

**ORTOPEDİ ALANINDA KULLANILAN DAİRESEL DIŞ SABİTLEYİCİLERİN  
BİYOMEKANİK OPTİMİZASYONU VE TAVŞANLAR ÜZERİNDE  
UYGULAMASI**

DOKTORA TEZİ  
Özgür VERİM

DANIŞMAN  
Prof. Dr. Süleyman TAŞGETİREN  
MAKİNE MÜHENDİSLİĞİ ANABİLİM DALI

Mart, 2015

Bu tez çalışması 13.FEN.BİL.43 numaralı proje ile BAPK tarafından desteklenmiştir.

**AFYON KOCATEPE ÜNİVERSİTESİ**  
**FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**DOKTORA TEZİ**

**ORTOPEDİ ALANINDA KULLANILAN DAİRESEL DIŞ**  
**SABİTLEYİCİLERİN BİYOMEKANİK OPTİMİZASYONU VE**  
**TAVŞANLAR ÜZERİNDE UYGULAMASI**

**Özgür VERİM**

**DANIŞMAN**

**Prof. Dr. Süleyman TAŞGETİREN**

**MAKİNE MÜHENDİSLİĞİ ANABİLİM DALI**

**Mart, 2015**

### TEZ ONAY SAYFASI

Özgür VERİM tarafından hazırlanan "ORTOPEDİ ALANINDA KULLANILAN DAİRESEL DIŞ SABİTLEYİCİLERİN BİYOMEKANİK OPTİMİZASYONU VE TAVŞANLAR ÜZERİNDE UYGULAMASI" adlı tez çalışması lisanüstü eğitim ve öğretim yönetmeliğinin ilgili maddeleri uyarınca 13/03/2015 tarihinde aşağıdaki jüri tarafından oy birliği/oy çokluğu ile Afyon Kocatepe Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Makine Mühendisliği **Anabilim Dalı'nda DOKTORA TEZİ** olarak kabul edilmiştir.

**Danışman** : (Prof. Dr. Süleyman TAŞGETİREN)



**Başkan** : Prof. Dr. Levent ALTINEL  
Akdeniz Üniversitesi, Tıp Fakültesi

İmza

**Üye** : Doç. Dr. Abdurrahman KARABULUT  
Afyon Kocatepe Üniversitesi, Teknoloji Fakültesi

İmza

**Üye** : Doç. Dr. Ahmet GAYRETLİ  
Afyon Kocatepe Üniversitesi, Teknoloji Fakültesi

İmza

**Üye** : Prof. Dr. Levent ALTINEL  
Akdeniz Üniversitesi, Tıp Fakültesi

İmza

**Üye** : Prof. Dr. Mehmet ÇOLAKOĞLU  
Adnan Menderes Üniversitesi, Mühendislik Fakültesi

İmza

Afyon Kocatepe Üniversitesi  
Fen Bilimleri Enstitüsü Yönetim Kurulu'nun  
...../...../..... tarih ve  
..... sayılı kararıyla onaylanmıştır.

.....  
Prof. Dr. İbrahim EROL  
Enstitü Müdürü

**BİLİMSEL ETİK BİLDİRİM SAYFASI**  
**Afyon Kocatepe Üniversitesi**

**Fen Bilimleri Enstitüsü, tez yazım kurallarına uygun olarak hazırladığım bu tez çalışmasında;**

- Tez içindeki bütün bilgi ve belgeleri akademik kurallar çerçevesinde elde ettiğimi,
- Görsel, işitsel ve yazılı tüm bilgi ve sonuçları bilimsel ahlak kurallarına uygun olarak sunduğumu,
- Başkalarının eserlerinden yararlanılması durumunda ilgili eserlere bilimsel normlara uygun olarak atıfta bulunduğumu,
- Atıfta bulunduğum eserlerin tümünü kaynak olarak gösterdiğimi,
- Kullanılan verilerde herhangi bir tahrifat yapmadığımı,
- Ve bu tezin herhangi bir bölümünü bu üniversite veya başka bir üniversitede başka bir tez çalışması olarak sunmadığımı

**beyan ederim.**

**23/03/2015**

**İmza**

**Özgür VERİM**

**ÖZET**  
Doktora Tezi

ORTOPEDİ ALANINDA KULLANILAN DAİRESEL DIŞ SABİTLEYİCİLERİN  
BİYOMEKANİK OPTİMİZASYONU VE TAVŞANLAR ÜZERİNDE  
UYGULAMASI

Özgür VERİM

Afyon Kocatepe Üniversitesi

Fen Bilimleri Enstitüsü

Makine Mühendisliği Anabilim Dalı

**Danışman:** Prof. Dr. Süleyman TAŞGETİREN

Bu araştırmanın amacı ortopedi alanında kullanılan dış sabitleyicilerden birisi olan yeni tasarlanmış Dairesel eksternal fiksator (DEF) sisteminin biyomekanik optimizasyonunun gerçekleştirilmesi ve kırık hattı üzerindeki baskı miktarı değişiminin kırık iyileşmesi üzerine etkisinin incelenmesidir. Dış sabitleyiciler, hasarlı uzuvların stabilizasyonunu sağlayan vücut dışından uygulanan bir cihaz ile iskelet deformitelerinin düzeltilmesinin yanı sıra kemik ve eklem hasarlarının tedavisinde kullanılan bir yöntem olarak görülmektedir. Çalışma nümerik ve klinik olmak üzere iki aşamada gerçekleştirilmiştir. Nümerik çalışmada, DEF sistemi üzerinde belirlenen parametrelerin göz önüne alınarak değişimlerinin sistem ve kırık hattı üzerindeki etkileri sonlu elemanlar metodunu kullanan ANSYS yazılımı ile incelenmiştir. Klinik çalışmada ise yeni tasarlanan ve üretilen DEF sistemi 36 adet Yeni Zelanda cinsi Albino tavşan tibia üzerine monte edilmiş ve belirli sürelerde radyolojik ve histolojik analizler ile incelenmiştir. Bu çalışmada, nümerik analizlerin doğruluğunun tespit edilebilmesi için konvansiyonel sistemin kullanıldığı kontrol grubu ve sonlu elemanlar çözümlerinden elde edilen iki farklı deney grubu olmak üzere üç farklı DEF sistem grubu üzerinde incelemeler yapılmıştır. Geliştirilen yeni sistemin hem erken dönem hemde geç dönem kırık iyileşmesinin konvansiyonel sisteme göre daha avantajlı olduğu görülmüştür.

**2015, xiv + 124 sayfa**

**Anahtar Kelimeler:** Dış Sabitleyiciler, Biyomekanik Optimizasyon, Kırık İyileşmesi

**ABSTRACT**  
PhD Thesis

**BIOMECHANICAL OPTIMIZATION OF CIRCULAR EXTERNAL FIXATORS  
USED IN ORTHOPAEDICS AND THE APPLICATION ON RABBITS**

Özgür VERİM

Afyon Kocatepe University

Graduate School of Natural and Applied Sciences

Department of Mechanical Engineering

**Supervisor:** Prof. Dr. Süleyman TAŞGETİREN

The aim of this study is to perform biomechanical optimization of the newly designed CEF used in the field of orthopaedics. With this optimized design, the change of amount of pressure on fracture line is examined the effects on the fracture healing. External fixators provide the correction of skeletal deformities with a device applied from outside the body. Therefore they are regarded as a method used in the treatment of bone and joint damages. The study was performed in two phases: numerical and clinical. The changes of the determined parameters on the CEF system were considered and their influences on the system and fracture line were investigated using ANSYS software. In clinical study, designed and manufactured CEF system was mounted on the tibia of 36 New Zealand white rabbits and radiological and histological analysis performed at certain periods. This study has been conducted on three different designs including the control group in which the conventional system is used and two experimental groups obtained from the finite element solutions in order to determine the accuracy of the numerical analysis. Consequently, fracture healing of both early and late period of developed the new system was found to be more advantageous than the conventional system

**2015, xiv + 124 pages**

**Key Words:** External Fixators, Biomechanical Optimization, Fracture Healing

## TEŞEKKÜR

Bu araştırma konusunun belirlenmesi, nümerik, klinik ve deneysel çalışmaların yönlendirilmesi, sonuçların değerlendirilmesi ve yazımı aşamasında yapmış olduğu büyük katkılarından dolayı tez danışmanım sayın Prof. Dr. Süleyman TAŞGETİREN hocama minnet ve şükranlarımı sunarım.

Tez çalışması boyunca benden bilgi ve deneyimlerini esirgemeyen sayın Prof. Dr. Fuat AKPINAR, Prof. Dr. Levent ALTINEL ve Yrd. Doç. Dr. M. Serhan ER hocalarıma sonsuz teşekkürlerimi sunarım. Çalışmanın her aşamasında ve özellikle cerrahi operasyon sırasında yanımda ve bana destek olan Yrd. Doç. Dr. Mehmet EROĞLU ve Dr. Veteriner Volkan YAPRAKÇI arkadaşlarıma çok teşekkür ederim. Tezimin radyolojik değerlendirme aşamasında desteğini esirgemeyen Yrd. Doç. Dr. Emre KAÇAR'a, çalışmanın histolojik analiz kısmında yardımcı olan Yrd. Doç. Dr. Fatih BOZKURT'a fiksatörün imalat kısmında yardımlarını esirgemeyen AKKURT Medikal şirketine, teşekkürlerimi sunarım. Ayrıca tez çalışması boyunca bana yardımcı olan ve beni motive eden sayın Dr. İrfan UCUN, Dr. Mehmet YUMURTACI, Doç. Dr. Şükrü KARAKAYA ve Arş. Grv. Ahmet Fatih YURAN dostlarıma teşekkürlerimi bir borç bilirim.

Tez çalışmasının başından sonuna kadar bana dualarını esirgemeyen anneme, babama, kardeşlerime, hayatımın her bölümünde sürekli yanımda maddi ve manevi desteğini hissettiğim eşim Gülay VERİM'e ve doktora süresi boyunca sıkıntılarımı üzerimden atmama yardımcı olan evdeki oyun arkadaşım oğlum Emirhan VERİM'e teşekkürlerimi sunarım.

13.FEN.BİL.43 numaralı, “Ortopedi Alanında Kullanılan Dış Sabitleyicilerin Biyomekanik Optimizasyonu” isimli proje kapsamında alınan maddi destekleri nedeniyle Afyon Kocatepe Üniversitesi Bilimsel Araştırmalar Proje Koordinasyon Birimine Teşekkür ederim.

Özgür VERİM

AFYONKARAHİSAR, 2015

## İÇİNDEKİLER DİZİNİ

	Sayfa
ÖZET .....	i
ABSTRACT .....	ii
TEŞEKKÜR .....	iii
İÇİNDEKİLER DİZİNİ .....	iv
SİMGELER ve KISALTMALAR DİZİNİ .....	vi
ŞEKİLLER DİZİNİ .....	x
ÇİZELGELER DİZİNİ .....	xiv
1. GİRİŞ .....	1
1.1 Önceki Çalışmalar .....	1
1.2 Amaç ve Kapsam .....	24
2. LİTERATÜR BİLGİLER .....	26
2.1 Eksternal Fiksatorler .....	26
Eksternal Fiksatorlerin Avantajları .....	28
Eksternal Fiksatorlerin Dezavantajları .....	29
2.2 Dairesel Eksternal Fiksatorler .....	29
2.2.1 Dairesel Eksternal Fiksator Parçaları .....	29
Halkalar .....	30
Kirschner Teller .....	31
2.2.2 Dairesel Eksternal Fiksatorlerin Biyomekaniği .....	32
2.2.3 İnternal ve Eksternal Fiksatorlerde Malzeme Seçimi .....	34
2.3 Kemik Kırıklarının İyileşme Morfolojisi .....	37
3. MATERYAL ve METOT .....	41
3.1 Biyomekanik Çalışmalar .....	41
3.2 Tavşan Tibia Kemiğinin Mekanik Karakterisitğinin Belirlenmesi .....	42
3.3 Tavşan Tibia kemiği ve DEF sisteminin 3B modellenmesi .....	44
3.4 DEF Sisteminin Sonlu Elemanlar Analizi .....	48
3.5 DEF Sisteminin Optimizasyonu .....	59
3.6 DEF Sisteminin Klinik Olarak Uygulanması .....	64
3.6.1 Klinik Çalışmada Kullanılan Hayvanların Seçimi .....	65
3.6.2 Klinik Çalışmada Ameliyat Öncesi ve Sonrası İşlemler .....	66
3.7 Radyolojik Çalışma .....	69
3.8 Histolojik Çalışma .....	70
4. BULGULAR .....	71
4.1 Tavşan Tibia Kemiğinin Mekanik Testi .....	71



4.2 Biyomekanik Optimizasyon Sonuçları .....	72
4.3 Radyolojik Analiz Sonuçları .....	89
4.4 Histolojik Analiz Sonuçları.....	94
4.5 Tartışma .....	100
5. SONUÇLAR.....	104
KAYNAKLAR.....	106
ÖZGEÇMİŞ.....	122

## SİMGELER ve KISALTMALAR DİZİNİ

---

### Simgeler

c	Eksenden dış çizgiye olan mesafe
cm	Santimetre
Co	Kobalt
Cr	Krom
d	Tel Çapı
F <sub>ön</sub>	Ön Yükleme
Fe	Demir
GPa	Giga paskal
Ir	Iridyum
k	Yay katsayısı
Kg	Kilogram
kN	Kilo Newton
L	Destekler arası mesafe
M	Metrik
mm	Milimetre
Mo	Molibden
MPa	Mega paskal
N	Newton
Ni	Nikel
Nm	Newton metre
Os	Osmiyum
Pd	Palladyum
Pt	Platin
Rh	Rodyum
Ru	Rutenyum
Ta	Tantal
Ti	Titanyum
W	Tungsten
$\alpha$	Teller arası açı

$\beta$	Açısal yer değiştirme
$\delta$	Yer değişim
E	Elastisite modülü
I	Atalet momenti
$\sigma$	Gerilme
$\sigma_{\max}$	Maksimum eğilme dayanımı

---

## Kısaltmalar

---

ABS	Acrylonitrile Butadiene Styrene
ANSI	Amerikan Ulusal Standart Enstitüsü
AO	İnternal fiksasyon çalışmaları derneği
AISI	Amerikan Demir ve Çelik Enstitüsü
ASTM	Amerikan Test ve Malzeme Topluluğu
A-W G-C <sup>2</sup>	Glassceramic
BG	Bioglass
BT	Bilgisayarlı Tomografi
DEF	Dairesel Eksternal Fiksator
DOE	Deney Tasarımı
FOV	Field of View
GDO	Goal Driven Optimization
HA	Hydroxyapatite
HCA	Hydroxy Carbonate Apatite
HE	Hematoksilen Eosin
HU	Hounsfield Brimi
İEF	İlizarov Eksternal Fiksator
JESS	Joshi Eksternal Stabilizasyon Sistemi
MOO	Multi-Objective Optimization
MRI	Manyetik Rezonans Görüntüleme
NURBS	Non Uniform Rational B-Spline
PCL	Polycaprolactone
PEEK	Poly Ether–Ether-Ketone
PGA	Poly Glycolic Acid
PDLA	Poly-D-Lactide
PDS	Polydioxanone
PHB	Polyhydroxybutyrate
PHEMA	Poly (2-hydroxy-ethyl-methacrylate)
PLA	Poly Lactic Acid
PLLA	Poly-L-Lactide

PMMA	Polymethyl-Methacrylate
TCP	Tricalcium Phosphate
TWINTEx	Düz örgülü cam/polipropilen kompozit
WSN3k	Düz örgülü karbon /epoksi kompozit
VA	Vücut Ağırlığı
Y-TZP	Yttria-stabilized Zirconia
3B	Üç Boyutlu

---

## ŞEKİLLER DİZİNİ

	Sayfa
Şekil 2.1 DEF sistemlerinde kullanılan genel halka çeşitleri.....	30
Şekil 2.2 Kırık iyileşme süreci yangı evresi.....	38
Şekil 2.3 Kırık iyileşme süreci onarım evresi .....	39
Şekil 2.4 Kırık iyileşme süreci yeniden şekillenme evresi .....	40
Şekil 3.1 Üç noktadan eğilme test düzeneği .....	42
Şekil 3.2 Kemiklerin kesit alanı çeşitleri .....	43
Şekil 3.3 Sol üst; Frontal Plane, sol alt; Sagittal Plane, sağ üst; Transvers Plane, sağ alt; 3D izometrik görünüş.....	45
Şekil 3.4 Hounsfield skalası.....	46
Şekil 3.5 Tibia'nın 3B modelleme işlem sırası .....	47
Şekil 3.6 Optimizasyon işleminde kullanılan DEF sisteminin parçaları .....	49
Şekil 3.7 DEF sisteminin oluşmasında ve optimizasyon işleminde kullanılan parametreler .....	50
Şekil 3.8 Çalışmada incelenen transvers kırık konumu.....	51
Şekil 3.9 DEF sisteminin ölçülendirilmesi .....	52
Şekil 3.10 Tibia kemiğine etki eden kuvvet ve uygulanan sınır şartları; (a) proksimal tibia kondülüne uygulanan kuvvet dağılımı, (b) distal tibia kondülüne uygulanan sınır şartı, (c) uygulanan kuvvetin doğrultusu.....	55
Şekil 3.11 Sonlu elemanlarda kullanılan SOLID 285 Tetrahedral ve SOLID 185 Hexahedral eleman tipleri.....	56
Şekil 3.12 Bütün sistemin mesh kalitesi .....	57
Şekil 3.13 DEF sisteminin genel ve bölgesel sonlu elemanlar mesh yapısı .....	58

<b>Şekil 3.14</b> Mekanik analiz ve Optimizasyon çalışma ara yüzü.....	60
<b>Şekil 3.15</b> DOE çalışma alanı (giriş ve çıkış parametreleri, giriş parametrelerinin alt ve üst limitleri, tasarım noktaları).....	61
<b>Şekil 3.16</b> Tepki yüzey çalışma alanı .....	62
<b>Şekil 3.17</b> GDO çalışma alanı ve aday tasarım noktaları (Candidate Points).....	63
<b>Şekil 3.18</b> (a) Çalışmada kullanılan kontrol grubu, (b) T1 ve T2 grubu DEF sistemleri	64
<b>Şekil 3.19</b> Uludağ Üniversitesi Tıp Fakültesi Deneysel Hayvanları Yetiştirme Uygulama ve Araştırma Merkezindeki tavşanların yetiştirilme görüntüsü.....	66
<b>Şekil 3.20</b> Tavşanın ameliyat ortamına hazırlanması ve Fiksatorün kemiğe konumlandırılması. (a) Tavşan Femur ve Tibia kemiklerinin traş edilmesi, (b) tavşan bacağına batikon ile temizlenerek ameliyata hazırlama, (c) Fiksatorün Tibia kemiğine konumlandırılması .....	67
<b>Şekil 3.21</b> Mikro el testere cihazı ile osteotominin uygulanışı .....	68
<b>Şekil 4.1</b> (a), (b), (c) Tibia'nın çekme cihazı üzerindeki konumunun farklı mesafelerden görüntüleri. (c) Tibianın 70 mm mesnetler arası mesafe üzerindeki konumu.	71
<b>Şekil 4.2</b> Testleri yapılan tibiaların kuvvet-şekil değişimi grafiği .....	72
<b>Şekil 4.3</b> Mevcut DEF sisteminin üç boyutlu modeli ve sonlu elemanlar analiz sonuç.	73
<b>Şekil 4.4</b> Tibia-DEF sisteminin ve kırık hattının alt ve üst yüzeylerindeki Von Mises eşdeğer gerilme dağılımı .....	74
<b>Şekil 4.5</b> Parçalar üzerindeki Von Mises eşdeğer gerilme değerleri. (a) Pimler, (b) Tibia, (c) Halkalar ve (d) Kirschner telleri.....	75
<b>Şekil 4.6</b> Yay katsayısı, tel açısı ve tel çapına bağlı olarak kırık hattındaki üst yüzeyde meydana gelen maksimum $\sigma_y$ gerilme dağılımı.....	77
<b>Şekil 4.7</b> Yay katsayısı, tel açısı ve tel çapına bağlı olarak kırık hattındaki alt yüzeyde meydana gelen maksimum $\sigma_y$ gerilme dağılımı.....	78

<b>Şekil 4.8</b> Yay katsayısı, tel açısı ve tel çapına bağlı olarak tibia üzerinde meydana gelen maksimum eşdeğer gerilme dağılımı .....	79
<b>Şekil 4.9</b> Yay katsayısı, tel açısı ve tel çapına bağlı olarak bütün sistem üzerinde meydana gelen maksimum eşdeğer gerilme dağılımı .....	80
<b>Şekil 4.10</b> Ön yükleme, tel açısı ve tel çapına bağlı olarak kırık hattındaki üst yüzeyde meydana gelen maksimum $\sigma_y$ gerilme dağılımı.....	81
<b>Şekil 4.11</b> Ön yükleme, tel açısı ve tel çapına bağlı olarak kırık hattındaki alt yüzeyde meydana gelen maksimum $\sigma_y$ gerilme dağılımı.....	82
<b>Şekil 4.12</b> Ön yüklemenin, tel açısı ve tel çapına bağlı olarak tibia üzerinde meydana gelen maksimum eşdeğer gerilme dağılımı .....	83
<b>Şekil 4.13</b> Ön yüklemenin, tel açısı ve tel çapına bağlı olarak bütün sistem üzerinde meydana gelen maksimum eşdeğer gerilme dağılımı .....	84
<b>Şekil 4. 14</b> Teller arası açı ile kırık hattı üzerindeki alt ve üst yüzeyler arasında oluşan yer değişim ilişkisi .....	85
<b>Şekil 4.15</b> Yay ön yükleme, tel çapı, tel açısı ve yay kaysayısı gibi giriş parametrelerin sistem üzerindeki maksimum eşdeğer gerilme ve tibia üzerindeki maksimum eşdeğer gerilme üzerindeki etkileri.....	86
<b>Şekil 4.16</b> Yay ön yükleme, tel çapı, tel açısı ve yay kaysayısı gibi giriş parametrelerin kırık hattındaki üst yüzeyde meydana gelen maksimum normal gerilme ve alt yüzeyde meydana gelen maksimum normal gerilme üzerindeki etkileri.....	87
<b>Şekil 4.17</b> Kontrol, T1 ve T2 gruplarına ait 15. gün röntgen örnekleri.....	91
<b>Şekil 4.18</b> Kontrol, T1 ve T2 gruplarına ait 25. gün röntgen örnekleri.....	92
<b>Şekil 4.19</b> Kontrol, T1 ve T2 gruplarına ait 35. gün röntgen örnekleri.....	93
<b>Şekil 4.20</b> Fibröz doku proliferasyonu (F) ve kırık dokuya farklılaşan alanlar.....	94
<b>Şekil 4.21</b> Geniş immatür kemik doku ve kırık dokuya farklılaşan alanları (C).....	95
<b>Şekil 4.22</b> Geniş hiperplazik kırık dokuya farklılaşan alanları (C).....	95



<b>Şekil 4.23</b> Hiperplazik kıkırdak dokusu (C) ve yeni şekillenen immatür kemik alanları (oklar) .....	97
<b>Şekil 4.24</b> Geniş immatür kemik doku ve remodelizasyonun başladığını işaret eden osteoklastik hücre (oklar) aktivasyonu .....	98
<b>Şekil 4.25</b> İmmatür kemik dokunun kompakt kemik dokuya dönüşmesi, osteoklastik hücre (oklar).....	99

## ÇİZELGELER DİZİNİ

	Sayfa
Çizelge 2.1 Eksternal Fiksator Tipleri .....	27
Çizelge 3.1 DEF sistemi ve kemiğe ait malzemelerin mekanik özellikleri .....	53
Çizelge 3.2 Optimizasyonda kullanılan giriş parametrelerin alt, üst ve başlangıç değ. ..	61
Çizelge 3.3 Klinik çalışma için oluşturulan gruplar .....	65
Çizelge 3.4 Radyografik puanlama sistemi.....	69
Çizelge 3.5 Histopatolojik Skorlama Sistemi .....	70
Çizelge 4.1 Uygulanan sınır şartları altında üç adet tasarım noktasındaki giriş ve çıkış parametre değerleri.....	88
Çizelge 4.2 Optimizasyon sonucunda klinik çalışmada uygulanacak grupların parametre değerleri.....	89
Çizelge 4.3 15, 25 ve 35. günlerde değerlendirilen radyografik görüntü sonuçlarının sayısal ortalaması .....	90
Çizelge 4.4 15, 25 ve 35. günlerde değerlendirilen radyografik görüntülerin tek yönlü ANOVA testi sonuçları .....	90
Çizelge 4.5 15 ve 35. günlerde değerlendirilen histolojik sonuçların sayısal ort.....	96
Çizelge 4.6 15 ve 35. günlerde değerlendirilen histolojik sonuçların tek yönlü ANOVA testi .....	96

# 1. GİRİŞ

## 1.1 Önceki Çalışmalar

Eksternal fiksasyon sistemleri, stabil olmayan kırıkların tedavisinde, uzuv uzatmada, patolojik ve genetik ortopedik deformitelerin düzeltilmelerinde geniş ölçüde bir kullanım alanına sahiptir. Ortopedi alanında kullanılan eksternal fiksatorlerin mekanik karakteristikleri kaynamanın olduğu çevreyi doğrudan etkilemektedir. Son otuz yıl boyunca rijit eksternal fiksator yardımıyla anatomik redüksiyon ve primer kırık iyileşme, kırık yönetiminde altın standart olarak görülmüştür.

Eksternal fiksasyon yapıları, deri içinden geçen teller veya vidalar, klemler, rodlar veya halkalar ve destek malzemelerinden oluşmaktadır. Bu malzemeler kendi içlerinde farklı konfigürasyonlarda birleşerek eksternal fiksator yapılarını oluşturmaktadır. Genel olarak eksternal fiksator yapıları unilaterale, bilateral, dairesel ve hibrit olarak sınıflandırılabilir. Her sistem kendi içinde özel endikasyonlara, avantajlara ve dezavantajlara sahiptir (Moss and Tejwani 2007).

Çok sayıda dışarıdan gelen veya fiksator sistemi ile ilişkili faktörler, herhangi bir DEF yapısının biyomekanik karakteristiğini etkilemektedir. Bu faktörlerden bazıları halka çapı, halkaların malzeme kompozisyonu, halkaların konfigürasyonu, tel sayısı, tel çapı, tel ön yüklemesi, tel oryantasyonu ve tel tipleri olarak sınıflandırılabilir (Lewis *et al.* 1998).

Ortopedi alanında kırık kemiklerin tedavilerinde kırık yüzeyleri arasındaki hareketlerin rolünün, herhangi bir kırığın kompleks iyileşme sürecinde çok önemli olduğu bilinmektedir. Günümüzde bir kırığın iyileşmesi için en faydalı ortamın ne olduğu tam olarak açıklanamamıştır. Fakat büyük aksel hareketlerin yanı sıra eğme ve büyük kayma kuvvetleri negatif parametreler olarak kabul edilmiştir (Noordeen *et al.* 1995, Yamaji *et al.* 2001, Augat *et al.* 2003, Schell *et al.* 2005). Bunun aksine küçük kayma ve küçük aksel hareketler ise faydalı parametreler olarak dikkate alınmıştır (Wolf *et al.* 1998, Bishop *et al.* 2006). Bu doğrultuda ve kemik segmentlerinin çok küçük

hareketlerini desteklemek amacıyla İlizarov sistemlerine uygun ayarların yapılması gerekir (Mitousoudis *et al.* 2010).

Kırık iyileşmesini etkileyen en uygun parametrelerden birisi kırık yüzeyleri arasındaki yer değişimidir. Son zamanlarda kırık iyileşmesi sırasında kontrollü kırık yüzeyleri arasındaki harekete olan klinik ilgi artmıştır. Geciken kırık iyileşmesinin uyarılması, aksenel kırık yüzeyleri arasındaki mikro hareket şeklinde uygun bir mekanik uyarıcının uygulanması ile mümkün olduğu bazı hayvan çalışmalarında kanıtlanmıştır (Claes *et al.* 1997, Bilgili 2004, Korkmaz *et al.* 2005). Kenwright vd. (1991) benzer bir mekanik uyarım tasarımı ile klinikte dinamizasyonun kullanımı bu bulguları teyit etmiştir. Bu çalışmalarda 0.2 ve 1 mm arasındaki kırık yüzeyleri arasındaki hareketin yararlı olduğu görülmüştür. Fakat hayvan deneyleri ve klinik çalışmalarda 2 mm'den daha büyük kırık yüzeyleri arasındaki hareketin kötü sonuçlara yol açtığı görülmüştür (Noordeen *et al.* 1995).

Canlı vücudundaki dokuların işlevlerini yerine getirmek ya da onları desteklemek amacıyla kullanılan yapay veya doğal malzemelerden oluşmuş yapıların vücut içindeki veya dışındaki biyofonksiyonelliği ve biyouyumluluğu çok önemlidir. Bu amaç için kullanılan her malzemenin kendine özgü avantajları mevcuttur. Biyoseramikler yüksek biyouyumluluğa sahip inorganik malzemelerdir. Fakat insan kortikal kemiği ile karşılaştırıldığında düşük çekme dayanımı ve düşük kırılma tokluğundan dolayı yüksek yük taşıyan eklemler için kemik plağı veya kemik yerine kullanılan materyal olarak kullanılamazlar. Kemik plakları olarak kullanılan biyometaller, biyoaktif ve biyodegradable özelliklerine sahip değildir. Fakat sağlamlıkları, yıpranmaya karşı dirençleri ve şekillendirilebilirlikleri avantajlı yönleridir (Malekani *et al.* 2011). Ortopedi sektöründe kullanılan internal veya eksternal fiksasyon sistemlerinde istenilen malzeme özelliği parçanın kullanım yerine göre değişmektedir. Yüksek mukavemet, biyouyumluluk, düşük malzeme yoğunluğu, ekonomik değer gibi özellikler dikkate alındığında kompozit, alüminyum alaşımı ve polimer gibi malzemelerin kullanım alanları artmaktadır.

Bu alanda yapılmış olan çalışmalar üç alanda yoğunlaşmaktadır. Bunlar nümerik çalışmalar, deneysel çalışmalar ve klinik çalışmalardır. Bu nedenle bu çalışmada literatür bölümü nümerik, deneysel ve klinik çalışmalar olarak ele alınmıştır.

Fiksasyon işleminde tellerin sayısı sistemin rijiditesi ve stabilitesinde etkin rol oynamaktadır. Bu bağlamda fiksasyon tellerinin sayısının çoğaltılması fiksasyon işleminin stabilitesini olumlu etkilemektedir (Paley 1991, Grivas and Magnissalis 2011). Bronson vd. (1998)'ne göre teller arasındaki açının düşürülmesi ve tel sayısını azaltmak kemik segmentlerinin eğilme rijitliğini etkilemektedir. Orbay vd. (1992) tek halkalı yapının aksiyel ve burulma rijiditesinin sistemde kullanılan tellerin sayısı ile direkt orantılı olduğunu bulmuşlardır.

Paley (1991), tel mukavemetinin ve rijitliğinin tel çapının karesi ile orantılı olduğunu öne sürmüştür. Lewis vd. (1998)'nin yaptıkları çalışmalarda insan hastalarında yaygın olarak kullanılan tel çaplarının 1.5, 1.8 ve 2 mm olduğunu ve köpeklerde ve kedilerde 1-1.6 mm arasında değiştiğini öne sürmüşlerdir. Aynı çalışmada tek 1.8 mm çapındaki telin aynı ölçüde gerdirilmiş 1.5 mm tel çapına göre % 50 daha rijit olduğu gösterilmiştir. Podolsky ve Chao (1993) ise fiksator cihazında 1.5 mm ve 1.8 mm çapındaki tellerin kullanımlarını karşılaştırmış ve geliştirilen tüm parametreler için 1.8 mm çapındaki telim kullanımı fiksator rijitliğinde % 10 - % 20 arasında bir artış olduğunu bulmuşlardır.

Distaksiyon osteogenezis amacıyla eksternal fiksatorün kullanımı, genetik hastalıklar, metabolik koşullar, enfeksiyonlar, travmatik yaralanmalar ve genetik boy kısalığı gibi çeşitli sebeplerden kaynaklanan ortopedik problemler için geniş bir uygulama alanına sahiptir. Palatnik ve Rozbruch (2011) eksternal fiksasyon kullanılarak femoral rekonstrüksiyon isimli çalışmalarında femur'un çeşitli ortopedik prosedürleri geçiren hastalarda kullanılan bu yöntemin deneyimlerini analiz etmeyi amaçlamışlardır. Çalışma başlangıcında araştırmacılar femoral rekonstrüksiyon için eksternal fiksasyon kullanarak geriye dönük deneyimleri gözden geçirmişlerdir. Bu çalışmadaki hasta popülasyon analizinde, eksternal fiksasyon kullanımı için üç ayrı hasta grubu birincil amaca dayandırılarak tanımlanmıştır. Bu gruptaki hastalar uzatma (21 hasta),

deformite düzeltmesi (12 hasta) ve birleşmemiş kemik kırıklarının tamiri (10 hasta) olarak incelenmiştir. Bacak uzunluğunda eşitsizlik , uzuv hizalama, eksternal fiksasyon zamanı ve komplikasyonlar tüm grup ve üç alt grup için gerçekleştirilmiştir. Çalışma sonucunda bütün LLD'de, mekanik eksen sapması tarafından ölçülmüş olan femoral uzunluktaki eşitsizlikte ve kemik hizalamada ve tüm gruplar için lateral distal femoral açıda önemli bir gelişme olmuştur.

Eksternal fiksasyon yüksek dayanıklılık ve çok yönlülük gibi önemli özelliklere sahiptir. Zhang (2004) eksternal fiksatördeki gerdirilmiş tellerin geometrisi ve malzeme nonlineeritesi isimli çalışmasında eksternal fiksatörde bulunan gerdirilmiş telin temel karakteristiklerinin belirlenmesini incelemiştir. Çalışmada bir tel örneği eksternal İlizarov halkadan izole edilmiş ve telin nonlineer elastik ve plastik analizleri, sonlu elemanlar metodu kullanılarak gerçekleştirilmiştir. Çalışma sonucunda telin nonlineer davranışı yalnız malzeme sertliği ve akmasından değil aynı zamanda geometrisinden de kaynaklandığı bulunmuştur. Ön yükleme, tel sapmasını düşürmüş, plastik deformasyon başlangıcını geciktirmiş ve limitli plastik momenti yükseltmiştir. Fakat aynı zamanda erken malzeme sertleşmesi ve akmasına da yol açmıştır. Yapılan çalışmada sonuç olarak, tel performansının açıklanması için bütün yük/yer değiştirme eğrisinie ihtiyaç olduğu ortaya çıkarılmıştır.

Mitousoudis vd. (2010)'nin İlizarov eksternal fiksatörün (İEF) biyomekanik analizi isimli çalışmalarında tekniğin geçerliliğini etkileyen çeşitli faktörlerin parametrik incelenmesini sağlayan standart İEF sistemlerin nümerik analizi gerçekleştirilmiştir. Elde edilen sonuçlar mekanik testler ile karşılaştırılarak analizin doğruluğu ölçülmüştür. İlizarov aparatında tel kaymasından dolayı ön yükleme kaybını önlemek için telin bir ucunda zeytinyağı damlası şeklinde bir durdurucu ve diğer ucuna ise bir somun tasarlanmıştır. Nümerik çalışmalar deneysel sonuçlar ile karşılaştırıldığında gerilme için çok iyi, burulma için ise tatmin edici bir sonuç elde edilmiştir.

Rijitlik ve stabilite gibi ortopedik fiksatörlerin mekanik karakteristikleri, kemiğin iyileşme sürecinde mekanik-biyolojik ortamı direk olarak etkilemektedir. Konfigürasyon parametreleri ile İlizarov sisteminin etkinliğinin anlaşılmasında

biyomekanik analiz sonuçları önemli bir yer tutmaktadır. Toumanidou vd. (2011) İEF'nin sonlu elemanlar analizi isimli araştırmalarında İlizarov sisteminin iki halkalı ve dört halkalı konfigürasyonlarının detaylı üç boyutlu (3B) sonlu elemanlar modellerini geliştirerek sistemin aksenal rijitliği üzerine çalışmışlardır. Bunlara ek olarak parametrik analiz için dört halkalı konfigürasyondaki halka çapı, tel çapı ve sistem rijitliği üzerindeki ön yükleme miktarının etkinliğini de incelemişlerdir. Analiz sonuçlarına göre, halka çapının düşmesi ve tel çapı ve ön yükleme miktarının artması durumunda daha fazla rijitlik sağlandığı ortaya çıkmıştır.

Eksternal fiksator sistemlerinde kemiğin içinden geçen elemanların mekanik davranışı sistemin tüm rijitliği, stabilitesi ve güvenilirliğinde önemli bir faktördür. İlizarov sistemlerinde ince Kirschner telleri uygulayan cerrah veya mühendisler bunu henüz tam olarak açıklayamamışlardır. Bu problemi çözmek için kemik tarafından lateral yönde yüklenen ön yüklemeli ince tellerin yük/yer değiştirme davranışının belirlenmesi gerekir. Zamani vd. (2010)'nin İEF'de ince Kirschner tellerin teorik ve sonlu elemanlar modellenmesi isimli çalışmada ince Kirschner tellerinin lateral yer değiştirmelerini teorik ve nümerik olarak incelemişlerdir. Bu işlemlerde, kemiğin içi boş bir silindir olarak ve tel-kemik ara yüzü ise sürtünmesiz olarak kabul edilmiştir. Sonlu elemanlardan elde edilen sonuçlar matematiksel çözümden elde edilen sonuçlara çok yakın çıkmıştır. Teorik sonlu elemanlar metodu ile elde edilen sonuçlar, literatürde yayınlanan deneysel bulgular ile karşılaştırılmış ve benzer bulgular elde edilmiştir.

Kemiği geçen ince Kirschner telleri kemik iyileşmesinde mekanik-biyolojik ortamı etkileyen İEF sisteminin anahtar parçasıdır. Mekanik açışından, Kirschner telleri aksenal olarak gerilen ve sonrasında sabitlenen ve transvers olarak yüklenen ince kirişlerdir. Zamani vd. (2009)'nin yaptıkları başka bir çalışmada ön yükleme verilmiş ince kiriş için oluşturulan matematiksel formülasyon ile lateral yüklemekten dolayı kiriş gerilmesindeki değişim nedenlerinin çözümlenmesini amaçlanmıştır. Bu çalışmada ön yükleme verilmiş bir kirişin merkezi olarak yüklenmesi üzerine çalışılmış ve yeni polinom denklemleri türetilmiştir.

Donaldson vd. (2012) kemik-tel ara yüzünde İEF sisteminin gevşemesini etkileyen faktörlerin incelenmesi isimli araştırmalarında implant çevresindeki kemiğin akmaya başlama potansiyelini ve sonrasındaki İEF tel-halka sisteminin gevşemesini, nonlinear sonlu elemanlar analizi kullanarak incelemişlerdir. Bu çalışma içindeki gerinme tabanlı plastisite modeli, kemiğin elastikten plastik bölgeye geçmesini inceleme için kullanılmıştır. Bu simülasyon, aynı zamanda tel-kemik ara yüzündeki kontak davranışı, ortotropik elastisiteyi ve kemik özelliklerindeki periosteal ve endosteal değişimlerde kapsamaktadır. Bunların yanında yaş ile ilgili kemik yapısındaki değişim ile akmanın boyutunu, yerini ve tibia orta kısmındaki kemik-İlizarov temas yapısının özelliklerini belirlemek için de kullanılmıştır. Çalışma sonunda yaşın ilerleme durumlarında tel-kemik ara yüzündeki kemik akmasının gençlerdeki kemik akmasına göre oldukça büyük olduğu bulunmuştur. Ayrıca çalışma sonunda tüm tel-kemik ara yüzlerinde akma meydana gelen kemiğin hacminin, tel ön yüklemesinin artması ile azaldığı görülmüştür.

Baidya vd. (1999)'nin geliştirilmiş tekstil kompozit eksternal fiksator halkası isimli çalışmalarında, İEF sistemi için dairesel halkaların tasarlanması ve geliştirilmesi amaçlanmıştır. Örgülü aramid fiber kompozit malzeme ve epoksi reçine, sektörde uygulama alanı çok olan paslanmaz çelik yerine kullanılmıştır. Işık geçirgen kompozit malzemenin kullanımı daha kolay ve iyileşme sürecinde daha doğru radyografik gelişime izin vermektedir. Çalışmada kullanılan yarım halka, sonlu elemanlar metodu yardımıyla modellenmiştir. Yarım halkanın prototipi iki farklı kumaş kullanılarak üretilmiştir. Örülmiş fiber (Kevlar-29) ve kısa kırılmış karbon fiber, epoksi reçinenin takviyesi olarak kullanılmıştır. Basma dayanımı ve rijitliği, Amerikan Test ve Malzeme Topluluğu (ASTM) standartlarına göre test edilmiştir. Oluşturulan sistemlerin performansları mevcut sistem ile karşılaştırılmıştır. Simülasyon sonuçlarına göre halka çapının artması ile gerilmelerin arttığı görülmüştür. Mekanik test sonuçlarına bakıldığında kırılmış karbon fiberin, örgülü aramid fiberin özelliklerinden daha üstün olduğu sonucuna varılmıştır.

Yük taşıyıcı kemiklerde uzun segmental kırık durumlarında, kırık bölgesindeki mekanik stabiliteyi korumak için eksternal fiksatorler kullanılmaktadır. Kemik-fiksator sisteminin bütün rijitliği yalnızca fiksator tasarımı ile değil aynı zamanda kemiğe monte



edilen fiksator yöntemi ile de belirlenmektedir (Karunratanakul *et al.* 2013, Havitçioğlu *et al.* 1993). Bu rijitlik, biyomekanik ortamı etkileyen önemli bir faktördür. Ortopedi alanındaki fiksator sistemlerinin rijitliği sonlu elemanlar analizi ile tahmin edilebilmektedir. Karunratanakul vd. (2013) çalışmalarında tavşan tibia kemiğindeki uzun segmental kırıklar için önceden geliştirilen unilaterale eksternal fiksator içeren kemik-fiksator sisteminin 3B anatomik sonlu elemanlar modelini geliştirmeyi ve doğrulamayı amaçlamışlardır. Bu çalışmada fiksator vida ve kemik arasındaki temas ara yüzün, rijitliğin tahmini için önemli bir role sahip olduğu iddia edilmiştir. İn vitro mekanik test, kemiğe eklenen fiksator vidasının eğilme rijitliği ölçümünün yanı sıra tibia-fiksator sisteminin ve tavşan tibia orta kısmındaki kortikal kemiğin aksel rijitliğinin ölçümü vasıtasıyla gerçekleştirilmiştir. Kortikal kemiğin ve vida-kemik numunelerin mikro BT tabanlı sonlu elemanlar modelleri, mekanik test düzeneklerini modellemek için oluşturulmuştur. Uygun vida-kemik temas ara yüzlerinin yanı sıra tavşan kortikal kemiğin elastisite modülleri sonlu elemanlar modellerinden elde edilmiştir. Çalışma sonucunda tibia-fiksator sisteminin tahmini sonlu elemanlar ve ölçülen aksel rijitlikler arasındaki farklılıklar, uygun vida-kemik temas ayarları uygulanarak %117.93'ten %7.85'e düşürülmüştür. Neticede bu çalışma, doğru fiksator rijitlik tahmini için vida-kemik kontak ayarlarının önemini göstermiştir.

Kumar ve Gupta (2011) yaptıkları çalışmada kadavra tibiası ve çelik rodler kullanarak tibia kırıklarının stabilizasyonu için Joshi eksternal stabilizasyon sisteminin (JESS) in vitro dayanım testini gerçekleştirmeyi amaçlamışlardır. JESS numunelerin konfigürasyonları 62 yaşındaki erkek hastaya ait metafizyel tibia kırığına uygulanmıştır. Ortalama yetişkin erkek kadavra tibiası veya paslanmaz çelik silindir rodler kullanılarak iki tipi JESS numunesi hazırlanmıştır. JESS sisteminin dayanımı bir üniversal test cihazı kullanılarak ölçülmüştür. Aksel kompresyon yükleri ve deney numunelerindeki uygun kırık yüzeyleri arasındaki yer değişimi sonlu elemanlar analizinde karşılaştırılmıştır. Çalışma sonucunda JESS sisteminin ortalama mekanik dayanımı deneylerde 32.5 N/mm ve sonlu elemanlar analizinde 35.3 N/mm olarak elde edilmiştir. JESS sisteminin dayanımı İEF sisteminin dört'te biridir ve bu nedenle tam yük taşıma aktiviteleri için uygun değildir.

Son ve Chang (2013) eğimli açılar ile kırılan tibianın kırık iyileşme sürecini sonlu elemanlar yazılımı ile simüle incelemişlerdir. Çalışmada doku farklılaşması ve iyileşme süreci boyunca iyileşen hücrelerin gelişimini incelemek için bir mekanik düzenleyici teorisi ileri sürülmüştür. İterativ hesaplama Python kodları ile bir alt program yazılarak gerçekleştirilmiştir. Analiz sonuçları, iyileşme veriminin başlangıç yükleme koşulu ve eğik açılı plak modülünün birleşmesi parametrelerinden etkilendiğini ortaya koymuştur. Çalışma sonunda her bir başlangıç koşulu ve eğim açısı için en uygun plak modülü sonlu elemanlar yöntemiyle belirlenmiştir.

Kim vd. (2012) çalışmalarında, çeşitli kompozit kemik plaklarının kırık bölgesine uygulanmasında, kırık olan uzun kemiklerin endokondral ossifikasyon sürecini bir 3B sonlu elemanlar model kullanarak incelemişlerdir. Zamanla değişen hücre fenotiplerinin ve kallustaki gerinimlerin simülasyonu için bir alt program yazılmıştır. Temsili üç başlangıç yükleme şartı, doku farklılaşması ve başlangıç yükleme şartı arasındaki ilişkiyi bulmak için geliştirilmiştir. Çalışma sonunda sonlu elemanlar yardımıyla doku farklılaşmasının eğilimi ve kallustadaki iyileşme verimi, plak modülü ve yükleme şartlarına göre değerlendirilmiştir. Sonlu elemanlar sonuçları, doku farklılaşmasının başlangıç yükleme şartı ve kemik plak modülü tarafından etkilendiğini göstermiştir. Düşük başlangıç yükleme şartının (%10 Vücut Ağırlığı-VA) doku farklılaşması için yeterli koşulu sağlamadığı bulunmuştur.

Yarım pimli eksternal fiksasyonda pim-kemik ara yüzündeki lokal kemik akması, fiksator gevşemesi başlangıcı olarak bilinmektedir. Yaşlanma ve hastalıktan dolayı kemik özelliklerinin bozulması pim gevşemesi riskinin artmasına neden olabilir. Donaldson vd. (2012) çalışmalarında, yaş ile ilişkili kemik yapısı ve özelliklerindeki değişimler ile tibial orta bölgesindeki unilateral eksternal fiksasyon sistemleri için kemik akmasının mekaniği, bölgesi ve boyutunun belirlenmesini amaçlanmıştır. Bu çalışma aynı zamanda fiksasyon sistemlerinde kullanılan pimlerin sayısının etkisini ve titanyum pim kullanımının kemik akması üzerine etkilerini içermektedir. Analizler aynı zamanda pim-kemik ara yüzündeki temas davranışı, ortopedik elastisiteyi ve kemik özelliklerinin periosteal-endosteal değişimini kapsamaktadır. Çalışma sonuçlarına göre implant çevresindeki akan kemik hacminin, genç gruptan yaşlı gruba doğru gidildikçe

üç kat arttığı görülmüştür. Tüm kortikal kemik kalınlığı boyunca oluşan akma miktarı, yaşlı insanlar için bu cihazın zayıf performansını açıklayabilir.

Uzun segmental kemik kırıklarının iyileşmesindeki kararlılık için eksternal fiksatör sistemleri kullanılmaktadır. Bu kapsamda fiksatör rijitliği biyomekanik ortamı etkileyen önemli faktörlerden birisi olarak görülmektedir. Bunların yanında sonlu elemanlar analizi fiksatör rijitliğinin tahmini için önemli bir yere sahiptir. Karunratanakul vd. (2010)'nin kemik rekonstrüksiyonu için unilaterale fiksatörün sonlu elemanlar modellenmesinde kontak ayarlarının önemi isimli çalışmalarında müşteri odaklı geliştirilen unilaterale eksternal fiksatörün 3B sonlu elemanlar modelini geliştirmiş ve doğrulamışlardır. Çalışmada farklı fiksatör parçaları arasındaki temas ara yüzlerin, fiksatör rijitliğinin tahmini için önemli bir rol oynadığı öne sürülmüştür. Ayrı fiksatör parçalarının yanı sıra tüm fiksatörün in vitro mekanik testi, rijitliğin ölçülmesi ile gerçekleştirilmiştir. Mekanik test düzenekleri, çeşitli temas ara yüzlerinin farklı seviyelerde geliştirilmesini dikkate alan detaylı bir sonlu elemanlar modeli yardımıyla incelenmiştir. Tahmin edilen fiksatör rijitlik hatası, ölçülen rijitlik ile kıyaslandığında %121'den %16'ya düşürülmüştür. Ölçülen ve tahmin edilen fiksatör rijitlik hatalarının kaynağı nicel olarak değerlendirilmiştir. Çalışmanın sonucu olarak, fiksatör rijitliğinin tahmini için sonlu elemanlar modellerinin kullanılması, geometri ve temas ayarlarının dikkatli modellenmesine yardımcı olmuştur. Bu çalışma ile bir yandan vidalar ve fiksatör arasındaki ara yüzlerin, diğer taraftan vidalar ve kemik arasındaki ara yüzlerin, tüm sistemin rijitliği üzerine önemli bir etkiye sahip oldukları bulunmuştur. Bu sonuçlar yalnızca fiksatörün tasarımı için değildir, aynı zamanda biyomekanik ortamın veya kırık yüzeyleri arasındaki hareketin doğru tahmini için de önemli olmuştur.

Sternick vd. (2012) çalışmalarında tutucu üzerindeki farklı pim sayılarına göre platform tipi eksternal fiksatör sistem rijitliğinin analizini amaçlamışlardır. Büyük boyutlu Cromus dinamik eksternal fiksatörün analizi ASTM F1541 standardına uygun olarak ve sonlu elemanlar metodu kullanılarak gerçekleştirilmiştir. Modeller yaklaşık olarak 450.000 kuadratik tetrahedral elemandan oluşturulmuştur. Çalışmada çapları 5,5 mm olan ikili, üçlü ve dörtlü Schanz pimlerinden oluşan sistemler karşılaştırılmıştır. Her model 200 N'luk maksimum kuvvete maruz bırakılmış ve her model için montajın

rijitliği ve von Misses gerilme dağılımları incelenmiştir. Çalışma sonucunda sistemin rijitliği, iki pimli için 307.6 N, u pimli için 369 N ve dörtlü pimli için ise 437.9 N olarak elde edilmiştir. En yüksek gerilme daha az pimli konfigürasyonda oluşmuştur. Analiz sonucunda, maksimum gerilme fiksasyon alanına yakın pimlerin yüzeylerinde oluşmuştur.

Kemik taşınımı, uzun kemik defeklerinin tedavisi için kabul edilen iyi bir yöntemdir. Distarksiyon osteogenezis boyunca yeniden kemik oluşumunun başarılma şartı olan en önemli mekanik faktörlerden birisi fiksator rijitliğidir. Reina-Romo vd. (2011)'nin kemik taşınımından sonra yeniden oluşan ge kemik üzerinde fiksator rijitliğinin etkisi isimli çalışmalarında konsolidasyon fazı boyunca doku oluşumu ve kırık yüzeyleri arasındaki hareket üzerindeki fiksator cihazının rijitlik etkisinin geliştirilmesini amaçlamışlardır. Önceden gerçekleştirilen farklılaşma modeli (Claes and Heigele, 1999), gerilme ve kompresyonda dokuların farklı davranışlarının dikkate alınması vasıtasıyla sağlanmıştır. Çalışma hem deneysel hem de nümerik olarak incelenmiştir. Nümerik çalışmadaki geometrik model ise küçükbaş tibia kırığındaki iyileşme üzerinde yapılan bir deneye dayandırılmaktadır. Nümerik sonuçlar deneysel bulgulara uygun olarak hesaplanmıştır. Deneysel kırık yüzeyleri arasındaki hareketin sonuçları nümerik hesaplama ile gerçekleştirilen sonuçlara benzer çıkmıştır.

Claes ve Heigel (1999)'in kemik yüzeyleri boyunca oluşan gerilim ve gerinim değerleri ile kırık iyileşme tipinin ve sürecinin tahmini isimli çalışmalarında lokal gerilim ve gerinim vasıtasıyla kırık boşluğunda oluşan doku ile ilgili yeni bir nicel doku farklılaşma teorisi sunmuşlardır. Çalışmada kırık kalluslarında mevcut kalsifiye olmuş yüzeyler boyunca hidrostatik basınç ve gerinim miktarlarının, kallus dokusu farklılaşmasını belirlediğini ileri sürülmüşlerdir. Ayrıca hayvan kırık modellerinden elde edilen histolojik bulgular ile sonlu elemanlar modeli tarafından hesaplanmış olan kalluslardaki lokal gerilimler ve gerinimler karşılaştırılmıştır. Çalışma sonucunda, %5 daha küçük gerinimler için ve 0.15MPa'dan daha düşük hidrostatik basınçları için intramembranöz kemik oluşumunu tahmin etmişlerdir. Endokondral ossifikasyon ise yaklaşık olarak -0.15 MPa'dan daha büyük basınçlar ile ve %15'den daha küçük gerinimler ile ilgilidir. Diğer bütün şartların bağ dokusu ve fibröz kıkırdağa yol açtığı

görülmüştür.

Isaksson vd. (2006) çalışmalarında, bir hesaplamalı model üzerinde normal kırık iyileşmesini açıklamak için çeşitli algoritmaların yeteneklerini karşılaştırmayı amaçlamışlardır. Ek olarak normal kırık iyileşmesi sırasındaki doku farklılaşmasının gerinim, boşluk basıncı ve akışkan hızı gibi mekanik uyarıcılar tarafından eşit ölçüde düzenlendiğini düşünmüşlerdir (Lacroix and Prendergast 2002). Bu amaç için 3 mm'lik kırık boşluğu ile küçükbaş hayvan tibiasının sonlu elemanlar modeli, normal kırık iyileşmesi sırasındaki doku farklılaşma sürecini analiz etmek için kullanılmıştır. Bu süreç içinde önceki yayınlanmış mekanik düzenleyici algoritmalar çalışılmış ve normal kırık iyileşme süreci doğru bir şekilde elde edilmiştir. Önceki yayınlanan çalışmalarda periosteum ve kallus boyunca intramembranöz kemik oluşumu ve eksternal kallus ve kortikal boşluk içindeki endokondral ossifikasyon tahmin edilmiştir. Fakat onların anlamlı olmadığı ortaya çıkarılmıştır. Boşluk basıncı veya akışkan hızı gibi etkilerin hiçbiri, kırık iyileşmesi boyunca zaman veya mekâna bağlı doku farklılaşmasını doğru şekilde tahmin edememiştir. Yalnız gerinimin bir fonksiyonu olan teknik, normal kırık iyileşme sürecini doğru şekilde tahmin etmiştir. Bu yüzden deviatorik bileşenin, dolaylı kırık iyileşmesi boyunca doku farklılaşmasına rehberlik etmek için en anlamlı mekanik parametre olabileceği düşünülmektedir.

Son vd. (2014)'nin kan hücresi büyümesi dikkate alınarak bir kompozit kemik plağın kırılmış uzun kemiğe uygulanmasında kırık iyileşme sürecinin analizi isimli çalışmalarında tibia gibi uzun kemiklerin iyileşme sürecini, kan hücresi büyümesini dikkate alıp mekanik düzenleyici teorisini kullanarak analiz etmişlerdir. Farklı bir deyişle kan hücresi büyümesi göz önüne alınarak kallusların doku farklılaşma süreci, difüzyon denklemi ve mekanik düzenleyici modeline dayanan bir kullanıcı alt program ile analiz edilmiştir. İyileşme performansı üzerindeki plak modülünün etkisini incelemek için kırık bölgesine düz örgülü karbon /epoksi kompozit (WSN3k) ve düz örgülü cam/polipropilen kompozit'ten (Twintex) yapılmış kompozit kemik plakları uygulanmıştır. Çalışmada geliştirilen analiz kodlarının geçerliliğini doğrulamak için eksternal fiksator ile uygulanan koyun bacağının in-vivo test sonuçları, simülasyon çıktıları ile karşılaştırılmıştır. Çalışmadaki simülasyon sonuçlarına göre Twintex'ten

yapılmış kompozit kemik plağının daha yüksek iyileşme performansı sağladığı ve kortikal kemikten daha yüksek elastisite modülüne sahip olduğu bulunmuştur.

Farklı eksternal fiksasyon sistemlerinin mekanik özelliklerinin karşılaştırılması üzerine literatürde çok sayıda araştırma mevcuttur. Kırık sabitleme ve uzuv uzatma için kullanılan İlizarov sistemleri son zamanlarda uluslararası tanınırlığa sahip olmuştur. Fakat yöntemin uygulanabilirliği birçok anatomik bölgede farklılıklar oluşturmuştur. Bununla birlikte hibrit sistemlerin kullanımı klinik uygulamalarda konfigürasyon çeşitliliğinden ötürü diğer uygulamalara göre artmıştır. Yılmaz vd. (2003) bir standart ve dört hibrit İlizarov sistemi üzerinde rijitlik karakteristiklerini belirlemek için çalışmışlardır. Standart ve hibrit İlizarov sistemlerinde distal sabitlemeler benzer, fakat proksimal sabitlemeler farklıdır. Çalışma sonucunda standart İlizarov sisteminin aksel ve eğilme rijitlikleri tüm hibrit sistemlere göre daha büyük çıkmıştır. Hibrit sistemler arasında ise femoral yay şeklindeki halka ve yarım pim sayısı arttıkça daha yüksek aksel ve eğilme rijitliği elde edilmiştir. Burulma rijitliği için ise fiksator modelleri arasında anlamlı bir fark bulunmamıştır. Sonuç olarak hibrit sistemlerde optimum fiksator rijitliği için en az üç femoral yay ve dört yarım pim kullanılması gerekliliği ortaya konulmuş ve pimlerin birbirleri ile farklı düzlemlerde ve 90 derecelik açılarda olması gerekliliği ortaya çıkmıştır.

Caja vd. (1995)'nin lineer, dairesel ve hibrit eksternal fiksatorlerin mekanik performanslarının karşılaştırılması isimli çalışmalarında halihazırda kullanılan lineer, dairesel ve hibrit eksternal fiksator grupların aksel basma, eğilme ve burulma testleri altında mekanik performanslarını belirlemeye çalışmışlardır. Konfigürasyonları dört lineer, beş dairesel ve bir hibrit eksternal fiksatörden oluşturmuşlardır. Test sonrasında dairesel ve hibrit eksternal fiksatorlerin aksel basınç altında lineer olmayan bir davranış gösterdiğini görmüşlerdir. Ayrıca üç halkalı fiksatorlerin, dört halkalı fiksatorlere benzer olarak yüksek ortalama kuadratik regresyon sabitine sahip oldukları ortaya çıkmıştır. Tüm lineer eksternal fiksatorlerin aksel kompresyon, eğilme ve burulma rijitlikleri, sirküler eksternal fiksatörden daha büyük çıkmıştır. Sonuç olarak hibrit fiksatorler, klinik alanındaki kullanımlarında mekanik karakteristiklerinden dolayı daha ilgi çekici hale gelmiştir.

Bronson vd. (1998) eksternal fiksasyonun stabilitesi isimli çalışmalarında, fiksasyon parametrelerinin ve dairesel eksternal fiksator parçalarının manipülasyonunun nasıl geliştirilebileceği ve kemik segmentlerinin optimal stabilitesinin nasıl korunacağını belirlemeyi amaçlamışlardır. Ayrıca bu çalışmanın diğer bir amacı kemik segmentlerinin stabilizasyonunu etkileyen dış parametrelerin biyomekanik analizini gerçekleştirmektir. Test sonuçları, fiksator parçalarının manipülasyonları ve diğer parametreler ile etkileşimlerinden dolayı, rijitlikteki değişimler şeklinde gösterilmiştir. Mekanik test, halka çapı, tel açısı, halka ayırımı ve eksenel, burulma ve eğilme rijitliklerini içeren çok sayıda parçanın etkisi üzerinde çalışılmıştır. Elde edilen sonuçlara göre, tel açısı, halka ayırımı ve bunların etkileşimi eğilme rijitliği üzerine çok fazla etkiye sahipken, tek halka ve çift halka blok için, halka çapı, eksenel ve burulma rijitliklerini etkileyen çok önemli bir faktör olarak bulunmuştur. İki çift halka blok osteotomi bölgesi ile ilgili halka pozisyonunun, burulma ve eğilme rijitliği üzerine önemli bir etkiye sahip olduğunu göstermiştir. Kemik segmentlerinin stabilitesindeki değişimler, yalnızca fiksator parçalarına değil, aynı zamanda bunların fiksatorün diğer parçaları ile etkileşimine de bağlı olduğu görülmüştür.

Yük taşıma miktarının ve fiksatöre kuvvet aktarımının, İEF ile tedavinin sonuçları üzerine önemli bir etkisi vardır. Fiksator, elastik teller sayesinde kırık bölgesinde faydalı kırık yüzeyleri arasındaki hareketler ve basma yükleri sağlamaktadır. Hareketlilik, fiksatorün distal sonunda bir yük taşıma platformu uygulaması ile elde edilebilir. Gessmann vd. (2011)'nin İEF sistemlerin direk ve dolaylı yüklenmesi isimli çalışmalarında bir kompozit tibia kemik kullanarak kırık yüzeyleri arasındaki hareketler ve direk ve dolaylı yüklenmeden dolayı kırık bölgesinde oluşan kuvvetler üzerindeki biyomekanik etkiyi analiz etmişlerdir. Defekt bölgesine yerleştirilen yer değiştirme ölçerleri, kırık yüzeyleri arasındaki hareketleri ölçmek, kemik segmentlerinin göreceli hareketlerini ve halkalar arasındaki hareketleri belirlemek için eklenmiştir. Osteotomideki kompresyon yükleri bozulan bölgedeki yük hücreleri ile ölçülmüştür. Yük taşıma platformunun fiksator biyomekaniğinin davranışı üzerine önemli bir etkiye sahip olduğu görülmüştür. Bu platform, daha düşük bası yükleri, daha düşük kırık yüzeyleri arasındaki hareketler ve fiksator üzerinde daha yüksek mekanik gerilimler ile sonuçlanan osteotomi ile ilgili fiksator içinden geçerek dolaylı kuvvet aktarımına neden

olmuştur.

Augat vd. (1998)'nin kemik iyileşmesinde lokal doku özellikleri isimli çalışmalarında kırılmış kemik tamiri süresince bölgeye özgü mekanik ve histolojik özelliklerin karakterizasyonu ve bu özellikler ile ilişkili başlangıç mekanik durumları için 42 adet koyun metatarsus'unda deneysel bir kırık modeli kullanmışlardır. Transvers osteotomi'nin mekanik durumu, üç adet kırık boşluk ölçüsü (1, 2, veya 6) ve iki adet gerinim miktarı (% 7 veya 31) vasıtasıyla açıklanmıştır. Eksenel hareketin tanımlanmasına izin veren bir eksternal fiksator, bu ayarların kontrolünü sağlamıştır. Cerrahi işlemi takiben dokuz hafta boyunca, iyileşen alan incelenmiş ve periosteal kallus ve kırık boşluğunun alt bölgelerinde oluşan gerilme ve kompresyon özellikleri ölçülmüştür. Çalışma için merkez sagittal kesit, nicel histoloji için kullanılmıştır. Çalışma sonucunda mekanik stabiliteyi tekrar kazanmak için osteotomi çizgisi boyunca uzanan doku kalitesi bulunmuştur. Osteotomi boşluğunun artması düşük mekanik ve histolojik kaliteyi oluşturmuş ve bununla birlikte kırık tamir süreci çok az tamamlanmıştır. Artan kırık yüzeyleri arasındaki şekil değişimi, kalsifiye kırıkta kemik miktarını düşürmüştür. Çalışma sonucunda kırık tamirinin kalitesi üzerine osteotomi boşluk miktarının çok önemli bir etkiye sahip olduğu görülmüştür.

Tosborvorn vd. (2006)'nin alüminyum alaşımlı halka fiksatorün mekanik olarak değerlendirilmesi isimli çalışmalarında, kemik deformasyonunun düzeltilmesi için bir araç olan halka fiksatorün testini gerçekleştirmişlerdir. Çalışmada bir alüminyum alaşımlı halka fiksator üretilmiş ve halka fiksatorün dayanımının doğruluğu test edilmiştir. Çalışmada kullanılan alüminyum alaşımı paslanmaz çelikten 2 ile 3 kat daha hafif bir malzeme olarak tanımlanmıştır. Üretilen halkanın malzemesi alüminyum alaşımı olup bu alüminyum dökme borudan daha dayanıklıdır. Fiksator sistemi için tel klemp, 1.8 mm çaplı Kirschner tel ve vida açılmış rod kullanılmıştır. Alüminyum alaşımlı halka sisteminin rijitliği (127 N/mm) paslanmaz çelik halka sisteminden (103.91 N/mm) veya titanyum halka sisteminde farklı olmadığı görülmüştür. Bu yüzden alüminyum alaşımlı halka sistemlerinin klinik uygulamalar için yeterince dayanıklı ve düşük ağırlığa sahip olduğu bulunmuştur.



İlizarov sisteminde tel ön yüklemesinin, kırık iyileşmesini bozan hareketlerin azaltılması için önemli olduğu kabul edilmiştir. Ön yükleme ihtiyacını daha iyi anlayabilmek için Aquarius vd. (2007); (1) ön yükleme kaybı miktarını, (2) ön yükleme kaybı ve cıvata sıkma torku arasındaki ilişkiyi, (3) olası ön yükleme kaybı nedeni ve (4) kemik segmentlerinin toplam yer değiştirmesi ve tekrarlı mikro hareketler üzerine ön yüklemenin etkisi gibi problemleri incelemişlerdir. Bunlar için çeşitli ön yüklemeli ve cıvata sıkma torklu üç adet İlizarov sistemi test edilmiştir. Bütün deney boyunca her tel için kayma ve gerilme değerleri ölçülmüştür. Deney sonuçlarında kaymadan dolayı %75'e kadar ön yükleme kaybı meydana gelmiştir. Daha yüksek cıvata sıkma torku, ön yükleme kaybını önemli miktarda düşürmüştür. Bu yüzden daha yüksek tel ön yüklemesi, kemik segmentlerinin maksimum eksenel yer değiştirmesini düşürmüştür. Deneysel İEF sistemlerindeki teller, sınırlı bir zaman diliminde ön gerilimini kaybetmiştir. Bununla birlikte kemik segmentlerinin aşırı eksenel yüklenmesi ve diğer yükleme konfigürasyonlarının kırık iyileşme sürecini nasıl etkileyeceği sorusu önemli bir soru olarak çalışma sonucunda ortaya çıkmıştır.

Standart İlizarov sistemlerinin kurulamayacağı yerlerde sistemin Schanz vidalar ile tamamlanması en akılcı yöndür. Toğrul vd. (2007) bu problemin çözümü için Schanz vidalı hibrit sistemlerin mekanik performanslarını inceleyerek standart İlizarov sistemi ile karşılaştırmışlardır. Bu amaçla biri standart İlizarov sistemi (ikişer çemberli), diğerleri kısmen Schanz vidalı (düz ve tam yivli) altı adet sisteme eksenel basınç, dört noktadan eğilme ve burulma testleri yapılmıştır. Çalışma sonucunda tam yivli Schanz vidaları ile oluşturulan hibrit sistemin mekanik performansı düz Schanz vidalı sisteme göre belirgin üstünlük göstermiştir. Bunun yanında en iyi mekanik performans standart İlizarov sisteminde elde edilmiştir. Çalışma sonucunda tam yivli Schanz vidalarının tüm İlizarov parçalarıyla monte edilebilmesi, gerginlik kaybı sorunu olmaması ve düzenli yer değiştirmeyi sağlayabilme özelliklerinden dolayı teller ve düz Schanz vidalarına iyi bir alternatif olduğunu görmüşlerdir.

İlizarov eksternal fiksatorde tel ön gerginliğinin korunması, fiksasyon cıvatasına uygulanan torka bağlıdır. Renard vd. (2005) uzun periyotlarda cihazın dinamik yüklenmesi boyunca tel ön gerginliğini korumak ve böylece yeterli kırık stabilitesini

elde etmek için çalışmışlardır. Bunun için cerrahi işlemden hemen sonra klinik olarak uygulanan torkları ölçmüşlerdir. Bir malzeme test cihazı ile halkaya monte edilen tel üzerine dinamik olarak yükler uygulanmıştır. Bu kapsamda birçok konfigürasyon test edilmiştir. Kararlı durum için tel gerginliğinde hızlı bir düşüş gözlenmiştir. Çalışma sonucunda en stabil olan konfigürasyonda (20Nm tel fiksasyon torklu) 200N'luk dinamik yüklenmeden sonra başlangıçtaki 90kg'lık tel ön gerginliğinin %50'si kalmıştır. En düşük stabiliteye sahip konfigürasyonda (10Nm'lik tork) ise yük olmadan bile önemli derecede tel kayması oluşmuştur. Tellerin plastik deformasyonu gözlenmemiştir. Bu yüzden tel gerginliğinin kaybının, fiksasyon civatalarının içinden geçen tellerin kaymasından dolayı olduğu ortaya çıkmıştır. Klinik uygulamalarda kullanılan küçük fiksasyon torklu tel gerginliği, dinamik yüklenmeden sonra kaybolmuştur.

Gessmann vd. (2011) geleneksel dört halkalı DEF ve yarım pimli yapıya sahip iki halkalı DEF sistemlerini karşılaştırmışlardır. Buna ek olarak kırık yüzeyleri arasındaki hareketler üzerindeki yük taşıma platformunun ve osteotomide kompresyon yüklerinin biyomekanik etkisini, sistem montajının her şekli için analiz etmişlerdir. Çalışmada anatomik olarak yerleştirilen teller ve yarım pimplere sahip mevcut iki İlizarov sistemi, distal halkanın altına yerleştirilen yük taşıma platformu olarak ve olmadan analiz edilmiştir. Kompozit tibianın orta diyafizyel bölgesine 3,5 mm'lik osteotomi uygulanmış ve sistemin üniversal test cihazı ile aksel yük altındaki davranışı incelenmiştir. Kırık yüzeyler arasındaki hareketler, kemik segmentlerinin hareketleri ve halkalar arasındaki hareketler yer değiştirme ölçer ile kaydedilmiştir. Çalışma sonuçlarına göre, bir yük taşıma platformu ile dolaylı yükleme, osteotomi boyunca kuvvet aktarım yönünü değiştirmiştir. Yarım pimli sistemin, direk ve dolaylı yükleme durumları altında telli sistemlere göre % 25 daha rijit olduğu bulunmuştur. Dolaylı yükleme durumunda kompresyon yükleri, direk yükleme durumu ile karşılaştırıldığında telli sistemde % 67 ve yarım pimli sistemde ise %57 oranında düşürülmüştür. Tel sisteminde aksel yük, osteotomi bölgesinde düzlem aksel hareket olarak gözlenirken, yarım pim sisteminde ötelenme hareketi ve açısal yer değiştirme olarak görülmüştür. Yük taşıma platformunun İEF sistemlerin biyomekanik performansı üzerinde önemli bir etkiye sahip olduğu bulunmuştur. Yarım pimler, İlizarov

sistemlerinde daha büyük rijitlik değerlerine neden olmuştur. Bunun yanında, aksenal yüklenme durumu altında osteotomi bölgesindeki kesme gerilmeleri dikkate alınmalıdır. Çalışma sonucunda elde edilen bilgiler ışığında kırık yüzeyleri arasındaki hareketlerin doğrultusu ve değer tahminleri yapılabilmektedir.

Wolf vd. (1998)'nin esnek eksternal fiksasyon ile sabitlenen diyafizyel osteotomilerin iyileşmesi üzerine eksternal mekanik uyartımların etkileri isimli çalışmalarında in vivo kırık modelindeki kırık yüzeyleri arasındaki hareketin çeşitli koşullar altındaki uyartımı 41 adet koyun üzerinde gerçekleştirilmiştir. Küçük kırık yüzeyleri arasındaki hareketlerin daha büyük kırık yüzeyleri arasındaki hareketlere göre daha iyi kemik iyileşme sonucu sağladığı genel olarak kabul edilmiştir. Deneysel çalışmada koyun sol tibiasında 3 mm boşluklu standardize edilmiş transvers osteotomi, unilateral eksternal fiksator ile sabitlenmiştir. Koyunlar dört gruba (0, 0.2, 0.4, 0.8 mm) ayrılmıştır. Altı haftalık iyileşme sürecinden sonra kemik mineral yoğunluğu ve biyomekanik stabilite, iyileşme kalitesinin belirlenmesi için ölçülmüştür. Çalışma sonucunda kallus oluşumunun miktarı, kırık yüzeyleri arasındaki hareket miktarının artması ile anlamlı olarak yükselmiştir. Farklılıkların anlamlı olmamasına rağmen, iyileşen kemiğin en yüksek biyomekanik stabilitesi ve boşluk dokusunun mineral yoğunluğu 0.4 mm'lik kırık yüzeyler arasındaki hareket ile elde edilmiştir.

Lewis vd. (2001)'nin DEF sisteminin aksenal karakteristikleri isimli çalışmalarında DEF tek halkalı yapının aksenal rijitlik karakteristiği üzerine, çeşitli halka çaplarının, tel gerginliğinin ve tel-sapma açısının etkilerini incelemişlerdir. Çalışmada halka merkezine yerleştirilen 19 mm çapındaki Delrin silindiri sabitlemek için 1.6 mm çapında kullanılan Kirschner tellerinden oluşan tek halkalı yapı incelenmiştir. İncelenen parça değişkenleri, halka çapı (50, 66, 84 ve 118 mm), tel sapma açısı (30, 60 ve 90°) ve tel gerginliği (0, 30, 60 ve 90 kg)'dir. Halkalar rijit olarak üniversal test sistemine monte edilmiş ve üzerine aksenal dinamik bası yükleri uygulanmıştır. Çalışma sonucunda halka çapının yer değiştirme üzerinde en büyük etkiye sahip olduğu görülmüştür. Bunun yanında tel gerginliğinin en küçük etkiye ve tel sapma açısının nominal etkiye sahip olduğu bulunmuştur. Fiksasyon tellerinin gerilmesi, bu yapıların aksenal rijitlik karakteristiklerini geliştirebilir.

Kırık iyileşmesini etkileyen en uygun parametrelerden birisi kırık yüzeyleri arasındaki yer değişimidir. Eksternal fiksatorlerin mekanik performansları üzerine yapılan birçok çalışmada fiksatorün rijitliği üzerinde yoğunlaşmıştır. Yang vd. (2003)'nin farklı hibrit eksternal fiksatorler ile kırık yüzeyleri arasındaki yer değişimleri ve rijitlik karakteristikleri isimli çalışmalarında, hibrit eksternal fiksator yapısının farklı yaklaşımlarının, kırık bölgesindeki mekanik ortamı nasıl etkilediğini belirlemeyi amaçlamışlardır. Çalışmadaki mekanik testler dört farklı hibrit fiksator üzerinde gerçekleştirilmiştir. Birincisi dört vidalı çubuğun dört halkaya bağlanması ile oluşan İlizarov hibrit fiksator, ikincisi 2/3 halkalar üzerine sabitlenen 2 mm'lik tellerden oluşan bar-halka hibrit fiksator, üçüncüsü bar-halka hibrit fiksatorün kuvvetlendirilmiş versiyonu ve dördüncüsü ise üç vidalı çubuğun iki adet 2/3 halkalara bağlanması ile oluşan iki-halka hibrit fiksator olarak verilmiştir. Fiksatorler malzeme test cihazı kullanılarak aksel kompresyonda ve dört noktadan eğilme durumlarında test edilmişlerdir. Çalışma sonucunda her halka üzerinde bir vida ve bir tele sahip olan İlizarov hibrit fiksatorün, dairesel fiksatorden daha çok bir unilateral fiksator gibi davranış sergilediği görülmüştür. Bunların yanında hibrit fiksatorlerin her iki fiksatorün (unilateral ve dairesel) mekanik karakteristikliğine sahip olduğu görülmüştür. Bar-halka hibrit fiksatorün, diğer bütün fiksatorlerden daha yüksek anlamlı bir aksel kırık yüzeyleri arasındaki yer değişimine sahip olduğu bulunmuştur. Bunun yanında unilateral fiksatorün ise en düşük kırık yüzeyleri arasındaki yer değişimine sahip olduğu ortaya çıkmıştır.

Gerilmiş ince telli eksternal fiksator sistemler, kırıkların tedavileri için şimdiye kadar başarılı bir şekilde kullanılmıştır. Metafizyel kemikte kullanıldığı zaman bu tip fiksatorler, yarım-pimli fiksatorlerden daha düşük bir gevşeme oranına sahiptir. Bu fiksator sistemlerinin farklı mekanik özellikleri kapsamlı bir şekilde geliştirilmiştir. Bu yüzden birçok çalışma fiksatorlerin mekanik özelliklerini bir bütün olarak ele almıştır. İmplant ve kemik arasındaki etkileşimin geliştirilmesi için Board vd. (2007) yükleme şartları altında gerilmiş teli çevreleyen trabeküler kemikteki basınç dağılımının karakterizasyonu için basit bir deneysel model oluşturmuşlardır. Basınç dağılımı, implant-kemik ara yüzünden uzakta değişik mesafelerde basınca duyarlı film şeridi kullanılarak ölçülmüştür. Modelin dinamik yüklenmesi universal test cihazı kullanılarak

gerçekleştirilmiştir. İnce telli modeldeki basınç dağılımının üç bölgeden meydana geldiği bulunmuştur; polar, çubuk yüklü ve üniform. Çalışmada polar şekiller telin uç kısımlarında ve tele çok yakın olan bölgelerde görülmüştür. Çubuk yükü, telden 1.5 mm mesafede görülmüştür ve basınç değeri 4 mm'de üniform dağılıma ulaşmıştır. Ölçülen basıncın çoğu, trabeküler kemiğin akma dayanımından daha düşük çıkmıştır. Daha fazla yükleme, yüksek gerilmeler oluşturmuştur. Fakat dağılım şekli benzerdir. Tersine yarım-pimli model daha yüksek basınçlar (20MPa) göstermiştir. Çalışma sonuçları, ince telli fiksatorlerin biyomekanik davranışlarını anlamamızı kolaylaştırmış ve Metafizyel kemikte kullanılan yarım-pimli fiksatorlerle karşılaştırıldığı zaman, bu fiksator tipinin daha düşük gevşeme oranına sahip olduğu belirlenmiştir.

Hudson vd. (2012)'nin üç hibrit lineer-DEF yapılarının biyomekanik olarak karşılaştırılması isimli çalışmalarında aksenal bası, eğme ve burulma olarak yüklenen üç farklı lineer-dairesel hibrit fiksatorün rijitliğini, yer değiştirmesini, halka deformasyonunu ve kemik model hareketini geliştirmeyi amaçlamışlardır. Yüklemin bir sonucu olarak kırık boşluğundaki kemik model hareketi de hesaplanmıştır.

Singh vd. (2007) çalışmalarında büyük geviş getiren hayvanlarda kullanmak için üç adet eksternal fiksasyonun biyomekanik özelliklerini belirlemişlerdir. Çalışmada eksternal fiksatorlerin in vivo biyomekanik testleri gerçekleştirilmiştir. Biyomekanik testlerde yetişkin bufalo (250-350 kg, n=27) tibiası kullanılmıştır. Eksternal fiksatorler (bilateral lineer fiksator, dört halkalı DEF ve hibrit fiksator) nikel kaplanmış düşük karbonlu çelik implantlar ve bufalo tibia kadavrası kullanılarak yapılmıştır. Eksternal fiksatorlerin aksenal basma ve eğme testleri malzeme test cihazları ile gerçekleştirilmiştir. Büyük geviş getiren hayvanlarda kullanmak için düşük karbonlu çelikten yapılmış eksternal fiksatorler, kompresyon ve eğilme momentleri altında 300 kg'dan düşük kuvvetlere dayanabilmektedir.

Kırık yüzeyleri arasındaki kayma, ortopedi alanında kırık iyileşmesini önleyici bir durum olarak görülmektedir. Bishop vd. (2006) çalışmalarında bu algının kayma doğrultusunda oluşan uyarıcı ve yıkıcı kırık yüzeyleri arasındaki yer değiştirme değerleri arasındaki yetersiz uyumdan kaynaklandığını düşünmüşlerdir. Zayıf kaymanın

kemik iyileşmesini bozucu bir etkiye sahip olmadığını düşünmüşlerdir. Çalışmada 18 adet koyun, üç gruba ayrılarak incelenmiştir. Hastaya özgü tasarlanan fiksator her koyunda enine tibial osteotomi üzerine uygulanmıştır. İnterfragmenter burulma kayması, aksenal bası veya hareketsiz sistem (rijit fiksasyon) dikkatlice kontrol edilen şartlar altında uygulanmıştır. İnterkortikal bölgede en büyük mineralize edilmiş kallus alanı burulma grubunda gelişmiştir. Aksenal kompresyon grubundaki bütün kallusun ortalama mineralize edilmiş doku yoğunluğu, rijit ve burulma gruplarından elde edilenden daha azdır. Elde edilen sonuçlar, yazarların kırık yüzeyleri arasındaki kayma kesinlikle kemik iyileşmesini engellemez varsayımını desteklemiştir.

Augat vd. (2003) çalışmalarında transvers diyafizel osteotomilerde kırık yüzeyleri arasındaki aksenal hareketi kırık yüzeyleri arasındaki kayma hareketi ile karşılaştırıldığında geliştirilmiş kırık iyileşmesi ile sonuçlandığı fikrini ileri sürmüşlerdir. Çalışmada 10 adet yetişkin merinos koyunu kullanılmıştır. Hastaya özgü yapılan eksternal fiksator, hayvanın hareketi sırasında ya aksenal harekete veya kayma hareketine izin vermiştir. Osteotomi boşluğunun hareketi, kemiğe geçici olarak yerleştirilen bir ekstansometre tarafından haftalık olarak iki hayvanda gözlemlenmiştir. 8 hafta sonra koyunların yaşamı sonlandırılmış ve osteotomilerin iyileşmesi, radyoloji, biyomekanik test ve kalsifiye edilmemiş histoloji ile incelenmiştir. Kayma hareketi büyük ölçüde diyafizel osteotomilerin iyileşmesini geciktirmiştir. Kayma gruplarında yalnız üç osteotomi (%60) bölgesel olarak kenetlenmiş olmasına rağmen, osteotomi segmentlerinin kenetlenmesi, aksenal gruplarındaki bütün osteotomilerde (%100) meydana gelmiştir. Kayma grubundaki çevresel kallus oluşumu, aksenal grup ile karşılaştırıldığında %36 azalmıştır. Aksenal gruptaki kemik oluşumu, büyük ölçüde çevresel kallusta ve osteotomi boşlukları arasında daha fazla olmuştur. Aşırı kayma hareketi, benzer miktardaki aksenal hareket altında iyileşme ile karşılaştırıldığında, diyafizel osteotomilerin iyileşmesinin önemli ölçüde gecikmesine yol açmıştır. Araştırmacıların çalışma sonuçları, benzer miktardaki aksenal harekete izin veren sistemin diyafizel kırık iyileşmesini desteklediğini gösteriyorken kırık bölgesindeki aşırı kayma hareketine izin veren kırık stabilizasyonunun iyileşmeyi bozduğunu göstermiştir.

Wu vd. (1984)'nin farklı rijitlik karakteristikiğine sahip eksternal fiksasyon cihazlar altında osteotomi iyileşmesinin karşılaştırılması isimli çalışmalarında çok rijit (altı yarım pimli) ve az rijit (dört yarım pimli) unilateral eksternal fiksatorler ile köpek tibial osteotomi tedavilerinin biyomekanik, histolojik, morfolojik ve radyolojik analizlerine dayanarak osteotomi iyileşmesi üzerindeki eksternal fiksasyon rijiditesinin etkisini belirlemeyi amaçlamışlardır. Çalışmadaki tüm tibialarda başarılı iyileşme gözlenmiştir. Fakat kemik iyileşme mekanizmaları, kullanılan cihazın rijiditesine bağlı olarak farklı olduğu izlenimi uyandırmıştır. Deneysel çalışmada kullanılan dört yarım halkalı pimli ve altı yarım halkalı pimli unilateral konfigürasyonlar, Sukhtian-Hughes eksternal fiksator ve 4 mm paslanmaz çelikten yapılmış Schanz vidaları kullanılarak oluşturulmuştur. Modellerin mekanik davranışı üniversal test cihazı üzerinde köpek kemiği kullanılarak aksenal bası, anterir-posterior eğme, lateral eğme ve burulma altında test edilmiştir. Çalışma sonucunda periosteal kallus oluşumu 90. ve 120. günlerde daha az rijitlikle sabitlenmiş kenar üzerinde anlamlı olarak artmıştır. Fiksasyon rijitliğinin, osteotomi bölgesindeki kemik gözenekliliği ve pim gevşemesi sıklığını etkilediği bulunmuştur. Bu yüzden yeni kemik oluşumu ve kemiğin dayanımı, dört pimli ve altı pimli sistemler arasında önemli ölçüde farklılık göstermemiştir. Bu sonuçlar, düşük rijitliğe sahip eksternal fiksasyon kullanıldığı zaman yeniden oluşum ve kırık tamiri için uzun sürecin gerekliliğini göstermiştir.

Kırık iyileşmesi alanında eksternal fiksasyon altında diyafizyel kemik iyileşmesinin hızı ve kalitesinin, rijitlik derecesi ile nasıl bir ilişkiye sahip oldukları konusu önemlilik arz etmektedir. Terjesen ve Johnson (1986)'un kırık iyileşmesi üzerine fiksasyon rijitliğinin etkileri isimli çalışmalarında tavşan tibial osteotomilerde eksternal fiksasyonun üç farklı rijitlik derecesinin kemik iyileşmesi üzerine etkisini incelemişlerdir. Bu çalışmada üç farklı rijitlik derecesi, farklı pim çapları (1, 1.5 ve 2 mm) kullanılarak gerçekleştirilmiştir. Çalışma sonuçlarına bakıldığında en düşük rijitliğe sahip fiksasyonlu osteotominin üçte birinde yeniden yer değiştirme oluştuğu ve eksternal kallusun miktarının bu gruplarda daha fazla meydana geldiği görülmüştür. Sağlam tibianın eğme rijitliği ile ilgili olarak, farklı pim çaplarına sahip üç grupta, elde edilen median rijitliğinin %7, %13 ve %29 olduğu bulunmuştur. Tüm fiksasyon sistemlerinde, lateral doğrultuda oluşan rijitlik değerinin anterior-posterior doğrultuda oluşan rijitlikten

fazla olduğu belirlenmiştir. En düşük rijitliğe sahip kemiklerde, periosteal kallus oluşumu, elastik rijitlik ve eğme dayanımı diğer gruplara göre daha fazla oluşmuştur. Altı haftalık sürede eğme dayanımı ve kemiklerin rijitlikleri ile ilgili gruplar arasında anlamlı bir farklılık oluşmamıştır.

Metal plakların sahip oldukları gerilim koruma etkisinden dolayı kemik kaybı iyi bilinen bir fenomendir. Terjesen ve Benum (1983)'un tahrip olmamış tavşan tibia üzerinde bulunan eksternal fiksasyondan sonraki gerilimin korunması isimli çalışmalarında eksternal fiksatorlerin gerilim koruma etkisine sahip olup olmadıklarını araştırmışlardır. Çalışma sonucunda tavşan tibia üzerindeki mini eksternal fiksatorün neden olduğu gerilim koruma etkisinin, metal plağın neden olduğu gerilim koruma etkisinden daha düşük olduğu ortaya çıkmıştır.

Kemik kırıklarının iyileşmesinde periyodik mikro hareketlerin önemi konusundaki araştırmalar gittikçe artmıştır. Noordeen vd. (1995) döngüsel mikro hareket ve kırık iyileşmesi isimli çalışmalarında kırık tedavisi süreci boyunca devam eden periyodik mikro hareketin etkisini incelemişlerdir. Bu çalışma tibial shaft kırıklarında üç grup ve 56 hasta üzerinde gerçekleştirilmiştir. Grup 1, hasta ağırlığı ile aksel kompresyona izin veren kilitlenmemiş fiksator ile tedavi edilmiştir. Grup 2 ise, benzer olarak kilitlenmemiş ancak vücut ağırlığının 2 mm'ye kadar sıkıştırılabildiği bir silikon yay içerir. Yay, ağırlık yükü kalktığında orijinal boyuna geri dönmektedir. Grup 3, grup 2'deki gibi bir yay fiksatöre sahiptir. bunun yanında grup 3 başlangıçtan müsaade edilen periyodik hareketlere kadar kilitlenmemiştir. Kenwright vd. (1991) ve arkadaşları kırık iyileşmesinin erken döneminde mikro hareket uygulamasının, iyileşme zamanını azalttığını göstermişlerdir. Çalışmada 1 mm'lik bir mikro hareket kullanmış ve bu mikro hareket kırıktan sonraki ve vücut ağırlığını taşımaya başlamadan önceki ilk birkaç gün boyunca pnömatik bir aktivatör tarafından sağlanmıştır. Bu çalışmanın sonucu, kırık iyileşmesi vücut ağırlık yükü taşıma süreci boyunca periyodik mikro hareketlerin kırık birleşmesini geciktirdiğini ortaya çıkarmıştır.

Aithal vd. (2010) yaptıkları çalışmada DEF kullanarak iki adet buzağıda tibial diyaftizel kırıkların tamirini gözlemlemişlerdir. Klinik tedavide 2 adet, altı haftalık, 55



ile 60 kg aralığında buzağular kullanılmıştır. Orta diyafizyel tibia kırıkları, alüminyum halkalar ve 2mm'lik Kirschner tellerden oluşan dört adet DEF sistemleri kullanılarak tamir edilmiştir. Kırık iyileşmesi buzağuların birinde 60 günde, diğerinde ise 30 günde gerçekleşmiştir. Tedavi sonucunda, DEF kaldırıldıktan sonra eklem hareketliliği ve uzuv kullanımı yavaş yavaş gelişmiştir. DEF, tibial kırıkların stabil fiksasyonunu sağlamış ve 60 gün içinde iyileşme ve 90 gün içinde fonksiyonel iyileşme gerçekleştirmiştir. Çalışma sonucunda DEF sistemlerinin güvenli ve başarılı bir şekilde buzağularda seçilen tibial kırıkların yönetimi için kullanılabildiği gözlemlenmiştir.

Kırık bölgesindeki mikro hareketin, kallus oluşumunu ve kemik segmentlerinin bağlanmasını hızlandırdığı bilinmektedir (Kenwright *et al.* 1991). Yamaji vd. (2001)'nin kallus oluşumu üzerine mikro hareketin etkisi isimli çalışmalarında mikro hareketin uygun miktarını tanımlamak ve kallus oluşum zamanı ve yerleşimini analiz etmeyi amaçlamışlardır. Çalışmada 32 adet koyun sağ metatarsusunda standardize edilmiş transvers osteotomi, bir kırık modeli olarak kullanılmıştır. Osteotomi belirlenmiş ölçüde mikro harekete izin veren özel halka fiksator ile dıştan sabitlenmiştir. Hayvanlar, 2 mm ve 6 mm'lik boşluk ve sırasıyla 0.3 mm ve 0.7 mm'lik mikro hareketten oluşan dört gruba ayrılmıştır. Operasyondan sonraki dokuzuncu haftada koyunların yaşamı sonlandırılmıştır. Çıkarılan metatarsusların periosteal kallus alanını ölçmek için radyografileri çekilmiş ve zarar vermeden rijitliklerinin belirlenmesi için üç noktadan eğilme testi uygulanmıştır. Kalsifiye edilmiş kemiğin histolojik analizi, sagittal düzlemdeki kemik dilimlerinde gerçekleştirilmiştir. Çalışma sonucunda tüm gruplarda sekizinci haftadaki kemik oluşumu, dördüncü haftadakinden daha fazla olmuştur. Dördüncü haftada, küçük boşluktaki büyük mikro hareketler kemik oluşumunun artmasıyla sonuçlanmıştır. Büyük mikro hareketler ile boşluk içinde yeni oluşan kemik miktarı, boşluk miktarının artmasıyla düşmüştür. Mikro hareketler tarafından yeni kemik oluşumunun uyarılması, erken iyileşme fazında (operasyondan sonra dört hafta) esas olarak etkili olmuştur. Büyük boşluklar kırık bölgesinde yeni kemik oluşumunun çok az olduğunu ve en düşük esnek rijitliğin oluştuğunu göstermiştir. Histolojik çalışmadan sonra esnek rijitliğin periosteal bölgedeki yeni kemik alanı ile ilişkili olduğu bulunmuştur.

## 1.2 Amaç ve Kapsam

Literatürde kemik dokusu rejenerasyon kapasitesine sahip doku olarak tanımlanmakta ve dışarıdan bir etki olmadan kendi kendine iyileşme gösteren bir yapıya sahip olduğu belirtilmektedir. Fakat uzun kemiklerde dışarıdan bir etki geldiğinde kırık hattı redüksiyondan kaymakta ve etkinin tekrarı, büyüklüğü gibi davranışlarına göre kırık hattı iyileşmeye veya bozulmaya gitmektedir. Bu etkilere karşı kırık hattını kontrol edilebilir düzeye getirilmesi için geçmişten günümüze kadar ortopedi alanında birçok yöntem geliştirilmiştir. Kırık hattını alçıya alma, intramedüller çivi veya plak ile sabitleme ve eksternal fiksator sistemleri ile redükte etme bunlardan en çok kullanılanlarıdır. Bu yöntemlerden bazıları vücut içinde bazıları da vücut dışında konumlandırılmaktadır. Vücut dışında veya içinde olması durumuna göre fiksatorün malzemesi, dayanımı, rijitliği, tasarımı belirlenmektedir. Ancak bu yöntemlerin kullanımlarına bağlı olarak kırık hattındaki iyileşme özelliği değişmektedir. Kullanılan fiksator vasıtasıyla tam redüksiyon ve rijitlik sağlandığı durumlarda primer kırık iyileşmesi, tam redüksiyon ve düşük rijitliklerde ise sekonder kırık iyileşmesi gözlenmektedir.

Kırık tiplerinin hepsinde uygulanabilir bir fiksator yöntemi literatürde bulunmamaktadır. Kırık tedavilerinde kullanılan fiksator çeşitleri gün geçtikçe yenilenmekte ve daha hızlı, pratik ve ergonomik kullanıma sahip olmaktadır. Her fiksator çeşidinin kendine göre avantajı ve dezavantajı mevcuttur.

Bu çalışmada ortopedi alanında kullanılan dış sabitleyicilerden birisi olan DEF sisteminin biyomekanik optimizasyonu yapılarak kırık hattı üzerindeki basınç değişiminin kırık iyileşmesi üzerine etkisi incelenecektir. Çalışma öncesinde gerçekleştirilen literatür çalışmasında kırık hattı boyunca meydana gelen mikro hareketlerin kırık iyileşmesini hızlandırdığı tezinden yola çıkılmıştır. Fakat bu mikro hareketin tibia eksenine doğrultusunda olması istenmektedir. Bu yüzden DEF sistemlerinde kesme, burulma ve eğilme rijitlikleri artırılarak yalnızca aksel harekete izin verilmektedir.

Çalışma nümerik ve klinik olmak üzere iki aşamada gerçekleştirilecektir. Nümerik çalışmada DEF sistemi üzerinde belirlenen parametreler göz önüne alınarak değişimlerinin sistem ve kırık hattı üzerindeki etkileri sonlu elemanlar yazılımı olan ANSYS ile incelenecektir. Nümerik çalışma sonucunda belirlenen parametreler ve malzemeler ile DEF sistemi üretilecek ve tavşan tibia üzerine klinik olarak uygulanacaktır.

## 2. LİTERATÜR BİLGİLER


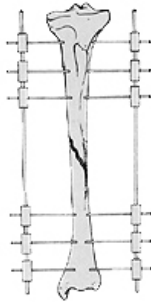
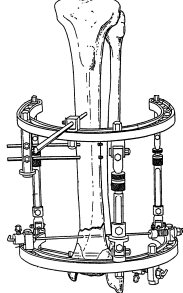
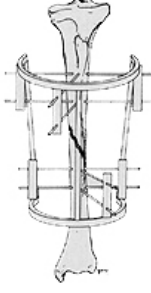
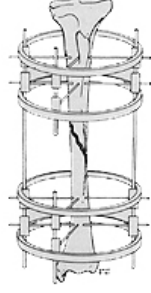
### 2.1 Eksternal Fiksatorler

Eksternal fiksasyon, hasarlı uzuvların stabilizasyonunu sağlayan vücut dışından uygulanan bir cihaz ile iskelet deformitelerinin düzeltilmesinin yanı sıra kemik ve eklem hasarlarının tedavisinde kullanılan bir yöntemdir. Ayrıca bu yöntem kemik uzuvların uzamalarına ve hizalanmalarında da kullanılır (Solomin 2008).


İlk Eksternal Fixator J. Emsberry tarafından 1831 yılında ortaya konmuştur (Solomin 2008). Bundan sonra 1843 yılında Fransız hekimi Jean François Malgaigne, olecranon ve patella kırıklarının tedavisi için bir cihaz önermiştir. Bu cihaz Malgaigne fiksatorü olarak tanınan bir klemptir (DiDomenico *et al.* 2012). Belçikalı cerrahlar olan Albin Lambotte ve Clayton Parkhill sayesinde eksternal fiksasyonun kullanımı hızla yaygınlaşmıştır (Pontarelli 1982). Klamp, pim ve rod teknolojilerinin iyileştirilmesi ile birçok cerrah eksternal fiksator sistemlerinin gelişmesini ilerletmişlerdir.

Hali hazırda ortopedi alanında 1000 den fazla eksternal fiksator çeşidi bulunmaktadır (Solomin 2008). Bu alanda kullanılan eksternal fiksator parçalarının çoğu birbirine benzemektedir. Fakat bu parçaların birleşmesi ile değişik tasarıma sahip eksternal fiksatorler oluşturulabilir. Her eksternal fiksatorün kendine özgü morfolojik yapısı ve mekanik karakteristiği mevcuttur. Bunun yanında her eksternal fiksatorün yapısı ve mimarisine göre stabilitesi ve rijiditesi de farklılık göstermektedir. Bu gibi değişkenler göz önüne alındığında eksternal fiksatorleri 6 farklı gruba ayırmak mümkün olabilir (Solomin 2008, Caja *et al.* 1995, Toğrul *et al.* 2007, Behrens and Searls 1986, Claes and Cunningham 2009). Bu gruplar Çizelge 2.1’de gösterilmektedir.

**Çizelge 2.1** Eksternal Fiksator Tipleri (Solomin 2008).

I. Unilateral	Her iki korteksten geçen pimlerden oluşur. Pimlerin serbest uçları boyuna rodlara sabitlenir (Lambotte, Hoffmann, İnternal fiksasyon çalışmaları derneği (AO/ASIF), Wagner, Afaunov, Sushko).	
II. Bilateral	Baştanbaşa geçen Steinmann veya K tellerinden oluşur. (Charnley, Hoffmann, Vidal-Adrey, Roger-Anderson, Key, Hey-Groves, Gryaznukhin)	
III. Sectorial (arch)	Pim yerleşimi $\alpha$ açısı ile sınırlıdır ( $0 < \alpha < 180^\circ$ ). (AO/ASIF SKID).	
IV. Semicircular	Dış destekler arası açı $\beta$ ile sınırlıdır ( $180 \leq \beta < 360$ ). Bağlantı elemanlarının tüm çeşitleri kullanılır (Steinmann rod, K-teli, S-vida, Yarım pim). (Fischer, Hoffmann-Vidal, Gudushauri, Sivash, Volkov-Oganesyan).	
V. Circular	Eksternal halkalar ve bağlantı çubukları uzvu uygulama seviyesinde tamamiyle çevreler. (Ilizarov, Kalnberz, Demianov, Tkachenko, Lee, Kronner, Monticelli-Spinelli, Ettinger)	

**Çizelge 2.2 Devamı** Eksternal Fiksator Tipleri (Solomin 2008).

VI. Hybrid	Eksternal fiksator cihazının bu tipi I-V tiplerinin tüm özelliklerini birleştirebilir. (Biomet, Sheffield, Orthofix eksternal fixator, Taylor spatial frame, SUV-frame, Poli Hex)	
------------	--	---

Mevcut tüm eksternal fiksator sistemleri düşünüldüğü zaman, Gavriil Abramovich İlizarov tarafından oluşturulan eksternal fiksator sistemi içlerinde en önemli yere oturmaktadır. DEF, 1950 yılları başında Kurgan şehrinde yaşayan ve bu cihazı tasarlayan G. A. İlizarov ile özdeşleşmiş ve İlizarov Eksternal Fiksatorü olarak anılmaya başlanmıştır.

### **Eksternal Fiksatorlerin Avantajları**

Uygulama hızı ve kolaylığı, sabitleme aparatlarının ayarlanabilir olması, ciltte ve deride kan akışının korunması ile kan kaybının minimize edilmesi eksternal fiksatorlerin en önemli avantajlarından görülmektedir (Pacheco and Saleh 2004, Palatnik and Rozbruch 2011). Eksternal fiksasyon cihazları plak ve diğer fiksasyon cihazları ile kıyaslandığında yumuşak doku travması daha az olmakta ve kemik ve onu çevreleyen periost dolaşımı da daha az tahribata uğramaktadır (Claes *at al.* 1999). Bunun gibi avantajlar yardımıyla hasarlı uzuv işlevine daha erken başlayabilmektedir.

Eksternal fiksasyon sayesinde kırık segmentleri arasında kompresyon, nötralizasyon, angulasyon, rotasyon ve distraksiyon işlemleri yapılabilir. Kırık hattının durumuna göre fiksasyon tekniği belirlenmektedir. Parçalı kırıklarda kompresyon işleminin yapılamaması örnek olarak verilebilir. Kırık segmentleri arasında istenilen mekanik koşulların sağlanmasına olanak sağlar. Eksternal fiksasyon daha çok patolojik ve travmatik ortopedi hastalıklarının tedavisi için kullanıma sahiptir. Eksternal fiksasyon cihazı ile canlı erken harekete başlayabilir ve bunun sayesinde ödemin hızla gerilemesinde, eklem kıkırdağının beslenmesinde ve osteoporozdan korunmada önemli bir etkiye sahiptir (Solomin 2008).

## **Eksternal Fiksatorlerin Dezavantajları**

Eksternal fiksasyon cihazlarının bazıları kullanımı karmaşık hale getirmektedir. Bunlara örnek olarak IV-VI tip eksternal fiksatorler verilebilir (Solomin 2008). Bu karmaşıklık tedavi ve ameliyat süresini uzatmaktadır. Eksternal fiksatorler uzva göre büyük ve karmaşık oldukları için estetik olarak iyileştirilmeleri gerekir.

Eksternal fiksator cihazında kullanılan pimlerin yumuşak doku ve kemik ile temas ettiği yerde enfeksiyon riskinden dolayı sıklıkla temizlenmesi gerekir. Bunun yanında fiksasyonda pim sayısı fazla olduğu için nörovasküler problemler de göz önünde bulundurulmalıdır. Yanlış pozisyonda gönderilen pimler sonucunda kas, tendon, sinir, v.b. dokular zarar görebilir. Bun nedenle nörovasküler hasarın önlenmesi için ekstremitenin kesit anatomisinin iyi bilinmesi gerekmektedir (Fragomen and Rozbruch 2007). Ameliyatı gerçekleştirecek cerrah eksternal fiksatorün avantajları ve dezavantajlarını iyi öğrenip, gerekli koşullar ve kurallar altında ameliyatı gerçekleştirmelidir.

## **2.2 Dairesel Eksternal Fiksatorler**

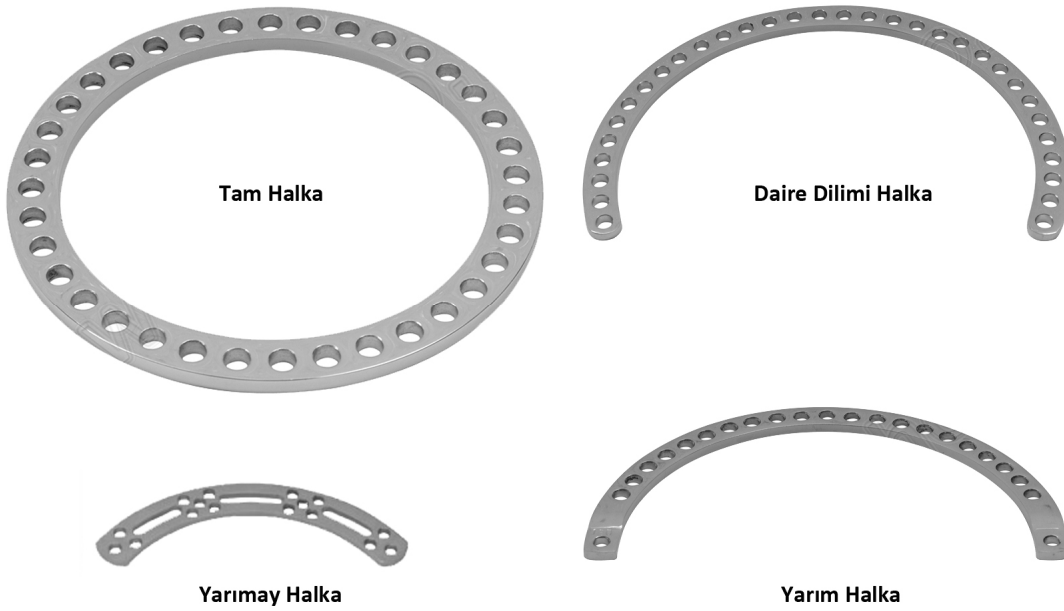
### **2.2.1 Dairesel Eksternal Fiksator Parçaları**

DEF sistemi operasyon öncesinde, operasyon anında ve sonrasında kolaylıkla değişiklik yapmaya uygun modüler bir sistemdir. Osteosentez için basit bir DEF sisteminde halkalar, Kirschner teller, Schanz vidaları, bağlantı çubukları, tel tutucular, menteşeler, vidalar ve somunlar gibi parçaların bulunması gereklidir. Bunların yanında birçok yardımcı parça sistemin montajı ve demontajında kullanılmaktadır.

Temel bir DEF sisteminde cihaza ait birçok faktör sistemin biyomekanik karakterizasyonunu etkiler. Bu faktörler halka çapı, halkanın malzeme kompozisyonu, halka yapısının konfigürasyonu, tel sayısı, tel açısı, tel çapı, tel gerilmesi ve tel tipi olarak tanımlanabilir (Mitousoudis *et al.* 2010, Lewis *et al.* 1998).

## Halkalar

Halkalar kendi içinde tam halka, yarım halka, daire dilim halka (5/8, v.b.) ve yarımay halka olarak çeşitlendirilir (Şekil 2.1). Halkalar farklı kalınlık ve çaplara sahip olmakla birlikte üzerlerinde farklı delik konfigürasyonları bulunmaktadır. Kullanılan bölgenin stabilitesine ve DEF sisteminin rijitidesine göre farklı mekanik karakteristiğe sahip malzemelerden yapılmaktadırlar. Genellikle halkalar paslanmaz çelik, karbon fiber veya alüminyum alaşımdan imal edilirler. Paslanmaz çelik, DEF sistemlerinde en yaygın kullanılan malzemedir (Lewis *et al.* 1998).



**Şekil 2.1** DEF sistemlerinde kullanılan genel halka çeşitleri.

Tam halka sistemin stabilizasyonunu sağlayan en temel parçadır. Tam halkanın normal ekstremite fonksiyonunu ve pozisyonunu sağladığı yerlerde yarım halka, sektör halka ve yay halkalar en yakın ekleme yardımcı olurlar. Bu halkalar genellikle diz fleksiyonunu geliştirmeye izin vermek için proksimal diz etrafında kullanılırlar (Fragomen and Rozbruch 2007). Halka çeşitliliklerinin yanında halkaların parametreleri de sistemin rijiditesi ve stabilitesi açısından çok önemli bir yer tutmaktadır. Küçük çaplı halkalardan oluşan sistem aynı kalınlığa sahip büyük çaplı halkalardan oluşan sisteme göre daha stabildir (Fragomen and Rozbruch 2007, Lewis *et al.* 1998, Duda *et al.* 2000, Zhang and



Olutunde Oyadiji 2013). Halka çapı yüklemenin tüm durumlarında stabiliteyi etkilemesine rağmen, sistemin aksenal stabilitesi üzerine önemli bir etkiye sahiptir. Sistemde kullanılan halka sayısının artması ile halkaların birbirleri arasındaki mesafenin düşmesi sistemin stabilitesini arttıran diğer faktörlerdir (Fragomen 2007).

### **Kirschner Teller**

Teller, DEF sistemini kemik ve kemik segmentlerine bağlamaya yarayan yardımcı elemanlardır. Kirschner telleri kullanım yerine ve amacına uygun olarak değişik çaplarda, uzunluklarda ve geometrilere olabilirler. Teller kemik segmentinden geçirildikten sonra halkanın karşı ucundaki tel tutucularına bağlanır. Tellerin tel tutucularına bağlanması sırasında belirli bir miktar ön yükleme uygulayarak sistemin rijiditesinin artırılması sağlanır. Ön yükleme uygulanmamış tel aksenal olarak yüklendiği zaman, gerdirme işlemi uygulanmadığı için zaman içinde deformasyona uğramaktadır (Lewis *et al.* 1998). Halka ve hibrit fiksatorlerin popülaritesinin artmasıyla ince Kirschner tellerin kullanımı da artmaktadır. İnce tellerin her zaman çift taraflı kullanılması gerekir. Teller kırık ve halka arasındaki stabiliteyi sağlamak için sabit gerilme altında olmak zorundadırlar (Behrens 1989).

Fiksator sistemlerinde düşük aksiyel yüklenmeler altında tel gerginliği de sistemin rijitliği üzerinde önemli bir etkiye sahiptir. Tellerin kendi germe etkisinden dolayı tel gerginliği ve sistemin kendi rijitliği arasında bir nonlinear ilişki vardır (Aronson and Harp 1992). Kedi ve köpeklerdeki uygun tel gerginliği, vücut ağırlığını taşıma sırasında dış yükler ve halka çapındaki büyük farklılıklardan dolayı insan hastalarına tavsiye edilen gerginliklerden farklı olacaktır (Lewis *et al.* 1998).

DEF sistemlerinin biyomekanik özelliklerini etkileyen tel oryantasyonu ile ilgili iki düşünce öne çıkmaktadır. Bunlardan birincisi halka merkezine göre kemiğin almış olduğu pozisyon, ikincisi ise benzer halkalara takılmış teller arasındaki açıdır (Kummer 1992).

## 2.2.2 Dairesel Eksternal Fiksatorlerin Biyomekaniği

DEF sistemi posttravmatik ve konjenital deformitelerin rekonstrüksiyonunda, kompleks artrodezde, osteomyelit tedavisinde, kemik defektlerin rekonstrüksiyonunda ve travma olgularında kullanılmaktadır. Bunun yanında kırık iyileşmesi, uzuv uzatma ve deformite düzeltme gibi avantajları da kullanılarak son on yılda önemini arttırmıştır.

DEF sistemi kırık boşluğunda mikro hareket uyartımlı biyolojik kemik sıçrama ve eksenel kompresyon yüklerinin temel biyomekanik prensiplerine dayanır (Mitousoudis *et al.* 2010). Benzerlerinden temel farklılığı kemik sabitlemede kullanılan pimlerin tipleridir. Temel bir DEF sistemi çevresi 4 adet yivli rod ile bağlanan ve bu rodları birbirine birleştiren 2 adet halkadan oluşmaktadır. Halkalar üzerinde sistemin kemik segmentlerine bağlanması için gerekli sayıda ve çapta Kirschner telleri de bulunmaktadır. DEF sisteminin mekanik karakteristikleri, kırık bölgesindeki biyolojik çevreyi etkilemek ve cerrahi operasyonun sonucunu belirleyebilmektir. DEF sistemi, herhangi bir kırık iyileşmesi için kırık yüzeyleri arasındaki hareketlerin rolünün çok önemli olduğunu göstermektedir (Mitousoudis *et al.* 2010). Günümüzde kırık iyileşmesi için en yararlı ortamın ne olduğu açıklanamamıştır. Fakat büyük eksenel hareketlerin yanı sıra eğme ve büyük kesme kuvvetlerinin negatif parametreler oluşturduğu kabul edilmiştir (Noordeen *et al.* 1995, Yamaji *et al.* 2001, Augat *et al.* 2003, Schell *et al.* 2005). Tam tersine küçük kesme ve küçük aksiyel hareketlerin faydalı olduğu düşünülmektedir (Wolf *et al.* 1998). DEF sisteminin en önemli sınırlamasının tellerin başlangıç ön yüklemeye kaybı olduğu düşünülmektedir (Mitousoudis *et al.* 2010).

Mitousoudis vd. (2010) DEF sistemlerinde tel kaymasından kaynaklanan ön yüklemeye kaybının elimine edilmesi için M1.8'lik somunlar üretmişlerdir. Özellikle tasarlanmış teller halkanın bir kenarında mekanik durdurucular (zeytinyağı damlası şekilli) ile diğer kenarında ise delikli vida içinden geçen telin kaymasını engellemek için somun ile kullanılmıştır. Açıklanan konfigürasyonlar ile DEF sistemi eksenel ve burulma etkilerine maruz tutulmuş. İlgili deneysel veriler ile model tahminlerinin karşılaştırılması burulma için oldukça tatmin edici ve çekme durumu için mükemmel bir uyuma sağlamıştır. Tel ön yüklemesi DEF sistemlerinde düşük yükler altında eksenel,

burulma ve eğilme rijitliklerinde önemli bir etkiye sahiptir (Aronson et al. 1988, Kummer 1992, Zamani and Oyadiji 2010). Ön yüklemeli tellerin davranışı kablo ve kırılganlara benzemektedir. Artan yük ile kablo davranışı öne geçer ve yük taşıma kapasitesi, tellerin sarkması ile lineer olmayan bir şekilde değişir (Donaldson et al. 2012).

Eksternal fiksatorlerin en büyük sorunlarından birisinin kemik ve implant arasındaki kayma olduğu görülmektedir (Parameswaran et al. 2003). DEF sistemlerindeki teller diğer sabitleme implantları ile kıyaslandığında daha incedir. Bu yüzden kemik implant ara yüzünde yüksek gerilme meydana gelir (Huiskes et al. 1985). Tel kaymasının riski daha düşük yoğunluklu osteoporotik kemikler gibi yaş ile ilişkili olarak kemik kütesinin kaybı nedeniyle artacaktır. Önceki tüm analitik ve nümerik çalışmalarda tellerin kemiğe yapışma teması olarak bağlandığı varsayılmıştır. Bu model kemik ve tel arasındaki ayrışmaya izin vermez. Son zamanlardaki nümerik ve analitik çalışmalarda kemik ve tel arasındaki kontak arayüzü sürtünmesiz olarak değerlendirilmektedir (Zamani and Oyadiji 2010, Donaldson et al. 2012). Böylece kemik ve tel arasındaki etkileşim daha gerçekçi olmaktadır.

DEF sistemlerindeki kemik segmentlerinin stabilitesi, tellerin sayısı ve yönelim parametrelerine de bağlıdır. Klinik deneyler ve biyomekanik çalışmalar halkalar içindeki kemik segmentlerinin optimal stabilizasyonunun üç veya dört tel ile bağlanan iki seviyeli segmental fiksatorler ile gerçekleştirildiğini göstermiştir (Paley 1991, Catagni 1991). Bu yüzden uzun segmentlerin anatomisi fiksasyon tellerinin sayısı ve 90°'den düşük kesişim açılarıyla sınırlandırılabilir. Tel sayılarının ve aralarındaki açının düşmesi özellikle sagittal ekseninde kemik fiksasyonunun stabilitesini etkilemektedir (Bronson et al. 1998). Bronson çift halkalı blok yapılarını geliştirmiş ve ortalama olarak dört telli yapıların üç telli yapılara göre aksel olarak %27 daha stabil olduğunu bulmuştur (Bronson 1995). DEF sisteminde maksimum stabilite ve minimum kesme kuvveti elde etmek için karşılıklı bağlanmış teller arasındaki açının güvenlik koridorunu taşımayacak şekilde 90°'ye yakın olması gerekmektedir.

Uzun kemiklerde kırık segmentlerinin fiksasyonu için birçok dış fiksator aparatı kullanılmaktadır. Standart unilateral, bilateral ve DEF sistemleri kendi aralarında birçok çalışmada karşılaştırılmıştır (Fleming *et al.* 1989, Juan *et al.* 1992, Paley *et al.* 1990, McCoy *et al.* 1983, Gasser *et al.* 1990). Yılmaz vd. (2003) standart DEF ile 4 farklı hibrit DEF sistemi kendi aralarında karşılaştırmışlardır. Çalışma sonucunda standart dairesel eksternal fiksatorün aksel ve eğilme rijitliklerinde diğer fiksatorlere göre daha iyi sonuç verdiğini gözlemlemişlerdir (Togrul *et al.* 2007). Sarpel vd. (2005) dört halkalı standart DEF sistemi ile 3 halkalı ve 8 farklı tel yerleştirme kombinasyonlu DEF sistemlerini karşılaştırmışlardır. Elde edilen sonuçlara göre aksel kompresyon, dört noktadan eğme ve burulma testlerine göre en iyi mekanik performansı standart DEF sisteminin verdiğini bulmuşlardır.

### **2.2.3 İnternal ve Eksternal Fiksatorlerde Malzeme Seçimi**

Biyomalzemeler terimi, vücut içerisinde bulunan kemik, bağlantı dokusu, kırık v.b. gibi doğal malzemeler için ve paslanmaz çelik, kobalt-krom alaşımları, titanyum alaşımları, polimerler, seramikler ve kompozitler gibi doğal malzemeler yerine kullanılan sentetik malzemeler için kullanılır (Miles and Gheduzzi 2009, Rodríguez *et al.* 2013). Sentetik malzemeler, biyouyumluluk ve çekme, basma ve kesme, sertlik, tokluk, dayanım ve sürünme davranışı gibi mekanik özelliklerine göre sınıflandırılırlar. Biyomedikal malzemeler doku tepkisinin durumuna göre kabaca üç ana grupta değerlendirilir. Bunlar biyometaller, polyester ve biyokompozitler ile biyoseramiklerdir.

*Paslanmaz çelik* ilk kez 1920 yılında ortopedik sektörde kullanıldı (Hermawan *et al.* 2011). Paslanmaz çelikler ameliyat sırasında implant deformasyonu, implant'ın üretimi, fiyatı ve dayanımı gibi avantajlarından dolayı kemik plaklarının üretiminde çok yaygın kullanılan biyomalzemelerdir (Malekani *et al.* 2011). Paslanmaz çelikler geniş ölçüde plaklar, vidalar ve kalça çivileri gibi geçici travmatoloji cihazlarında kullanılır. Titanyum (Ti) ve Kobalt-Krom (Co-Cr) tabanlı alaşımlar üstün mekanik ve korozyon özelliklerine sahip oldukları için paslanmaz çeliğin ortopedik eklem protezlerinde kullanımı sınırlıdır (Yarlagadda *et al.* 2005). Paslanmaz çeliklerin birçok çeşidinin ortopedi sektöründe kullanımı mevcutken pratikte Amerikan Demir ve Çelik Enstitüsü

(AISI) 316 L paslanmaz çelik daha iyi dayanımı, daha iyi süneklik ve daha iyi işlenebilme özelliğinden dolayı biyomedikal uygulamalarda kullanılabilirliği mevcuttur (Ozbek *et al.* 2002).

*Kobalt-Krom alaşımları* cerrahi implant uygulamaları için döküm Co-Cr-Mo alaşımı, dövme Co-Cr-W-Ni alaşımı, dövme Co-Ni-Cr-Mo alaşımı ve dövme Co-Ni-Cr-Mo-W-Fe alaşımı olarak dört gruba ayrılmaktadır (Malekani *et al.* 2011). Vücut ortamında yüksek alaşımlı metallerde galvanik korozyon oluşabiliyorken kobalt tabanlı alaşımlar yüksek korozyon direncine sahiptir (Navarro *et al.* 2008). İn vitro çalışmalarda diğer çeşitler hücreler tarafından iyi tolere ediliyorken kobalt alaşımının birçok çeşidinin vücut için toksit madde olduğu belirlenmiştir. Ayrıca kobalt alaşımları titanyum alaşımları ile karşılaştırıldığında düşük biyouyumluluğa ve yüksek dayanıma sahip olduğu görülmektedir (Malekani *et al.* 2011).

*Titanyum ve titanyum alaşımları* olumlu ısıl özelliklere ve korozyon direncine sahip olmasına karşın istenilen şekilleri üretmek ve belirli bir forma sokmak oldukça zordur. Bu malzemenin ekonomik uygulamaları ağırlık, sıcaklık ve ileri düzeyde korozyon direncinin ve mukavemet değerlerinin çok önemli olduğu uzay ve askeri alanlardadır. Titanyum aynı zamanda biyouyumluluğu nedeniyle protezler ve implantlar gibi biyomedikal uygulamalarda kullanılır. Ticari olarak saf titanyumdan yapılan implantların mekanik özellikleri çoğunlukla üretim metoduna ve mevcut eser elementlerin miktarına bağlıdır (Navarro *et al.* 2008).

*Diğer metaller* belirli bir amaca uygun çeşitli implant uygulamaları için çalışılmıştır. Tantal (Ta) süneklik, tokluk, korozyon direnci, biyouyumluluk, biyoaktivite, hücre tutunması gibi mekanik ve biyolojik özelliklerinden dolayı kemik plakları için uygun bir biyomalzemedir (Balla *et al.* 2010). Platin (Pt), Palladyum (Pd), Rodyum (Rh), Iridyum (Ir), Rutenyum (Ru) ve Osmiyum (Os) gibi platinyum grubundaki metaller ileri derecede korozyon dirençlidirler. Fakat zayıf mekanik özelliklerinden dolayı kemik plaklarında kullanımı yaygın değildir (Park and Kon Kim 2000).

*Polimer ve Biyokompozitler* üzerine yapılan birçok çalışma biyometaller üzerine yapılan çalışmalara paralel olarak sürdürülmektedir (Navarro *et al.* 2008, Rezwan *et al.* 2006, Evans and Gregson 1998, Dorozhkin 2011, Staiger *et al.* 2006, Fujihara *et al.* 2007), (Mutlu and Kurt 2005). Biyometaller korozyon sebebi ile metal iyonlarının birikmesinden dolayı zamanla oksitlenmeye maruz kalabilirler. Aynı zamanda kemik ile karşılaştırılan implantların yüksek elastik modüllerinin sebep olduğu heterojen gerilim dağılımlarından dolayı erken hasarlara neden olabilirler (Navarro *et al.* 2008). Bunların yanında polimer ve biyokompozitlerin daha iyi biyouyumlulukları ve biyobozunmaları bilim adamlarını bu konulara teşvik etmektedir. Polymethyl-methacrylate (PMMA), Poly lactic acid (PLA), Poly glycolic acid (PGA), Poly-L-lactide (PLLA), Poly-D-lactide (PDLA), Polycaprolactone (PCL), Polyhydroxybutyrate (PHB), Poly ether-ether-ketone (PEEK), Poly (2-hydroxy-ethyl-methacrylate) (PHEMA) ve Polydioxanone (PDS) malzemelerin yapay kemik, kemik kırıklarının fiksasyonu ve kırıldak gibi ortopedik uygulamalarda kullanımı gittikçe yaygınlaşmaktadır (Navarro *et al.* 2008, Rezwan *et al.* 2006). Birçok çalışma biyokompozitler ve biyopolimerlerden oluşan ortopedik implantların metaller yerine kullanılabileceğini gösteriyorken, pratikte dış implant ve aynı zamanda küçük iç fiksator uygulamaları ile sınırlandırılmıştır.

Kemik plaklarında kullanmak için karbon fiber ile güçlendirilmiş epoksi reçinenin geliştirilmesi üzerine yapılan çalışmalar, 1970 yılların başlarında başlamıştır (Ali *et al.* 1990). PLLA ve tekstil bioglass fiberleri içeren kısmen emilebilir kompozit kemik plakları üzerine yapılan çalışmalar, bu plak sisteminin ön kol alanı için uygun olduğunu ve kırık hattında gerilim perdeleme etkisini düşürme yeteneğine sahip olduğunu göstermiştir (Kharazi *et al.* 2010). Bunun yanında Karbon/PEEK kompozit malzemelerin kompresyon kemik plakları üzerine yapılan benzer çalışmalarda birbirine yakın sonuçlar elde edilmiştir (Fujihara *et al.* 2003).

*Seramik malzemeler* daha iyi mukavemet ve rijitlik, korozyon ve aşınma direnci ile düşük yoğunluğa sahip inorganik malzemelerdir. Seramikler ortopedik alanda eklemler, kemik uzvunun değiştirilmesi ve geçici kemik onarım cihazlarının yapımında kullanılmasına karşın aynı zamanda kemik ara yüzü ile biyouyumluluğu sağlayan diğer

malzemelerden yapılan implantlar için kaplama olarakta kullanılmaktadır. Ortopedik uygulamalarda kullanılan biyoaktif seramikler Alumina (Masson 2009), Zirconia (Albrecht *et al.* 2011), Yttria-stabilized Zirconia(Y-TZP), Hydroxyapatite (HA) ve Hydroxy Carbonate Apatite (HCA)( Shikinami and Okuna 1999), tricalcium phosphate (TCP), Bioglass (BG), ve glassceramic(A-W G-C<sup>2</sup>) olarak bilinmektedir (Chevalier and Gremillard 2009). Bu malzemeler insan kortikal kemiği ile karşılaştırıldığında düşük çekme dayanımı ve daha düşük kırılma tokluğundan dolayı yüksek derecede yükleme olan eklemler için kemik plakları ve kemik değişiminde kullanılamazlar (Balla *et al.* 2010). Seramikler günümüzde daha çok titanyum alaşımları gibi biyo inert malzemeler üzerine kaplama olarak kullanılmaktadır.

### **2.3 Kemik Kırıklarının İyileşme Morfolojisi**

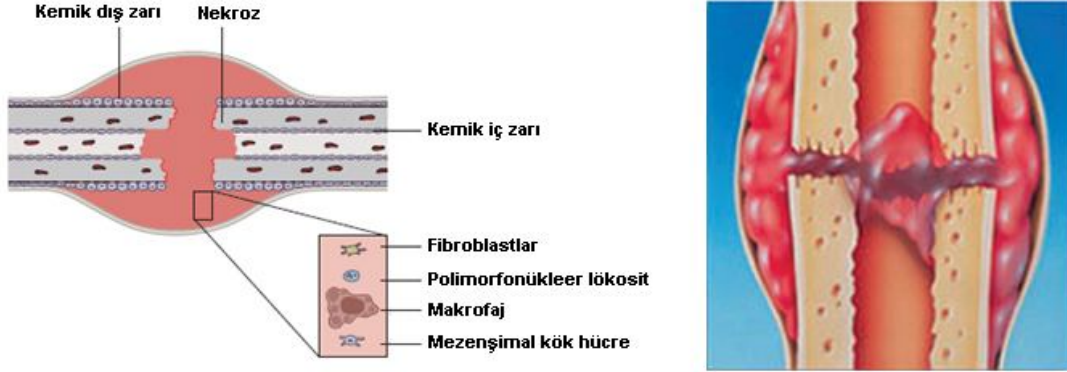
Biyolojik Osteosentez kavramı temel olarak münferit kırıkların canlılığının sağlanması ve kırık iyileşmesi gelişimini başarmak için cerrahi müdahale sırasında kemiğin vaskülaritesinin korunmasını amaçlamaktadır (Baumgaertel *et al.* 1998). Kırık iyileşmesi temelde bağ dokusu iyileşmesi formunda gerçekleşir (Altunalmaz 2004). Deforme olmuş doku eski haline dönmek için kendi içinde yeniden yapılanmaya geçer. Bu yapılanma ile osteoblast ve osteoklastların hareketleri sonucu kalsifiye kemik dokusu meydana gelir (Kılıçoğlu 2002).

Kemik kırığı iyileşmesi, kırık segmentleri arasındaki boşluk durumuna ve sistemin rijitlik ve stabilitesine göre iki gruba ayrılır. Bunlar primer ve sekonder kırık iyileşmesidir.

*Primer Kırık İyileşmesi* kırık segmentlerinin tüm eksenlerde sabitlenmesi sağlanarak kırık hattının stabilize edilmesiyle oluşur. Kırık iyileşmesi birleşen kemik yüzeyleri sayesinde kallus formu ile değil doğrudan lamel yapıda kemik formu ile meydana gelir. Segmentler arasında boşluk olmadan veya kemik yüzeyleri arasında kompresyon oluşmasıyla kırık iyileşmesi kemiğin iç yüzeylerinde gerçekleşir. Bu iyileşmeye aynı zamanda kontak iyileşmesi de denir.

*Sekonder Kırık İyileşmesinde* kırık segmentleri arasında boşluklu veya sıkı tespit edilemeyen bir yapı oluştuğu için kallus formu meydana gelir. Periostal iyileşme olup kemik rezorpsiyonu ile sonuçlanır. İndirekt olarak kırık iyileştikten sonra fazla kallus dokusu normal kemik dokusuna ulaşınca kadar rezorbe olur (Yılmaz 2005). Cruess ve Dumont'a göre sekonder kırık iyileşmesi 3 evreye ayrılmaktadır ve bu evreler birbiri ile ilişkilidir. Bunlar Yangı (Enflamasyon), Onarım(Reperasyon) ve Yeniden şekillenme (Remodeling) olarak belirtilmektedir.

**Yangı Evresi:** Kırıktan sonra yangı evresi hızlı şekilde başlar ve fibröz doku, kırıkta doku veya kemik doku başlayana kadar devam eder (1-7 gün, kırık sonrası) (Şekil 2.2). Başlangıçta kırık hattındaki kan hücrelerinden hematoma oluşur. Hematom kırık bölgesinde iki önemli faktörü sağlar. Birincisi kemik ucu ve komşu yumuşak dokuların arasını doldurarak kırık bölgesinde çok az da olsa mekanik bir stabilite sağlar (Yavuz 2012). İkinci olarak, hematoma bölgeye matriks oluşumunu başlatan, osteoblastlara ve kondroblastlara dönüşen, osteoblast ve kondrosit hücrelerini getirir (Altunalmaz 2004).

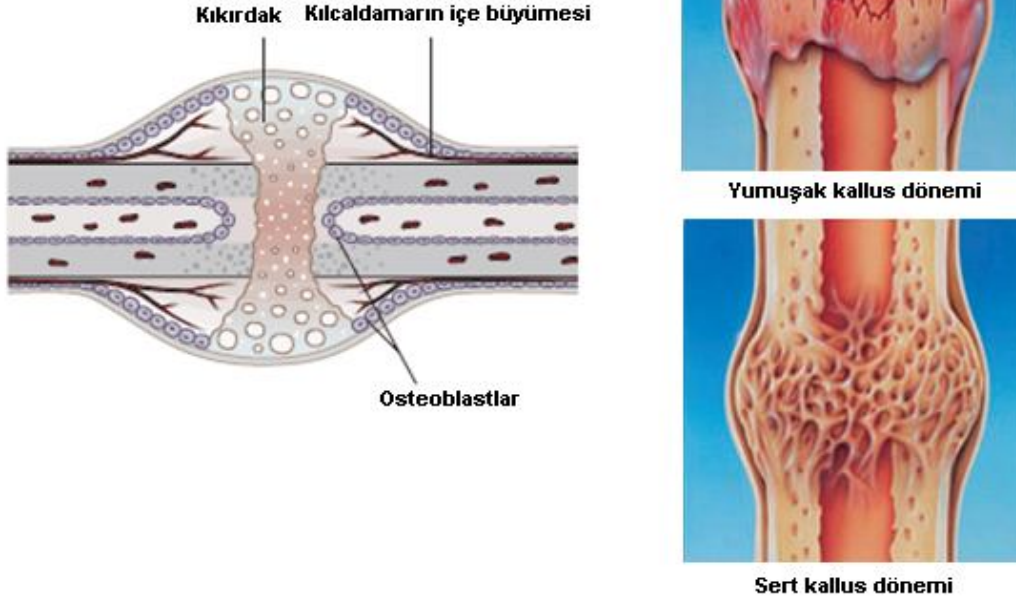


**Şekil 2.2** Kırık iyileşme süreci yangı evresi (Aslan 2012, Murphy *et al.* 2008).

**Onarım Evresi:** Birinci evrenin sonunda, ağrı ve şişlik azalır ve yumuşak kallus oluşur (Şekil 2.3). Kırık iyileşmesinde en önemli aşamadır. Osteogenezisle birlikte bu evrede, dış etkenler önemli rol oynar ve kırık uçlarının stabilizasyonu büyük önem taşır (Altunalmaz 2004). Kırık iyileşmesinde çok yönlü farklılaşma özelliğine sahip kök hücreleri önemli rol oynar. Bu hücreler fibröz, kırıkta doku ve kemik doku yapımını sağlayan hücrelerin kaynağını oluşturur. Bu hücreler kırık bölgesinde çoğalarak ve farklılaşarak kırık kallusunu oluşturur ve ardından bu yapı yumuşak kallus adını alır.

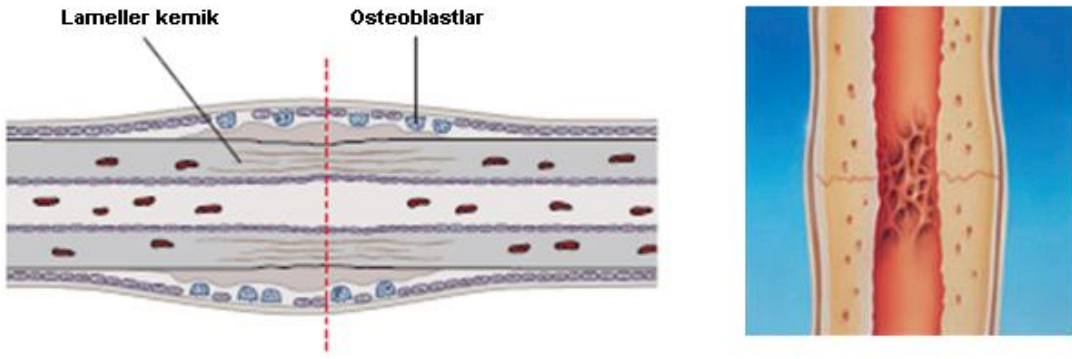


Daha sonra bu yeni yapı kemik oluşumu ve mineralizasyonla birlikte sert kallus adını alır (Yılmaz 2005). Bu dönemin sonunda kallus dokusunun yetersiz ve gereksiz kısımları rezorbsiyona uğrar.



**Şekil 2.3** Kırık iyileşme süreci onarım evresi (Aslan 2012, Murphy *et al.* 2008).

**Yeniden Şekillenme Evresi:** Bu evre kemiğin şekillenmesindeki en uzun evredir ve kemiğin medüller kanalının tamiri ve orijinal kemik morfolojisine tam olarak dönüşüme kadar bu süreç devam eder (Ito and Perren 2014) (Şekil 2.4). Oluşan büyük kırık kallusu, normal kemik iliği boyutuna ulaşmaya kadar osteoklastlar tarafından yıkılır. Bunun sonucunda, havers sistemi bulunan lameller kemik yapısı oluşur (Altunatmaz 2004).



**Şekil 2.4** Kırık iyileşme süreci yeniden şekillenme evresi (Aslan 2012, Murphy et al. 2008).

### 3. MATERYAL ve METOT

#### 3.1 Biyomekanik Çalışmalar

Geçtiğimiz on yıllık süreçte DEF sistemlerinin mekanik özelliklerinin geliştirilmesi hakkında in vivo ve in vitro birçok çalışma gerçekleştirilmiştir (Aronson *et al.* 1988, Juan *et al.* 1992, Paley *et al.* 1990, Aronson and Harp 1992, McCoy *et al.* 1983, Gasser *et al.* 1990, Orbay *et al.* 1992, Allard *et al.* 1992, Baş 2012, Bastiani *et al.* 1984). Mekanik test metodolojisinin yanı sıra fiksator tasarımı ve uygulamadaki farklılıklardan dolayı çalışmalar arasında direk karşılaştırma mümkün olmamasına karşın her çalışma sonucunda bulunan uygun bulgular klinik uygulamalara yönelik bir öngörü uyandırabilmektedir (Kummer 1992). İnsanlarda kullanmak için tasarlanmış fiksator sistemlerinden elde edilen sonuçlar direk olarak hayvanlarda geçerli sayılamaz. Fakat gözlemlerin ve ilkelerin birçoğu doğrudan bir ilişkiye sahiptir (Lewis *et al.* 1998). Bu çalışmada tavşanlar üzerinde gerçekleştirilen klinik çalışmada elde edilen sonuçlar insanlar üzerinde kullanıma uyarlanmaya çalışılmıştır. Bu uyarlama için her iki canlıda mevcut bir parametre üzerinden orantı yapılarak sistemin diğer değişkenleri ölçeklenmiştir.

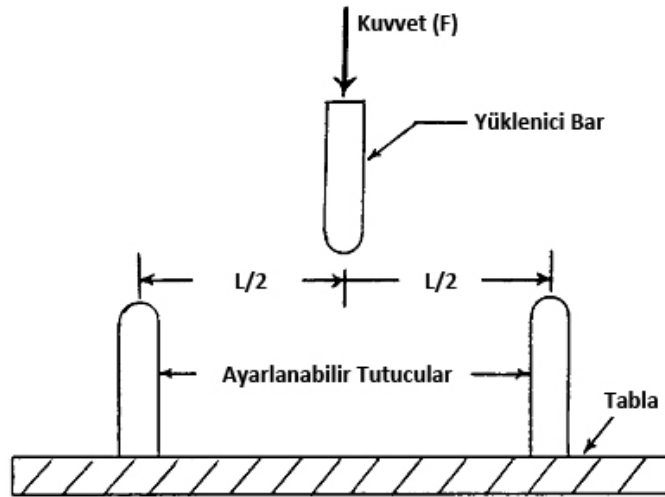
Bu çalışmada öncelikle Tavşan tibia kemiği 3B olarak modellenmiş ve kemik model üzerinde DEF sistemi Solidworks 2013 (Dassault Systems) programı yardımıyla tasarlanmıştır. Oluşturulan fiksatorün nümerik optimizasyon analizleri ANSYS sonlu elemanlar yazılımı ile gerçekleştirilmiş ve analiz sonucunda fiksator sistemi için uygun parametreler seçilmiştir. Optimizasyon çalışması ile önceden belirlenen parametre değerleri kendi aralarında değerlendirilerek tibia kemiği ve DEF sistemi üzerindeki etkileri incelenmiştir. Bunların sonucunda gerçek fiksator sisteminin üretimi için optimum değerler ortaya konmuştur. Nümerik analiz sonucuna göre üretilen fiksator sistemleri, klinik çalışma için önceden belirlenen tavşan tibia kemiklerinin diyafizyel bölgelerine monte edilerek, belirlenen süre içinde kırık iyileşmesi gözlemlenmeye çalışılmıştır.

### 3.2 Tavşan Tibia Kemiğinin Mekanik Karakterisitığının Belirlenmesi

İleri yaş ve osteoporozis gibi kemik hastalıkları kemiğın kırılma riskini artırmaktadır. Sağlıklı veya osteoporozlu kemik yapısı hakkında yeterli bilgiye sahip olmak için kemik bütününün veya kortikal ve trabeküler yapılarının ayrı ayrı mukavemet değerlerinin incelenmesi gerekmektedir (Beaupied *et al.* 2007). Kemiğın doku kalitesi, kemik biyomekaniğine ve bütün kemik yapısına bağlıdır. Bu çalışmada kemiğın bütün yapısı temel alınıp kemiğın mekanik karakteristikleri ortaya çıkarılarak nümerik çalışmada kullanılması amaçlanmıştır. Bunun için üç nokta eğilme testi gerçekleştirilmiştir. Bu testler kemiğın dayanımı hakkında nicel veriler sağlamaktadır.

#### Üç noktadan eğilme testi

Kemik için üç tip eğilme testi açıklanabilir. Bunlar üç noktadan eğilme, dört noktadan eğilme ve ankastre testleridir (Beaupied *et al.* 2007). Üç noktadan eğilme en yaygın kullanılan testtir. Bu testde kemiğın her bir ucu iki tutucu üzerine yerleştirilir ve kemiğın orta kısmından düşey doğrultuda kuvvet uygulanır (Şekil 3.1). Tutucular ve kuvvet yatay eksene dik doğrultuda konumlandırılır. Kuvvet kemik kırılana kadar arttırılır.



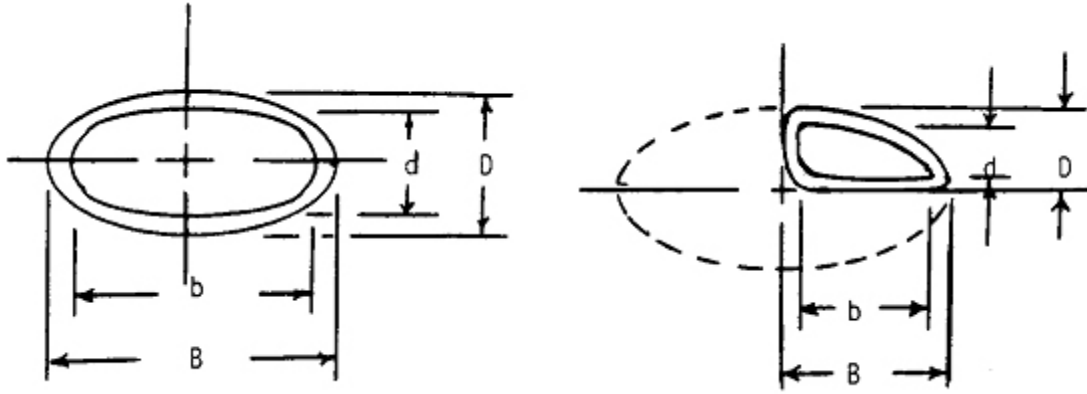
Şekil 3.1 Üç noktadan eğilme test düzeneği (ANSI / ASAE 1998).

Bu çalışmada eğilme dayanımı ( $\sigma_{max}$ ) ve elastisite modülü (E) gibi kemik bütünlüğünün karakterizasyonu için kullanılan biyomekanik parametreler hesaplanmaya çalışılmıştır. Çalışmada uygulanan üç noktadan eğilme testi için 15 adet tavşan sol tibia bir bütün olarak kullanılmıştır. Kuvvetin uygulandığı parçanın kemiğe dalma hızı 10 mm/dk olarak alınmıştır (Mackert *et al.* 2014, ANSI / ASAE 1998). Üç noktadan eğilme testi ile elde edilen maksimum eğilme dayanımı ve elastisite modülü değerleri aşağıdaki denklemler ile belirlenmektedir (ANSI/ASAE 1998, Sharir *et al.* 2008 ).

$$\sigma = FLc/4I \quad (3.1)$$

Denklemden  $\sigma$  eğilme gerilmesi (MPa), c nötral ekseninden dış çizgiye olan mesafe (mm), I atalet momenti ( $mm^4$ ), L destekler arası mesafe (mm) ve F uygulanan kuvvet (N) olarak verilmektedir.

Denklemlerde kullanılan kemiğin kesit alanı içi boş elips ya da elipsin dörtte biri olarak alınmaktadır (Şekil 3.2).



**Şekil 3.2** Kemiklerin kesit alanı çeşitleri (ANSI / ASAE 1998, Kapelański *et al.* 2012, Baranová *et al.* 2008).

Buna bağlı olarak içi boş elipsin atalet momenti;

$$I = 0.049((B \cdot D^3) - (b \cdot d^3)) \quad (3.2)$$

$$c = D/2 \quad (3.3)$$

formülü ile verilirken elipsin dörtte biri olarak belirlenen kesit alanının atalet momenti

ise;

$$I = 0.0549((B.D^3) - (b.d^3)) \quad (3.4)$$

$$c = 0.57559.D \quad (3.5)$$

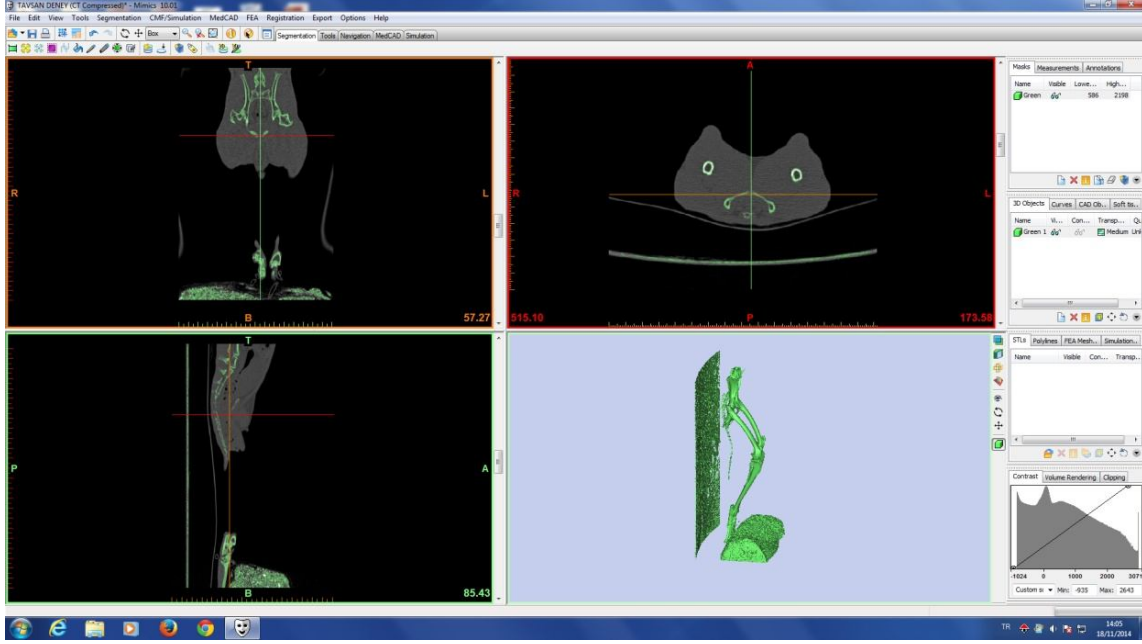
olarak gösterilmektedir. Burada B en büyük dış çap (mm), b en büyük iç çap (mm), D en küçük dış çap (mm) ve d ise en küçük iç çap olarak verilmiştir. Üç noktadan eğilme testi ile elde edilen elastisite modül (Vondrova *et al.* 2010, Baranová *et al.* 2008);

$$E = (FL^3)/48I\delta \quad (3.6)$$

denklemleri ile bulunmaktadır. Denklemlerde E elastisite modül (MPa) ve  $\delta$  yer değişim (mm) olarak gösterilmektedir.

### 3.3 Tavşan Tibia kemiği ve DEF sisteminin 3B modellenmesi

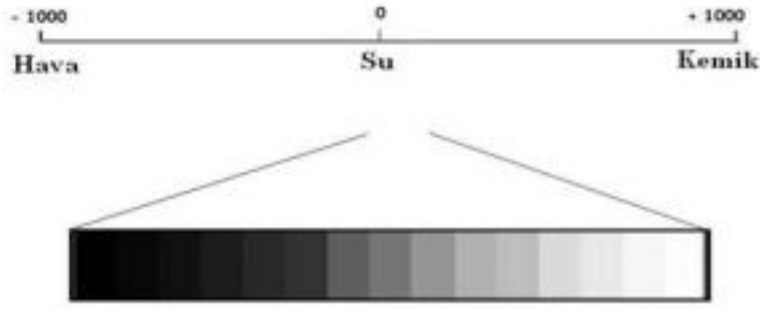
Bu çalışmada diyafizyel kırık hattındaki aksenal mikro hareketlerin kırık iyileşmesi üzerine olumlu bir etkisinin olduğu prensibinden yola çıkılarak belirli miktarlarda tekrarlı kompresyon yapabilen DEF sistemi tasarlanmıştır. Fiksatorün tasarlanma süreci Solidworks 2013 parametrik tasarım programında gerçekleştirilmiştir. Solidworks programı tasarım sürecini hızlandırarak, kolay kullanıcı ara yüzü ve güçlü tasarım işlevselliği ile verimliliği arttırmaktadır. DEF sisteminin tasarlanan 3B modeli önceden oluşturulan tavşan tibia kemiğinin üzerine konumlandırılmıştır. Tibia kemiğinin 3B modeli ise Bilgisayarlı Tomografi (BT) cihazından alınan radyografik görüntüler yardımıyla oluşturulmuştur. 3000 gram ağırlığındaki tavşan, anestezi altına alınarak sağ Tibia kemiğinin tomografi görüntüleri Afyon Kocatepe Üniversitesi, Tıp Fakültesi Hastanesi BT görüntüleme merkezinde elde edilmiştir. Görüntüleme cihazından 0.4 mm kesit aralıklı, 512pixel\*512pixel çözünürlüğünde 610 kesitsel radyografik görüntü alınmıştır. Dicom uzantılı kesitsel görüntüler Mimics 10.1 (Materials) programı içerisine alınarak burada nokta bulutu veya binary stl uzantısına dönüştürmek için işlenmiştir. Şekil 3.3'de Mimics programının ara yüzü görülmektedir.



Şekil 3.3 Sol üst; Frontal Plane, sol alt; Sagittal Plane, sağ üst; Transvers Plane, sağ alt; 3D izometrik görünüş.

Mimics programı dicom veya jpg uzantılı radyografik BT, MRI (Manyetik Rezonans), Ultrason vb. görüntüleri işleyerek 3B modelin oluşturulup üzerinde görsel değerlendirmeler yapılmasına imkan veren yazılımdır.

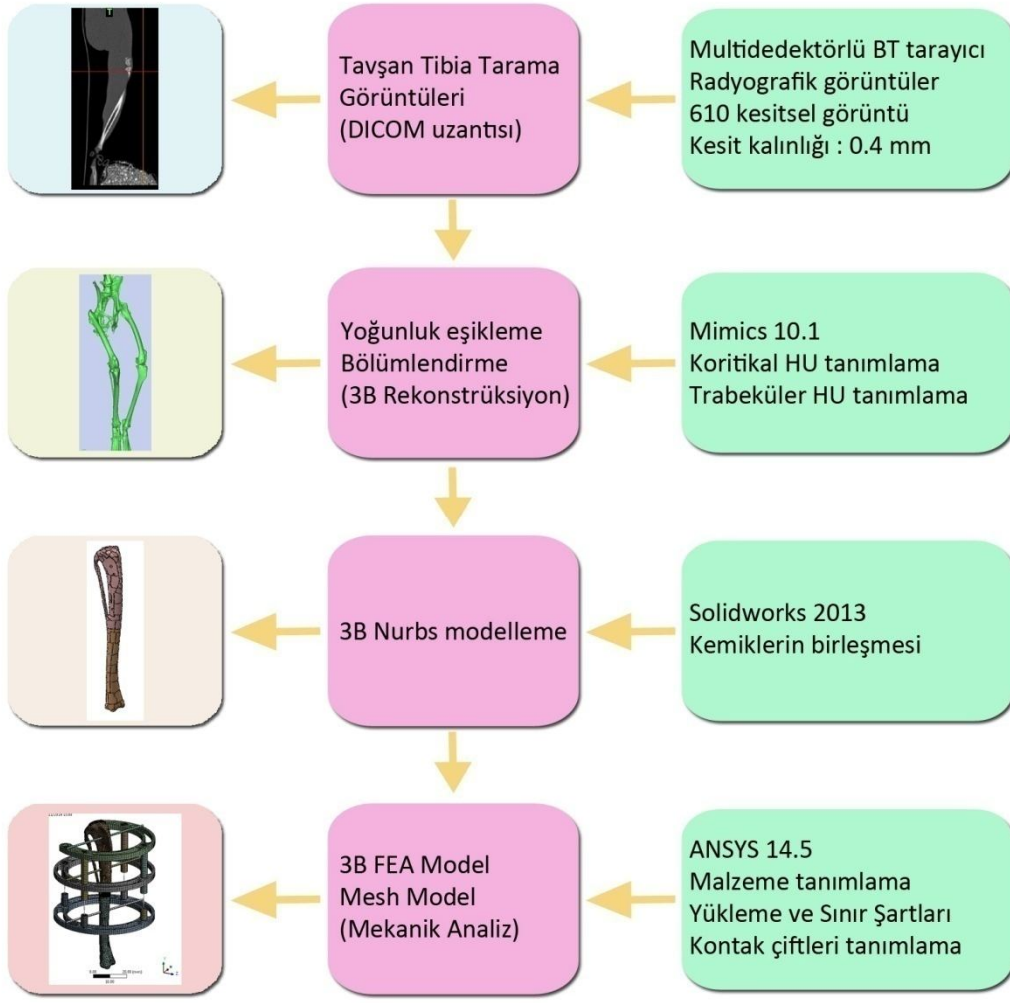
Radyografik görüntülerden 3B dokuların oluşturulması işleminde, sert dokular için BT görüntüleri, yumuşak dokular için ise MRI görüntüleri seçilmektedir. Bu çalışmada 3B kemik model oluşturma işlemi amaçlandığı için BT görüntülerinden yararlanılmıştır. BT görüntüleri pixel adı verilen resim elemanlarının oluşturduğu bir matriksten meydana gelmektedir. BT görüntülerinin matriksi kullanılan teknolojik gelişmeye göre 256\*256 ile 1024\*1024 arasında değişmektedir. Pikseller mevcut kesit kalınlıklarına bağlı olarak voksel adı verilen bir hacime sahiptirler. Voksel dokuyu geçen X ışını fotonlarının sayısını gösteren sayısal bir değerdir. Bu değer Hounsfield Unit (HU) olarak adlandırılır ve hava ve kemik sınır kabul edildiğinde genel olarak -1000 ile +1000 arasında değişmektedir. Bu değerlerin ortasındaki 0 sayısı suyu temsil etmektedir. Şekil 3.4’de Hounsfield skalası görülmektedir.



**Şekil 3.4** Hounsfield skalası.

Yağ dokusu ve havanın HU değeri negatif yöne doğruyken yumuşak dokular ve kemiksi dokuların HU değerleri ise pozitif yöndedir. Çalışmada tavşan tibia kemiğinde kullanılan HU alt ve üst sınırları +589 ve +2185 olarak alınmıştır. Ayrıca radyografik görüntüleri elde ederken Field of View (FOV) değeri de önemlidir. FOV kesitsel görüntüleri oluştururken seçilen alanın genişliğini belirtir. FOV değeri büyüdüğünde sabit olan matris içindeki pixel boyutları büyüyeceği için görüntünün çözünürlüğü düşmektedir. Bu yüzden ideal bir FOV değeri belirlenmelidir. Tavşan tibiası için seçilen FOV değeri  $16.2 \times 16.2 \text{ cm}^2$  olarak belirlenmiştir. Mimics programına alınan görüntüler belirli bir ışık akışına göre işlenmektedir. Şekil 3.5’de bu ışık akışı detaylı bir biçimde gösterilmektedir.





Şekil 3.5 Tibia'nın 3B modelleme işlem sırası.

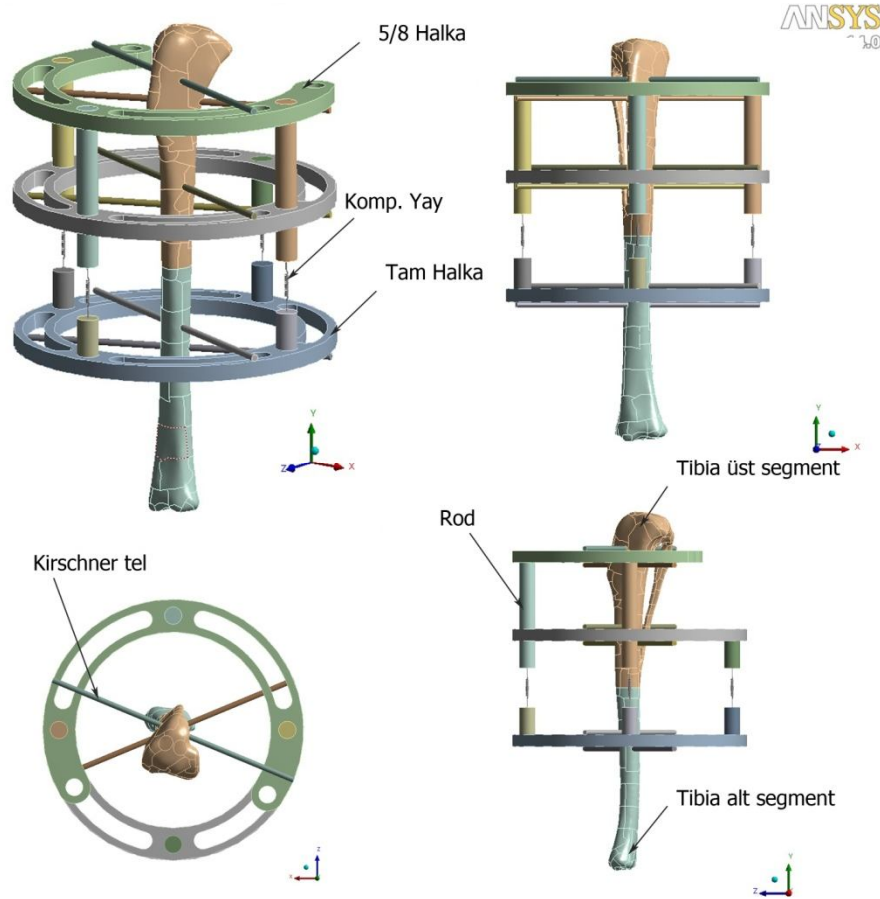
Çalışmada Mimics programında görüntülerden oluşturulan 3B tibia model Remesh eklenti yazılımına aktarılmıştır. Burada belirli bir protokol izlenerek tibia kemiğinin daha kararlı bir yapıya dönüşmesi sağlanmıştır. Protokol içeriğinde model üzerindeki üçgen miktarının azaltılması, model üzerindeki üçgen kalitesinin geliştirilmesi, model kalitesini korurken üçgenlerin miktarının azaltılması ve ekstra kabukların silinmesi gibi özellikler bulunmaktadır. Oluşturulan kararlı 3B tibia model Rapidform XOR3 (3DSystems) ve Solidworks 2013 katı modelleme programlarına aktararak yüzeyler Non-uniform rational B-spline (NURBS) formuna dönüştürülmüştür. NURBS model pürüzsüz bir yüzeye sahip olarak üzerinde değişiklik yapılabilir hale getirilmiştir. Tibia kemiğinin modeli oluşturulduktan sonra üzerine DEF sisteminin montajı ANSYS 14.5 sonlu elemanlar yazılımı ile gerçekleştirilmiştir. Bunun sebebi sistem üzerindeki

parçaların parametrik olarak modellenmesi ve birbirleri arasında denklemsel ilişkiler kurabilmektir.

### **3.4 DEF Sisteminin Sonlu Elemanlar Analizi**

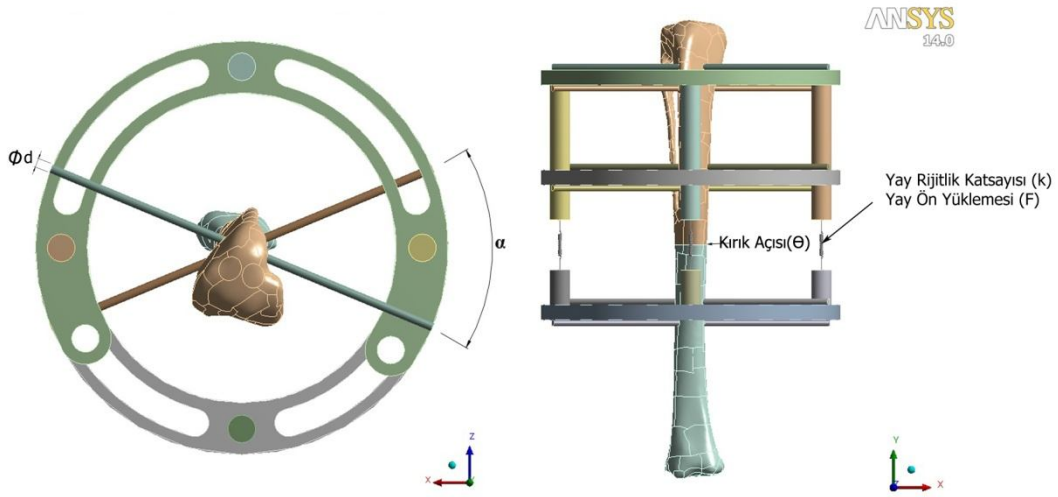
Çeşitli klinik uygulamalar için birçok konfigürasyonu bulunan DEF sisteminde, başarılı sonucu etkileyen biyolojik faktörlerin yanında sistemin biyomekanik özellikleri de önem taşımaktadır. Bu kapsamda bu sistemleri değerlendirdiğimizde tedavi boyunca gereken mekanik rijitlik, malzemenin dayanımı ve biyouyumluluk gibi gereksinimler önem kazanmaktadır.

Üç boyutlu olarak tasarlanan DEF sistemi iki adet tam halka, bir adet 5/8 halka, altı adet Kirschner tel, sekiz adet rod ve dört adet kompresyon yayından meydana gelmektedir (Şekil 3.6). Nümerik ve klinik çalışmalarda kullanılan fiksatorün kırık segmentleri arasına sürekli kompresyon yapabilen dört adet yay yerleştirilmiştir. Nümerik analiz işleminde öncelikle sistemin üç boyutlu parametrik modeli ANSYS 14.5 Design Modeler eklentisi ile gerçekleştirilmiştir.



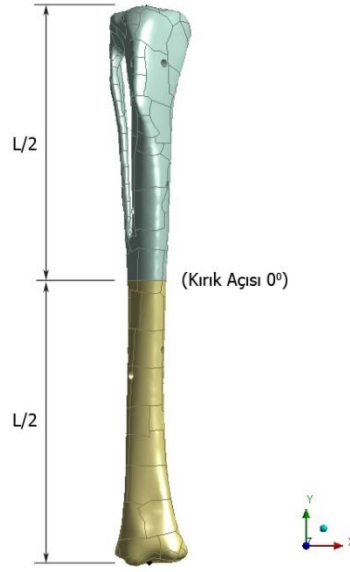
**Şekil 3.6** Optimizasyon işleminde kullanılan DEF sisteminin parçaları.

DEF sistemlerinin cerrahi operasyon ile kırık hattına montajı sonrasında sistemin stabilitesi ve rijiditesini etkileyen birçok etkin parametre söz konusudur. Bu çalışmada nümerik analizde kullanılan DEF sistemine ait parametreler tel çapı ( $d$ ), teller arasındaki açı ( $\alpha$ ), kompresyon yayının ön yükleme değeri ( $F_{ön}$ ) ve kompresyon yayının yay katsayısı ( $k$ ) olarak belirlenmiştir (Şekil 3.7). Bu parametreler nümerik analiz içinde yapılan optimizasyon işleminde giriş değişkenleri olarak seçilmiştir. Optimizasyon işlemindeki çıkış değişkenlerini ise sistemin maksimum eşdeğer Von-Mises gerilmesi, tibia kemiği üzerindeki maksimum eşdeğer Von-Mises gerilmesi ve kırık hattı yüzeylerindeki maksimum ve minimum eşdeğer Von-Mises gerilmeleri olarak belirlenmiştir.



**Şekil 3.7** DEF sisteminin oluşmasında ve optimizasyon işleminde kullanılan parametreler.

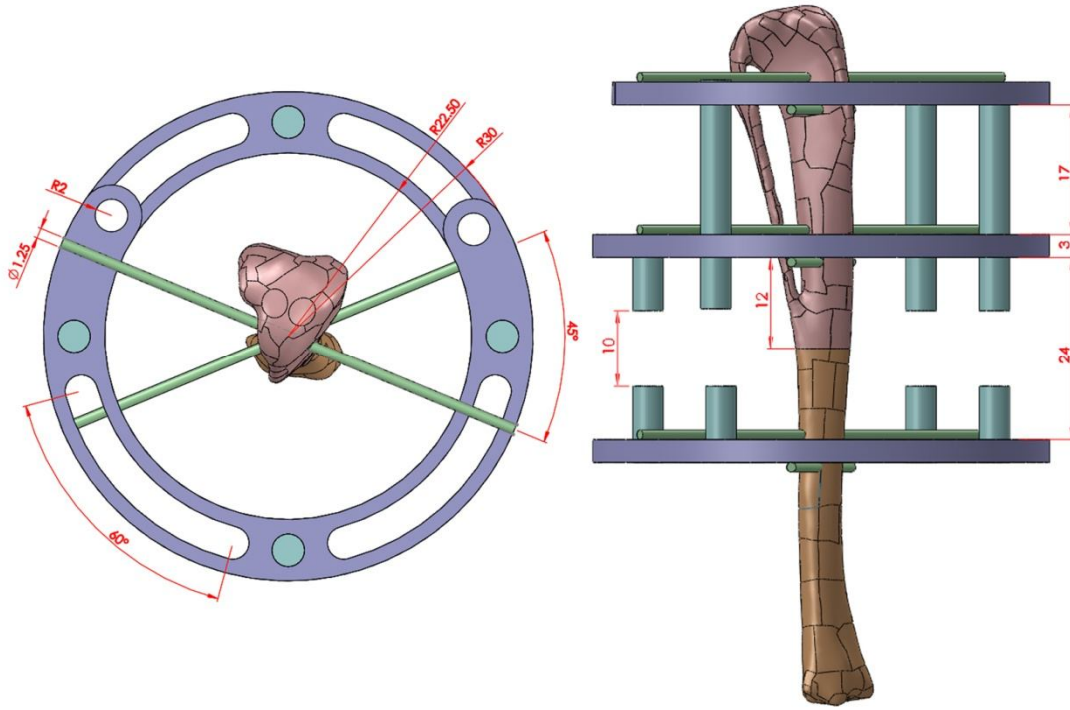
Uzun kemik kırıklarında kırık açısı, DEF sistemlerinin stabilizasyonu ve rijiditesi için önemli bir yere sahiptir. Ortopedi alanında birçok kırık tipi olmasına karşın bu çalışmada tavşan tibia kemiği üzerindeki kırık segmentleri arasında oluşturulan kırık çeşidi transvers kırık ( $0^\circ$ ) (Şekil 3.8). Transvers kırığın konumu tavşan tibia kemiğinin diyafizyel bölgesi olarak belirlenmiştir. Birçok hayvanda fibula kemiği distal tibia bölgesine uzanırken bu çalışmada kullanılan tavşan fibula kemiği tibianın diyafizyel bölgesine uzanmaktadır. Çalışmada oluşturulan kırık hattı, fibula kemiğinin tibia ile bulunduğu bölgenin alt kısmında yer almaktadır.



**Şekil 3.8** Çalışmada incelenen transvers kırık konumu.

Optimizasyon işlemi için parametreler belirlendikten sonra DEF sisteminin boyutlandırılması gerçekleştirilmiştir (Şekil 3.9). Boyutlandırma işlemi tavşan tibia ve fibula kemiklerinin konumları ve ölçüleri referans alınarak yapılmıştır. Bu çalışmadaki parametre değerlerinin belirlenmesi için literatür ve cerrahların deneyimlerinden faydalanılmıştır.

DEF sisteminin boyutlandırma işlemi ANSYS 14.5 Design Modeler modülü ile belirlendikten sonra parçalara malzeme atama işlemi gerçekleştirildi. DEF halkaları genellikle paslanmaz çelik, alüminyum ve karbon fiber malzemelerden üretilirler. Bunların içinde en yaygın kullanıma sahip malzeme paslanmaz çeliktir. Bu malzemeler kendi aralarında bir takım avantaj ve dezavantajlara sahiptirler. Fakat kendi aralarında mekanik olarak karşılaştırıldığında aksenal ve eğilme rijitliklerinde %5 gelişme olduğu görülmüştür (Kummer 1990). Paslanmaz çelik halkaların düşük yükler altında karbon fiber halkalara göre daha rijit davrandıkları ortaya konulmuştur. Alüminyum ve karbon fiber halkalar rijitideyi muhafaza etmek için paslanmaz çelikten daha kalın olmasına rağmen alüminyum ve karbon fiber halkalar daha hafiftirler (Nele *et al.* 1994, Kummer 1990). Bununla beraber karbon fiber halkalar paslanmaz çelik veya alüminyum halkalara göre önemli ölçüde daha pahalıdır.



Şekil 3.9 DEF sisteminin ölçülendirilmesi.

DEF sistemi uygulamalarında etki eden çeşitli kuvvetler neticesinde halkaların rijitlikleri ve stabiliteyi azaltılabilir. Kemik üzerinden halkalara bağlı tellere gelen kuvvetler halkalara aktarılır ve neticesinde halkalar deformasyona zorlanır. Bu deformasyonların yüksek olması tedavinin olumlu bir şekilde gelişmesini engellemektedir. Bu nedenle araştırmacılar gerek halka malzemelerinin ve gerekse diğer sistem elemanlarının mekanik özelliklerini iyileştirmek için çalışmalar yapmıştır (Lewis *et al.* 1998). Bu çalışmada kullanılan DEF sisteminin parçalarına ve kemiğe ait mekanik özellikler Çizelge 3.1’de verilmiştir.

**Çizelge 3.1** DEF sistemi ve kemiğe ait malzemelerin mekanik özellikleri.

Bileşen	Malzeme	Yoğunluk (gr/cm <sup>3</sup> )	Çekme Dayanımı (MPa)	Elastisite modülü (MPa)	Poisson oranı	Literatür
<b>Kortikal kemik</b>	----	2	----	10000 (Literatürden alınmıştır) 10465 (Mekanik deneyden alınmıştır)	0.32	(Van Oosterwyck <i>et al.</i> 1998, Huang <i>et al.</i> 2002, Karunratanakul <i>et al.</i> 2013, Doblaré <i>et al.</i> 2004)
	----	0.3	----	100	0.32	(Van Oosterwyck <i>et al.</i> 1998, Huang <i>et al.</i> 2002, Karunratanakul <i>et al.</i> 2013, Doblaré <i>et al.</i> 2004)
<b>Trabeküler kemik</b>	Alüminyum Alaşımı (7075,T6)	2.81	572	71700	0.33	(Sankaran <i>et al.</i> 2001, DuQuesnay <i>et al.</i> 2003)
<b>Rod</b>	316 LVM Paslanmaz Çelik	8	700	187500	0.33	(Mitousoudis <i>et al.</i> 2010, Toumanidou <i>et al.</i> 2011)
<b>Kirschner Tel</b>	316 L Paslanmaz Çelik	8	515	193000	0.3	(Mitousoudis <i>et al.</i> 2010, Toumanidou <i>et al.</i> 2011)

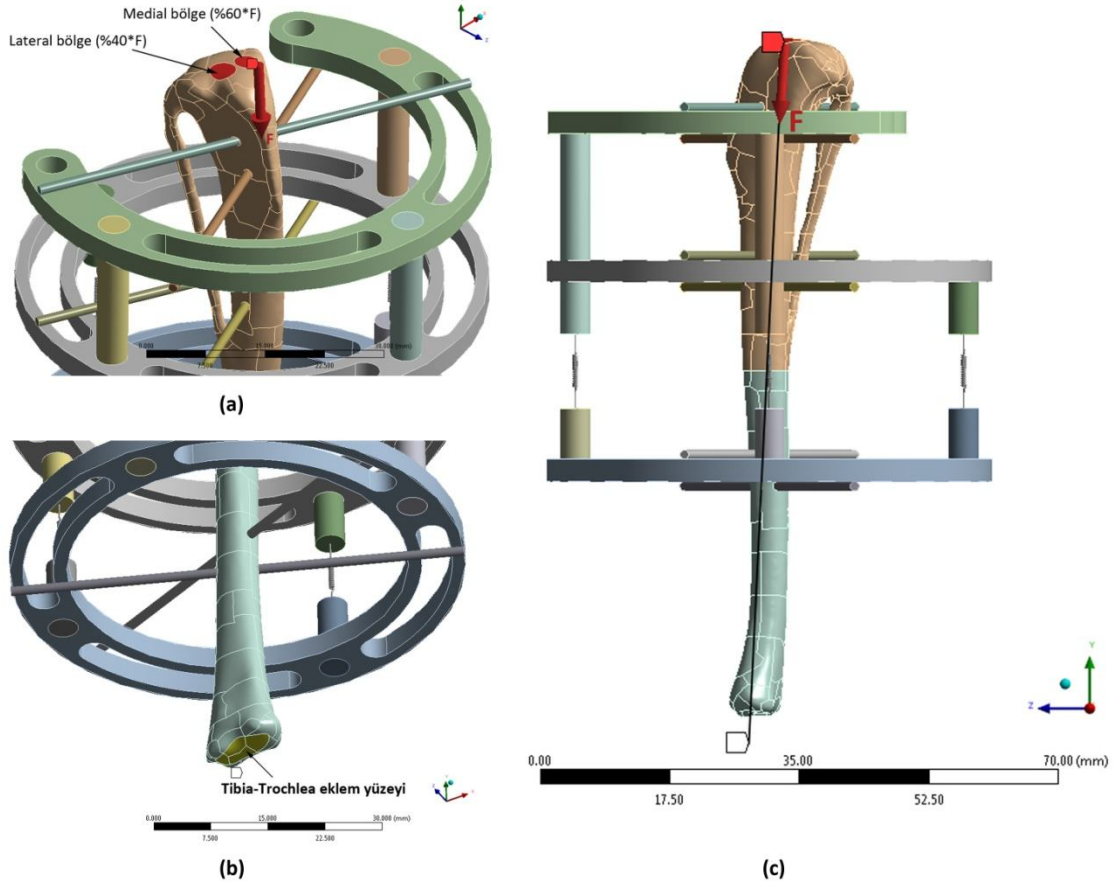
Çalışmada DEF halkaların malzeme seçimi kısmında bu avantaj ve dezavantajlar düşünüldüğünde tasarlanan sistem için 7075-T6 alüminyum alaşımı malzemesi seçilmiştir. Malzeme seçiminde ikinci önemli parça ise Kirschner telleridir. DEF sisteminin yüklenmesi sırasında aksel, eğilme ve burulma rijiditeleri için önemli bir faktördür. Literatürde genellikle Kirschner telleri için 316L paslanmaz çelik malzemesi kullanılmıştır (Khurana *et al.* 2010, Nielsen *et al.* 2005, Burny *et al.* 2012, Antoci *et al.* 2007, Gessmann *et al.* 2012, Gessmann *et al.* 2011, Osei *et al.* 2006, Baran *et al.* 2008, Chondros *et al.* 2014). 316L paslanmaz çeliği aynı amaç için kullanılan Ti ve Co-Cr tabanlı alaşımlardan ayıran en önemli özellikleri daha yüksek dayanım, daha iyi

süneklik ve daha iyi işlenebilirliğidir. Çalışmada kullanılan rodler 316LVM paslanmaz çelikten, somunlar ise 316L paslanmaz çelikten yapılmıştır (La Russa *et al.* 2010, La Russa *et al.* 2011).

DEF sisteminin nümerik çalışmasında kortikal ve trabeküler kemik bölümleri birbirlerinden ayrı incelenmiştir. Tibia kemiği üç bölgeye ayrılarak modellenmiştir. Bunlar kemiğin dış kısmı olan kortikal bölge, kemiğin eklem iç kısmı olan trabeküler bölge ve kemiğin ilik bölgesidir. Nümerik çalışmada bu üç bölgenin mekanik özellikleri ayrı ayrı alınmıştır. Kemik bölgeleri ve fiksator parçaları izotropik ve lineer elastik malzeme olarak kabul edilmiştir (Toumanidou *et al.* 2011, Kumar and Gupta 2011, Karunratanakul *et al.* 2013, Kim *et al.* 2012). Kemiğin kortikal bölgesinin elastisite modülü 10GPa ve poisson oranı 0,32 olarak, trabeküler bölgesinin elastisite modülü ve poisson oranı ise sırasıyla 0.1GPa ve 0,32 olarak kabul edilmiştir (Pérez *et al.* 2008, Karunratanakul *et al.* 2013, Van Oosterwyck *et al.* 1998, Huang *et al.* 2002).

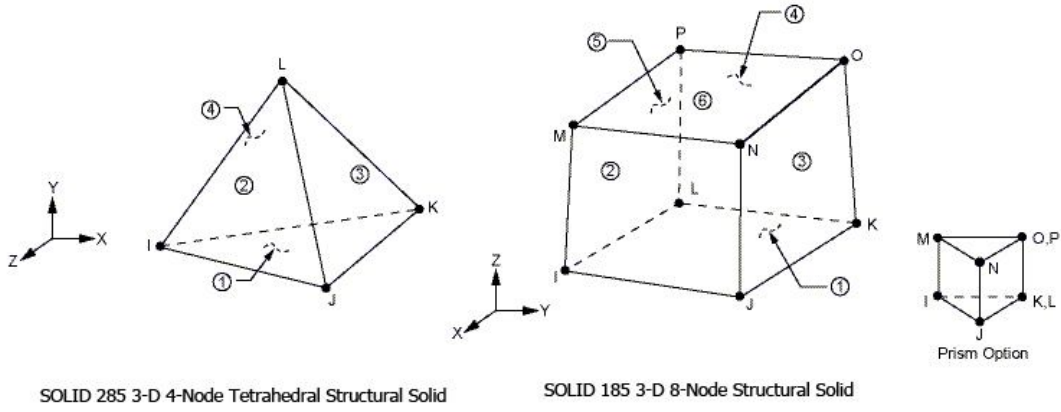
Nümerik çalışmada oluşturulan DEF sisteminin tavşan tibia kemiği üzerine uygulanmasında tavşanın nötral pozisyonu referans alınmıştır. Bu pozisyonda tavşan tibia kemiğinin distal kondülü üzerinde üç ekseneki lineer hareketi ve anterior-posterior rotasyon hareketi dışındaki diğer iki rotasyon hareketi sabitlenmiştir. Yalnızca tibianın anterior-posterior rotasyon hareketi serbest bırakılmıştır (Şekil 3.10). Tavşanın normal yürüyüşü sırasında ağırlığından dolayı tibia kemiğinin proksimal kondülleri üzerine belirli bir miktar kuvvet aktarılmaktadır. Bu çalışmada tavşanın nötral pozisyonda olduğu kabul edilmiş ve proksimal lateral ve medial kondülleri üzerine toplamda tibianın aksenel doğrultusunda 10N'luk bir kuvvet uygulanmıştır (Gushue *et al.* 2005).





**Şekil 3.10** Tibia kemiğine etki eden kuvvet ve uygulanan sınır şartları; (a) proksimal tibia kondülüne uygulanan kuvvet dağılımı, (b) distal tibia kondülüne uygulanan sınır şartı, (c) uygulanan kuvvetin doğrultusu.

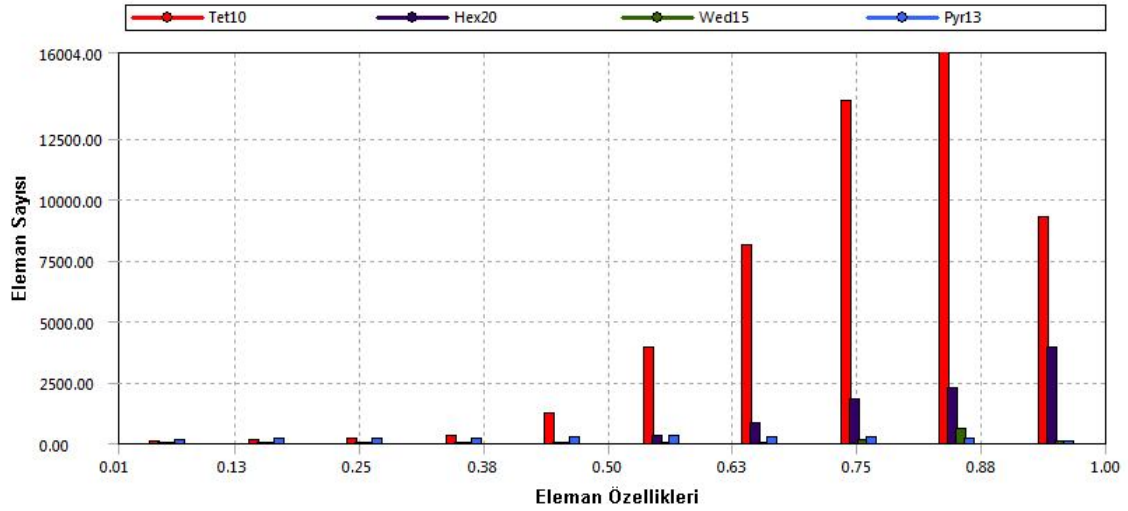
DEF sisteminin sınır şartları belirlendikten sonra sistemin sonlu elemanlar ağ yapısı oluşturulmuştur. Tibia üzerindeki kortikal ve trabeküler bölümler SOLID 285 üç boyutlu, dört düğümlü ve her düğümde dört serbestlik derecesine sahip Tetrahedral lineer elemanlardan oluşmuştur. Her düğüm X, Y, ve Z yönlerinde yer değiştirme ve bir hidrostatik basınç serbestliğine sahiptir. DEF sistemine ait tüm parçalar ise SOLID 185 üç boyutlu, sekiz düğümlü ve altı yüzlü olan Hexahedral lineer elemanlardan oluşmaktadır. Her düğüm X, Y ve Z yönlerinde hareket serbestliğine sahiptir (Şekil 3.11).



**Şekil 3.11** Sonlu elemanlarda kullanılan SOLID 285 Tetrahedral ve SOLID 185 Hexahedral eleman tipleri.

Tibia'nın orta kısmında bulunan kırık hattı üzerindeki kontak yüzeylerde oluşan Von Mises eşdeğer gerilmelerinin daha iyi görülebilmesi için bu yüzeylerde oluşan mesh yapısı sıklaştırılmıştır. Tibia kemiğinin genel mesh yapısının eleman boyutu 1 mm olarak alınırken kontak yüzeylerindeki mesh eleman boyutu 0.2 mm ve DEF sistemine ait mesh elemanların boyutları 1 mm olarak alınmıştır.

Tüm sistemin mesh kalitesi Şekil 3.12'de ve detaylı mesh yapısı Şekil 3.13'de gösterilmiştir. Şekil 3.12'de yatay eksenle eleman özellikleri, dikey eksenle ise eleman sayıları verilmiştir.

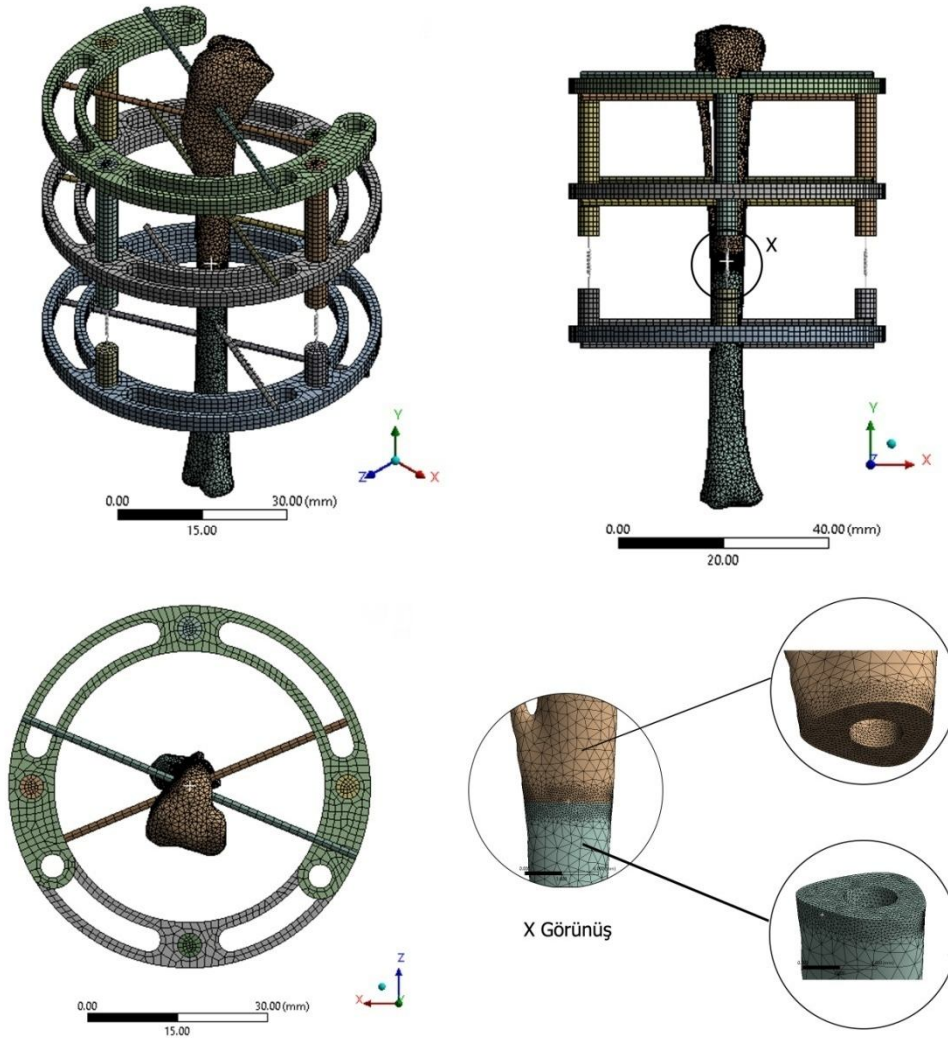


Şekil 3.12 Bütün sistemin mesh kalitesi.

Elemen özellikleri eksen 0-1 aralığında değişmektedir. Bu değer, üç boyutlu elemanlar için hacmin, kenar uzunluğunun karelerinin toplamının küpünün kareköküne olan oranı olup aşağıda denklem olarak verilmiştir.

$$Kalite = C. (Hacim / \sqrt{\sum (Kenar Uzunluğu^2)^3}) \quad (3.7)$$

Elemenlerin her tipi için C sabiti değeri değişmektedir. C değeri tetrahedron eleman için 124.7, hexagon için 41.56, wedge için 62.35 ve piramit için ise 96 alınmaktadır. Eleman metrik değeri 0 olduğunda eleman sıfır hacime sahip olduğu, 1 olduğunda ise çok iyi küp veya kare eleman olduğunu göstermektedir (ANSYS inc.).



**Şekil 3.13** DEF sisteminin genel ve bölgesel sonlu elemanlar mesh yapısı.

Mesh yapısı oluşturulan DEF sistemi toplamda 150910 düğümden ve 64696 elemandan meydana gelmektedir. DEF sistemi ve kemikteki parçaların mesh işlemi ANSYS 14.5 sonlu elemanlar programının içerisinde bulunan mesh modülü ile gerçekleştirilmiştir.

Mesh işleminden sonra DEF sistemi yukarıda belirlenen sınır şartları altında analiz işlemine tabi tutulmuştur. Analiz sonunda tibia kemiğinin diyafizyel bölgede oluşturulan transvers kırık hattındaki yüzeylerde meydana gelen maksimum ve minimum normal gerilmeler ve tibia ve DEF sistemi üzerinde oluşan maksimum Von Mises eşdeğer gerilme değerleri elde edilmiştir. Bu değerler aynı zamanda optimizasyon işleminin çıktı değerleri olarak da belirlenmiştir.

### 3.5 DEF Sisteminin Optimizasyonu

Tepki yüzey yöntemi, ilgilenilen tepkinin birkaç değişken tarafından etkilendiği ve amacın bu tepkiyi optimize etmek olduğu problemlerin modellenmesi ve analizi için kullanılan istatistiksel tekniklerin ve matematiksel ifadelerin birleşimidir (Kılıçkap and Hüseyinoğlu 2010, Koç and Ertekin 2010, Çinçik 2010). Montgomery (2001)'ye göre ise tepki yüzey yöntemi fiziksel deneylerin giriş ve çıkış parametreleri arasındaki ilişkiyi matematiksel denklemler aracılığı ile göstermek için geliştirilen bir metottur. Birçok tepki yüzey yöntemi probleminde, tepki ve bağımsız değişken arasındaki fonksiyonun matematiksel formu bilinmediğinden tahmin edilmesi gerekmektedir. Problemin tepkisi bağımsız değişkenin bir lineer fonksiyonu olarak uyum gösteriyorsa, birinci dereceden bir polinom denklem, model olarak kullanılabilir.

$$y = \beta_0 + \beta_1x_1 + \beta_2x_2 + \dots + \beta_kx_k + \varepsilon \quad (3.8)$$

Eğer sistemin tepki yüzeyinde bir eğrilik var ise ikinci dereceden bir denklem kullanılmalıdır.

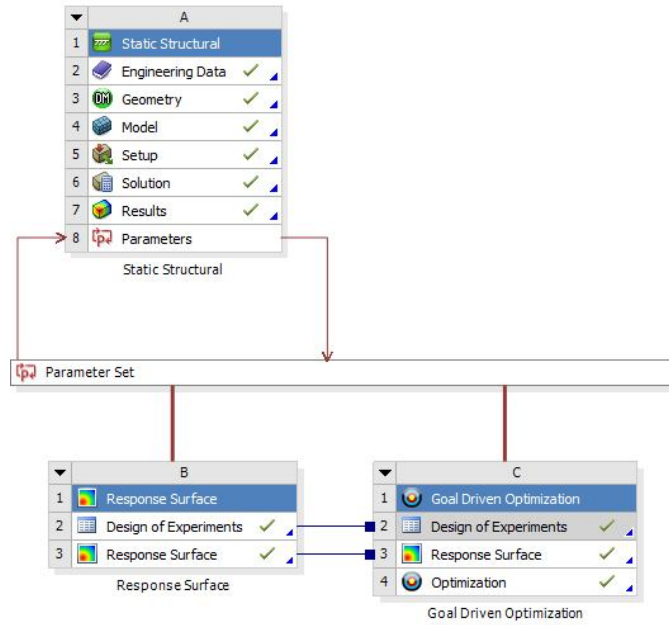
$$y = \beta_0 + \sum_{j=1}^k \beta_jx_j + \sum_{j=1}^k \beta_{jj}x_j^2 + \sum_{i=1}^{k-1} \sum_{j=i+1}^k \beta_{ij}x_ix_j + \varepsilon \quad (3.9)$$

Bu denklemde  $y$  tepki değişkeni,  $\beta_0, \beta_1, \beta_2, \dots, \beta_k$  bilinmeyen regresyon parametrelerini  $x_i, x_j$  süreç değişkenlerini ( $i=1, 2, \dots, k$ ) ve ( $j=1, 2, 3, \dots, k$ ) ve  $\varepsilon$  hata terimini göstermektedir. Tepki yüzey yöntemini kullanan çoğu yazılım kullanımı kolay olduğu için ikinci dereceden denklem model kullanmaktadır.

Optimizasyon işleminde genellikle sistemin performansını veya uygun model tasarımını belirleyen çok sayıda tepki ile eş zamanlı olarak çalışılır. Bu tepkilerin bazılarının maksimum, bazılarının minimum seviyede tutulması, bazılarının kabul edilebilir değerler veya hedef değer alması istenir. Tepkiler birbiri ile uyum içindedir. Bir tepkinin geliştirilmesi diğer bir tepkinin olumlu veya olumsuz sonuçlanmasına sebep olmaktadır. Bu yüzden optimizasyon işleminde tüm tepkilerin bir bütün olarak ele alınması gerekmektedir.

Çalışmada optimizasyon işlemi ANSYS 14.5 sonlu elemanlar programının modülü olan Design Exploration ile gerçekleştirilmiştir. Design Exploration çözüm uzayını etkili araştırmak için tepki yüzey metodu (Response Surface Method) kullanan bir araçtır. Bu araç; diğer tasarım ve işlem koşullarındaki performansı araştırmak ve en iyi performansı veren koşulları bulmak için imkânlar sağlamaktadır (Kapitler *et al.* 2012).

Optimizasyon işleminde öncelikle giriş parametrelerinin eşik değerlerinin belirlenmesi gerekmektedir. Bu belirleme işlemi tepki yüzey sekmesi içinde bulunan deney tasarımı (Design of Experiments - DOE) bölümünde yer almaktadır (Şekil 3.14).



Şekil 3.14 Mekanik analiz ve Optimizasyon çalışma ara yüzü.

DOE Tepki yüzey, amaç odaklı optimizasyon (goal driven optimization-GDO) ve Six-Sigma sistemlerinin bir parçasıdır. DOE çalışma alanı DOE matrisin çözümüne ve üretilmesi ve görüntülenmesine izin verir. DOE çalışma alanının içinde giriş parametre limitleri ve çözüm özellikleri girilebilir, tasarım noktaları (Design Points) Çizelgesi ve birçok parametre grafikleri görüntülenebilir (Şekil 3.15).



Outline of Schematic B2: Design of Experiments		Table of Schematic B2: Design of Experiments (Custom)						
	A	B	A	B	C	D	E	
1		Enabled						
2	Design of Experiments							
3	Input Parameters							
4	Static Structural (A1)							
5	P42 - On_Gerlime	<input checked="" type="checkbox"/>	Name	P42 - On_Gerlime (N)	P44 - Tel_Capi	P45 - Tel_Acisi	P46 - stiffness_1 (N mm^-1)	
6	P44 - Tel_Capi	<input checked="" type="checkbox"/>	2	1 (DP 28)	1.8083	0.95833	58.833	73.05
7	P45 - Tel_Acisi	<input checked="" type="checkbox"/>	3	10 (DP 43)	0.40833	1.2083	52.833	10.35
8	P46 - stiffness_1	<input checked="" type="checkbox"/>	4	11 (DP 68)	0.25278	1.625	45.5	14.75
9	Output Parameters		5	12 (DP 29)	0.48611	0.975	35.167	13.65
10	Static Structural (A1)		6	13 (DP 1)	1.1861	0.50833	43.167	30.15
11	P31 - Upper_Normal Stress Minimum		7	14 (DP 89)	1.4583	1.975	38.833	66.45
12	P29 - Under_Normal Stress Maximum		8	15 (DP 11)	1.1083	0.675	54.5	16.95
13	P28 - System_Equivalent Stress Maximum		9	16 (DP 49)	1.9639	1.3083	59.833	38.95
14	P32 - Upper_Normal Stress Maximum		10	17 (DP 85)	2.5472	1.9083	41.5	18.05
15	P30 - Under_Normal Stress Minimum		11	18 (DP 13)	0.68056	0.70833	56.167	68.65
16	P33 - Tibia_Equivalent Stress Maximum		12	19 (DP 54)	0.097222	1.3917	37.833	35.65
17	P41 - On_Gerlime_1		13	2 (DP 65)	2.8583	1.575	32.167	77.45
18	P40 - On_Gerlime_2		14	20 (DP 21)	0.21389	0.84167	47.5	81.85
19	P39 - On_Gerlime_3		15	21 (DP 9)	2.8194	0.64167	36.5	78.55
20	P47 - on_gerlime_2 Longitudinal Stiffness		16	22 (DP 18)	1.8861	0.79167	31.5	62.05
21	P48 - on_gerlime_3 Longitudinal Stiffness		17	23 (DP 16)	3.2861	0.75833	41.167	24.65
			18	24 (DP 12)	0.525	0.69167	35.5	70.85
			19	25 (DP 90)	2.3528	1.9917	48.167	52.15
			20	27 (DP 27)	2.0806	0.94167	56.5	11.45
			21	28 (DP 74)	2.0417	1.725	37.5	92.85
			22	29 (DP 36)	3.325	1.0917	36.833	75.25
			23	3 (DP 22)	0.13611	0.85833	40.833	43.35
			24	30 (DP 17)	0.175	0.775	51.833	40.05
			25	31 (DP 37)	2.1972	1.1083	33.833	90.65
			26	32 (DP 82)	2.275	1.8583	54.833	19.15
			27	33 (DP 63)	1.3417	1.5417	58.5	84.05
			28	34 (DP 23)	2.625	0.875	44.5	93.95
			29	35 (DP 10)	1.0306	0.65833	33.5	34.55

Properties of Outline : P42 - On_Gerlime		
A	B	
Property	Value	
1		
2	General	
3	Units	N
4	Type	Design Variable
5	Classification	Continuous
6	Values	
7	Value	1.75
8	Lower Bound	0
9	Upper Bound	3.5
10	Use Manufacturable Values	<input type="checkbox"/>

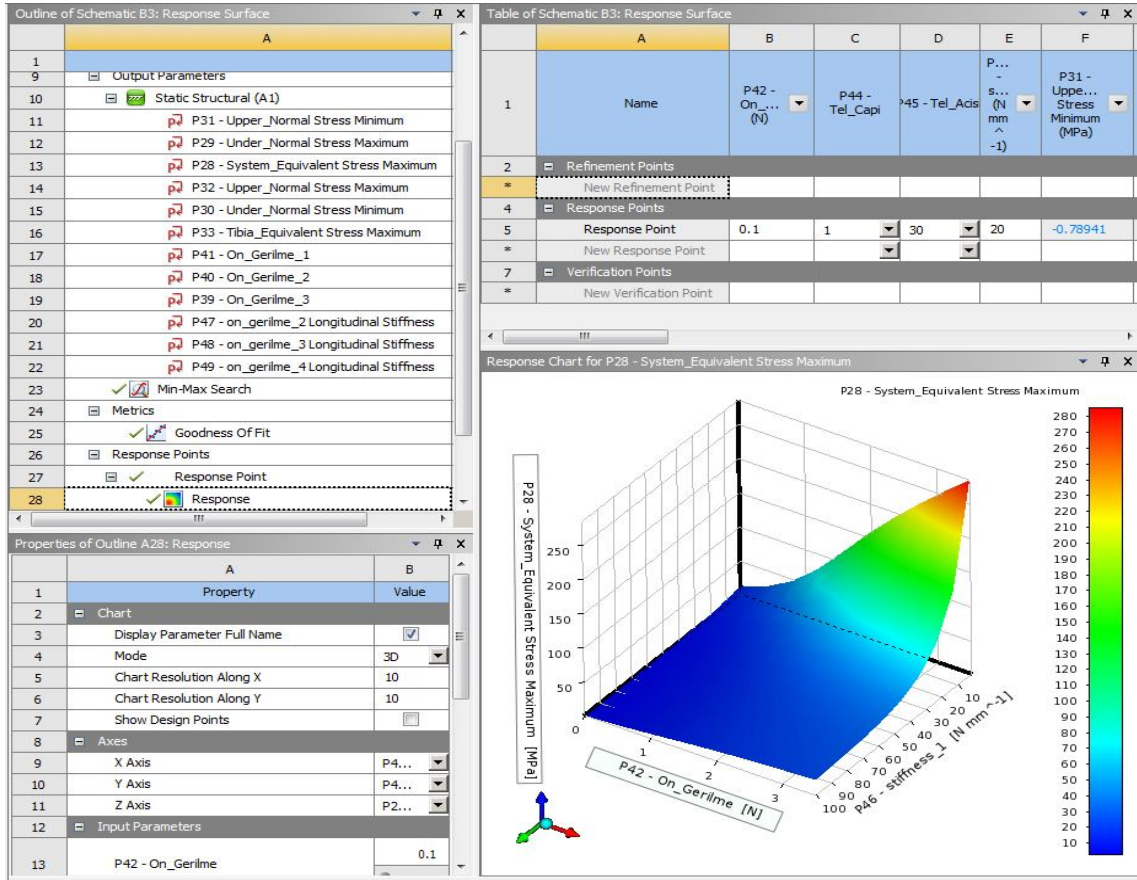
Şekil 3.15 DOE çalışma alanı (giriş ve çıkış parametreleri, giriş parametrelerinin alt ve üst limitleri, tasarım noktaları).

DOE tasarım noktaları ve çıkış parametrelerinden oluşturulan tepki yüzey için standart tepki yüzey – tam ikinci mertebeden polinomial model tipi seçilmiştir. Tepki yüzey çalışma alanında, giriş parametrelerinin alt üst sınırları ve başlangıç değerleri, tepki yüzey algoritması özelliği, tepki noktaları ve tepki yüzey grafikleri görüntülenebilir. Çalışma giriş parametrelerinin alt-üst sınırları ve başlangıç değerleri Çizelge 3.2’de gösterilmektedir.

Çizelge 3.2 Optimizasyonda kullanılan giriş parametrelerin alt, üst ve başlangıç değerleri

Parametreler	Başlangıç Değer	Alt Değer	Üst Değer
Yay rijitlik katsayısı (k) (N/mm)	50	1	100
Yay ön yüklemesi (F <sub>ön</sub> ) (N)	1.75	0	3.5
Tel Çapı (d) (mm)	1.25	0.5	2
Kirschner tel açısı (α) (°)	45	30	60

Parametreler arasındaki lineer ilişki Spearman ve Pearson momentleri çarpımı korelasyon sabiti kullanılarak geliştirilmiştir. Korelasyon / Duyarlılık matrisi, giriş ve çıkış parametreleri arasındaki korelasyonu ve giriş parametrelerine göre çıkış parametrelerinin duyarlılığını göstermek için üretilmiştir. Çalışmada giriş parametrelerine uygun olarak 90 adet tasarım noktası oluşturulmuştur. DOE çalışma ortamında belirlenen ve analizleri yapılan tasarım noktaları, tepki yüzey çalışma alanına alınarak korelasyon ilişkileri incelenmiştir (Şekil 3.16).

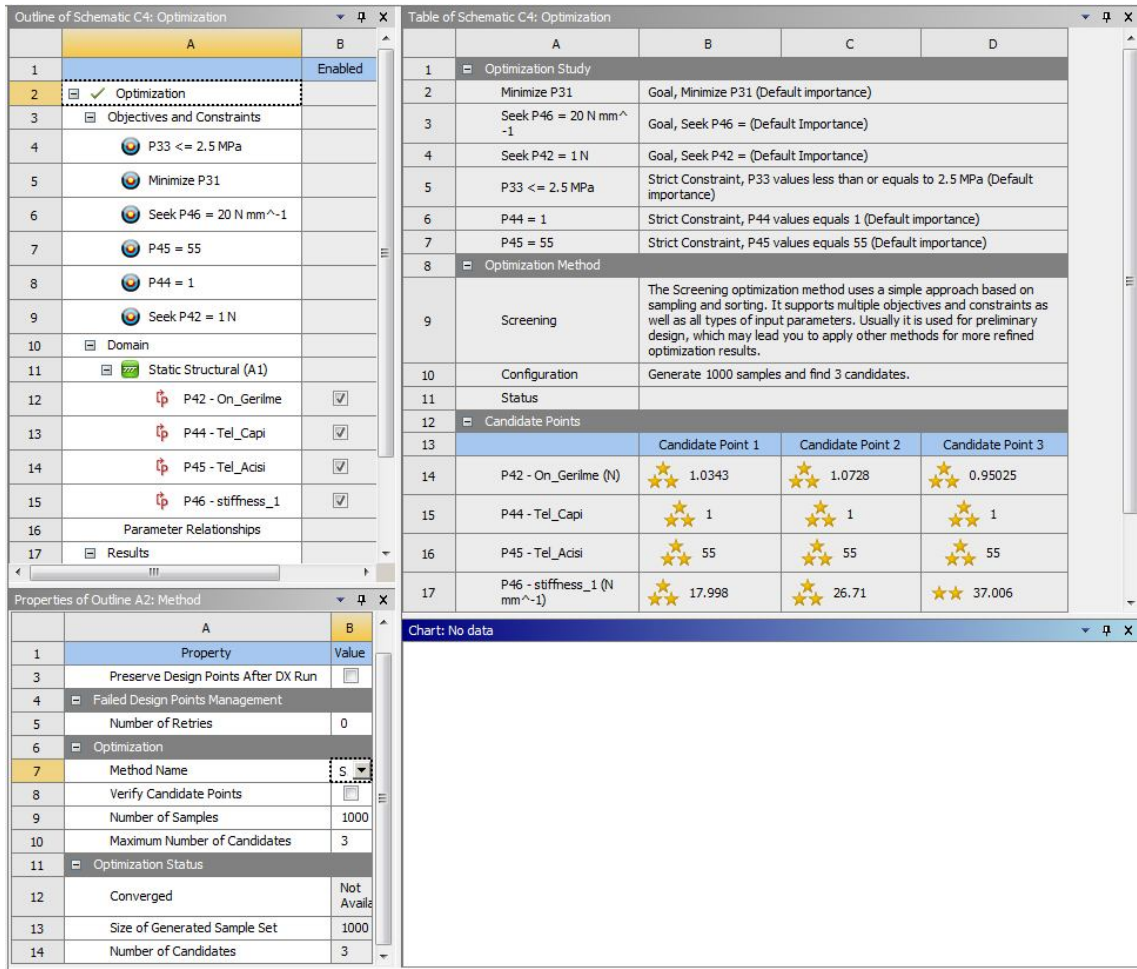


Şekil 3.16 Tepki yüzey çalışma alanı.

Tepki yüzey ortamında bir tepki-bir değişken veya bir tepki-iki değişkenli grafikler oluşturulabilmektedir. Tepki yüzey alanında tepki ve değişkenler arasındaki korelasyonlar incelendikten sonra GDO işlemi gerçekleştirilmiştir. GDO, seçilen parametreler için belirlenen hedefleri veren ve bir örnek kümeden elde edilen olası “en iyi” tasarımı bulmayı amaçlayan çok amaçlı optimizasyon (multi-objective optimization-MOO) tekniğidir (Szweda and Poruba 2010). GDO içerisinde mevcut üç



farklı optimizasyon metodu bulunmaktadır; Screening, MOGA ve NLPQL. MOGA ve NLPQL, yalnızca giriş parametreleri sürekli olduğu zaman kullanılabilir. GDO hesaplaması yapıldığında belirlenen tasarım noktaları uzayından, istenilen hedeflere uygun olan en iyi belirli sayıda tasarım noktası elde edilmektedir (Şekil 3.17). Bu sayede analizi yapılan sistemin genel tasarımı hakkında ve parametrik olarak değişkenlerin birbirleri üzerindeki etkileri elde edilebilir.



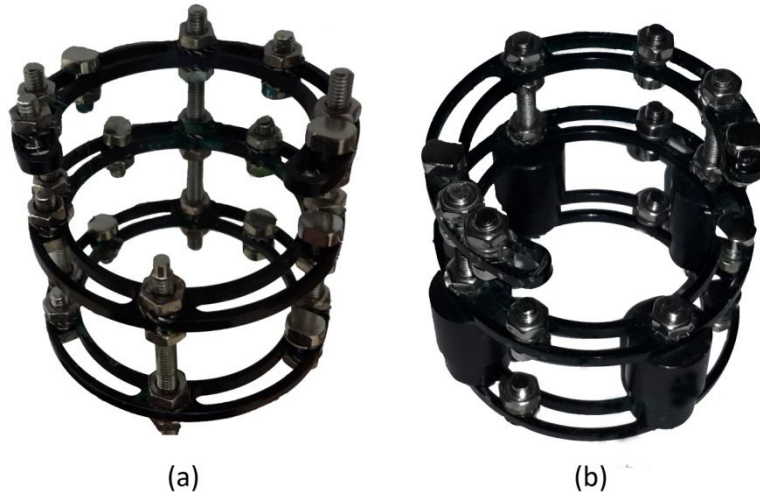
Şekil 3.17 GDO çalışma alanı ve aday tasarım noktaları (Candidate Points).

Bu çalışmada tepki parametreleri olarak belirlenen bütün DEF sistemin genel eşdeğer Von Mises gerilmeleri, kırık segmentler arasındaki minimum ve maksimum eşdeğer gerilmeler ve Tibia kemiğinin gerilmelerinin alt ve üst eşik değerleri dikkate alınarak giriş parametreleri elde edilmiştir. Bunun yanında en iyi tasarımların belirlenmesinde GDO çalışma alanında bulunan Tradeoff grafiği, Duyarlılık barı ve örnek uzayı da

dikkate alınmıştır. Tradeoff grafiği GDO için kullanılan örnek kümenin bir gösterimidir. Bu küme üzerinde aynı sonucu veren birden fazla parametre değeri mevcuttur. Aynı sonucu veren değerler üzerinden bazılarını egale ederek istenilen tasarımlar seçilmiş olunur.

### 3.6 DEF Sisteminin Klinik Olarak Uygulanması

Çalışmanın bu kısmı Afyon Kocatepe Üniversitesi Veterinerlik Fakültesi Deneysel Hayvanları Merkezinde gerçekleştirilmiştir. Çalışmada kullanılan DEF sistemi İlizarov fiksatörden türetilmiş bir modifikasyondur. DEF sistemlerinde iki halkadan oluşan fiksatörler genellikle uzuv uzatma ve açısal düzeltmeler için uygundur. İki'den daha fazla halkaya sahip olan fiksatörler genellikle kırıkların stabilizasyonu için kullanılır (Paley 1991). Eksternal fiksatörlerin diğer tiplerinde olduğu gibi bir halka ekleme yakın bir bölgeye ve diğer halka ise kırık bölgesine veya osteotomi bölgesine yakın bir bölgeye yerleştirilmelidir (Asami Group 1991). Bu çalışmada iki tam halka, bir 5/8 halka ve altı kirschner telden oluşan DEF sistemi kullanılmıştır (Şekil 3.18). Mevcut kontrol grubu fiksatörü günümüzde uzun kemiklerin kırıklarında kullanılan genel bir DEF sistemidir. Tasarım 1 (T1) ve Tasarım 2 (T2) grubu fiksatörleri ise kemiğin kırık hattı bölgesine hizalanan dört adet silindir tüpün içine yerleştirilmiş kompresyon yaylarından meydana gelmektedir.



Şekil 3.18 (a) Çalışmada kullanılan kontrol grubu, (b) T1 ve T2 grubu DEF sistemleri

İki halka proksimal tibia bölgesine ve bir halkada alt segmentin kırık bölgesine yakın bir yere konumlandırılmıştır. Her halkayı kemiğe sabitlemek için iki Kirschner tel kullanılmıştır. Klinik çalışma T1, T2 ve Kontrol grup olarak üç ana gruptan meydana gelmiştir. Her grupta toplamda 12 şer tavşan bulunmaktadır. Grup içleri ise 6 tavşan erkek ve 6 tavşan dişi olarak belirlenmiştir. Belirlenen gruplar Çizelge 3.3’de detaylı olarak gösterilmektedir.

**Çizelge 3.3** Klinik çalışma için oluşturulan gruplar.

<b>Grup</b>	<b>Ameliyat Sonrası Dönem 1 (15. Gün)</b>	<b>Ameliyat Sonrası Dönem 2 (35. Gün)</b>
Kontrol Grup	6	6
T1 Grup	6	6
T2 Grup	6	6

Gruplar ayrıca ameliyat sonrası 15. gün kırık iyileşmesi ve ameliyat sonrası 35. gün kırık iyileşmesi olarak değerlendirilmiştir. 15. gün ve 35. gün sonunda denekler histolojik çalışma için aşırı doz anestezi ilacı verilerek uyutulmuştur.

### **3.6.1 Klinik Çalışmada Kullanılan Hayvanların Seçimi**

Eksternal fiksatorlerin klinik ve deneysel uygulamalarında literatürde birçok hayvan kullanılmıştır (Bilgili 2004, Korkmaz *et al.* 2005, Aithal *et al.* 2010, Wolf *et al.* 1998). Bu hayvanlar buzağı, koyun, köpek, kedi, tavşan v.b. olarak sıralanabilir. Çalışmalarda kullanılacak hayvanların seçim kriterleri etik kurul rapor alımı, ekonomik boyut ve fiksator sisteminin uygulanabilirliği olarak ele alınabilir. Tavşanlar Uludağ Üniversitesi Tıp Fakültesi Deney Hayvanları Yetiştirme Uygulama ve Araştırma Merkezinden alınmıştır(Şekil 3.19).



**Şekil 3.19** Uludağ Üniversitesi Tıp Fakültesi Deney Hayvanları Yetiştirme Uygulama ve Araştırma Merkezindeki tavşanların yetiştirilme görüntüsü.

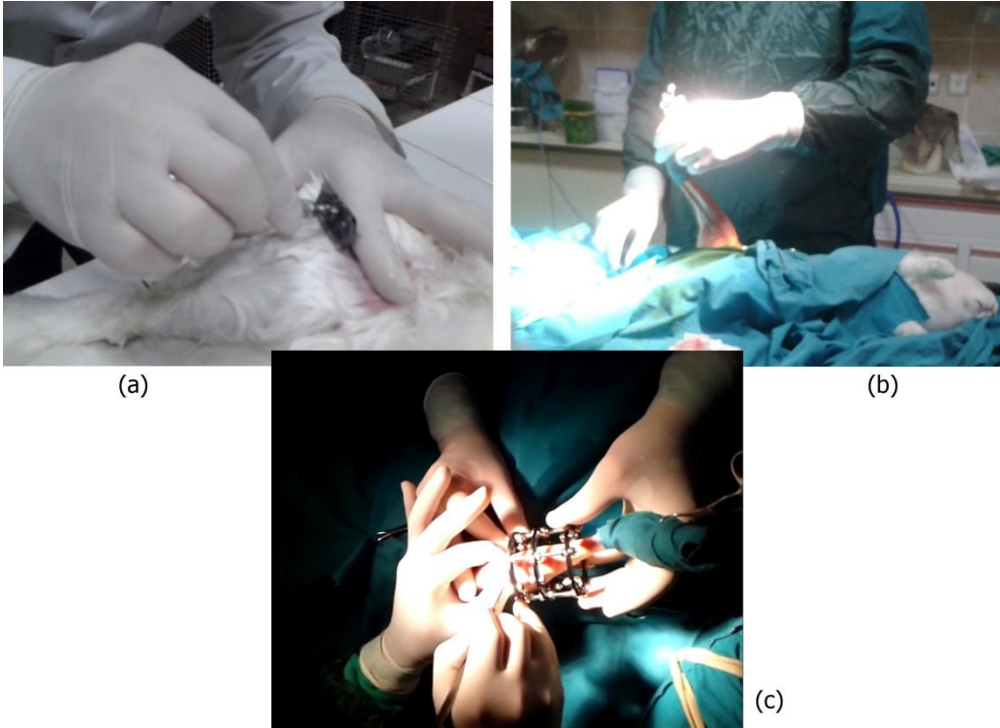
Bu çalışmada 36 adet 2.5-3.5 kg aralığında Yeni Zelanda tipi Albino tavşan kullanılmıştır. Hayvanlar bu çalışma için özel olarak yetiştirilmiştir. Hayvanlar yavru durumundan istenilen ağırlığa gelene kadar su ve yemleriyle sürekli (ad libitum) olarak beslenmiştir. Tavşanlara yem olarak Korkuteli Yem firmasından alınan %17 protein içeren ve 2600 kcal/kg metabolik enerjiye sahip buzağı büyütme yemi kullanılmıştır. Tavşanların beslenme şekilleri ve kilo alma hızları birbirlerinden farklı olduğu için hayvanların her bir ağırlığı değişik çıkmıştır. Tavşanlar üniversitemizin deney hayvanları merkezine getirildiğinde 10 günlük bir süre boyunca karantina altında tutulmuştur. Bu işlem farklı merkez ortamını teneffüs eden hayvanların başka bir ortama adaptasyonunun sağlanması ve hastalık durumu var ise yayılmasını önlemek için yapılmaktadır.

### **3.6.2 Klinik Çalışmada Ameliyat Öncesi ve Sonrası İşlemler**

Deney Hayvanları Merkezinde karantina altından çıkarılan hayvanlar ameliyat gününe kadar bekleme odalarında tutulmuştur. Belirli bir süre burada bekletilen hayvanlar buldukları ortama alıştıklarında sırasıyla ameliyat ortamına alınmışlardır. Ameliyatta kullanılan cihazlar, tedavi malzemeleri ve fiksator parçaları ameliyat öncesinde Otoklav cihazında sterilizasyon işlemine tabi tutulmuştur. Sterilizasyon, ameliyatta kullanılan

teçhizatların Otoklav cihazında 100 C° üzerinde 15 dakika bekletilerek mikroplardan arındırma işlemidir.

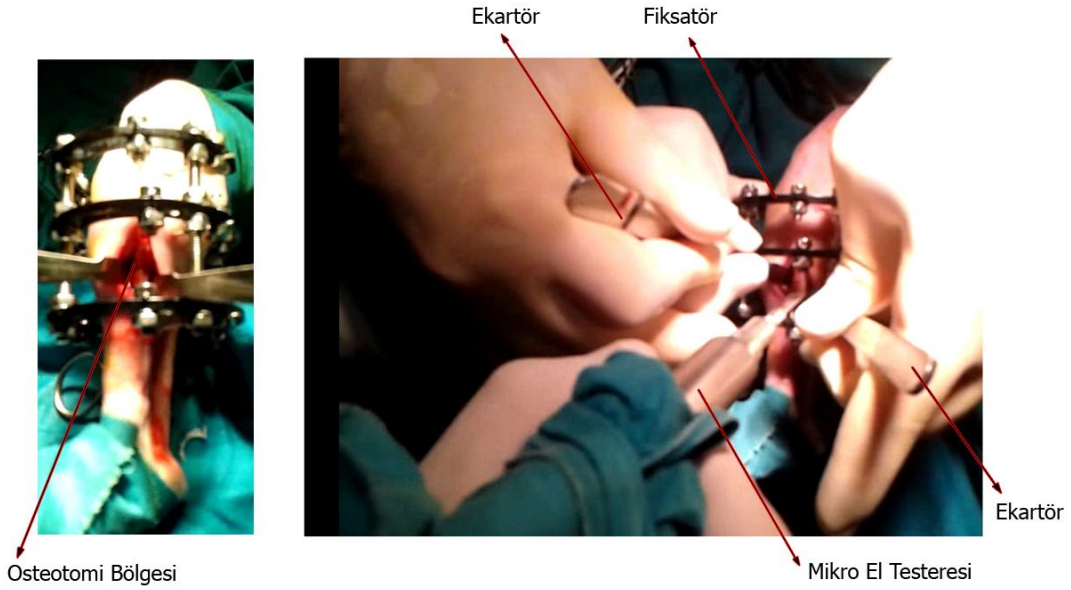
Tavşanlar ameliyat ortamına alınmadan önce intramusküler 25 mg/kg Ketamin hidroklorid (Ketalar) ve 5 mg/kg dozda Xylazin hidroklorid (Rompun) ile anestezi altına alınmışlardır. Fiksator cihazının takılacağı tavşanın sağ arka bacağı anestezi işleminden sonra traş edilmiştir. Traş işleminin nasıl yapıldığı Şekil 3.20a'da gösterilmiştir. Traş edilen tavşan steril serviyet bezleri ile hazırlanmış ve ameliyat masasına konumlandırılmıştır (Şekil 3.20b). Ayrıca tavşan sağ bacağının traş edilmiş kısmı serviyet bezleri ile tüylerden arındırılarak Batikon altında temizlenmiştir. Bu işlem ile Batikon ortamın ameliyat süresince steril kalmasını sağlamaktadır.



**Şekil 3.20** Tavşanın ameliyat ortamına hazırlanması ve Fiksatorün kemiğe konumlandırılması. (a) Tavşan Femur ve Tibia kemiklerinin traş edilmesi, (b) tavşan bacağının batikon ile temizlenerek ameliyata hazırlama, (c) Fiksatorün Tibia kemiğine konumlandırılması.

Çalışmada kullanılan fiksator sistemi cerrah ve yardımcısı tarafından tibia kemiği üzerine konumlandırılmış ve ilk sabitleme işlemi için Kirschner teli geçeceği cilt üzerine küçük bir çizik atılmıştır (Şekil 3.20c). Her halkaya ait ikişer adet Kirschner teli

açılan çiziklerin içinden gönderilmiştir. Kirschner telleri matkap yardımıyla belirli bir devir ve ilerleme hızı ile kemiğe doğru gönderilmiş ve kemiğin diğer tarafından çıkan tel, halka üzerindeki tel tutucuya somun yardımıyla tutturularak sabitleme işlemi sağlanmıştır. Toplamda sekiz Kirschner tel kemiği delerek fiksatöre bağlanmıştır. Fiksator sistemi tamamen tibia kemiğine sabitlendikten sonra cerrahi mikro el testere ile tibiofibular birleşme yerinin hemen distaline subperiostal tam transvers osteotomi yapılmıştır (Şekil 3.21).



**Şekil 3.21** Mikro el testere cihazı ile osteotominin uygulanışı

Bazı tavşanlara uygulanan anestezi maddesi yetersiz geldiği için hayvanlar ameliyat sırasında uyanmıştır. Bu hayvanların anestezi maddesine verdiği tepki diğerlerinden farklı olmuştur. Hayvanın ağırlığı, beslenme şekli, bağışıklık sistemi v.b. özellikler anestezi maddesine verdiği tepki seviyesini belirlemektedir. Bu durumlarda ilk verilen anestezi maddesinin yarısı kadar ek doz bacak altından intramusküler olarak enjekte edilmiştir. Mikro el testeresi ile tibia kemiği transvers olarak kesildikten sonra kontrol grubu dışındaki gruplarda bulunan kompresyon yay sistemi yardımıyla kesik hattındaki kemik yüzeyler birbirleri üzerine baskı yapmaktadırlar. Kesilen bölge ameliyat sonunda dikilerek yara bölgesi dış ortamdan izole edilmiştir. Cilt altı ve cildin kapatılma işlemi 2/0 tıbbi emilebilir katgüt ile gerçekleştirilmiştir. Kirschner tellerin cilde battığı yerlerin ve dikiş alanındaki bölgenin enfeksiyondan korunması için Neo Caf sprey antibiyotik



24 saatte bir yaranın durumuna göre sıkılmıştır. Ameliyat bölgesinin dış ortamdan arındırılması için sprey sıkıldıktan sonra fiksator içinde kalacak şekilde pansuman işlemi uygulanmıştır. Pansuman işlemi operasyonu takiben 3 gün boyunca her gün ve ardından 5 günde bir gerçekleştirilmiştir. Bu bakımlarda yara bölgesi kirden, nekrotik parçalardan ve irinlerden temizlenerek ortamın sürekli kuru ve steril kalması sağlanmıştır.

### 3.7 Radyolojik Çalışma

Tüm deneklerin ameliyat sonrası 15, 25 ve 35. günlerde belirli seviyede anestezi verilerek uyumaları sağlanmış ve sonrasında medial–lateral yönde direk radyografileri çekilerek kallus oluşumu ve kaynama süreçleri izlenmiştir. Deneklerin 15, 25 ve 35. günlerde çekilen radyografilerine Lane ve Sandhu'nun radyolojik puanlama sistemi (Çizelge 3.4) yardımıyla bakılarak kırık iyileşme seviyeleri belirlenmiştir.

**Çizelge 3.4** Radyografik puanlama sistemi.

<b>Kategori</b>	<b>Puan</b>
<b>Kemik oluşumu (En yüksek puan 4)</b>	
Kemik oluşumu yok	0
Defektin %25'ini dolduran kemik oluşumu	1
Defektin %50'sini dolduran kemik oluşumu	2
Defektin %75'ini dolduran kemik oluşumu	3
Defektin tamamını dolduran kemik oluşumu	4
<b>Kaynama (En yüksek puan 4)</b>	
Kaynama yok	0
Kaynama başlangıcı	2
Tam radyografik kaynama	4
<b>Yeniden Şekillenme (En yüksek puan 4)</b>	
Yeniden şekillenme yok	0
İntramedüller kanalın yeniden şekillenmesi	2
Korteksin tam yeniden şekillenmesi	4
<b>Radyografik puanlama toplamı</b>	<b>12</b>

### 3.8 Histolojik Çalışma

Deneklerin histolojik analizleri 15. ve 35. günlerde olmak üzere erken ve geç dönem olarak incelenmiştir. Tavşanlardan alınan kemik örnekleri 72 saat fosfat tamponlu nötral formalin solüsyonunda tespit edilmiş ve örnekler dekalsifikasyon için formik asit-sodyum sitrat solüsyonu alınmıştır. Her üç günde bir X-Ray kullanılarak dekalsifikasyon durumu takip edilmiş ve dekalsifikasyon solüsyonu yenisi ile değiştirilmiştir (Bancroft and Gamble 2008). Örnekler uygun sertliğe gelince 24 saat süreyle akan suda yıkandı. Alkol ve ksilen serilerinden geçirilerek parafinde bloklandı. Doku bloklarından 6-8 mikron kalınlığında kesitler alındı ve hematoksilin eosin (HE) ile boyandı. Işık mikroskopunda incelenerek fotoğraflar alındı. Histolojik değerlendirme Huo vd (1991) yaptığı skorlama sistemine (Çizelge 3.5) göre değerlendirilerek semikantitatif sonuçlar alındı.

**Çizelge 3.5** Histopatolojik Skorlama Sistemi

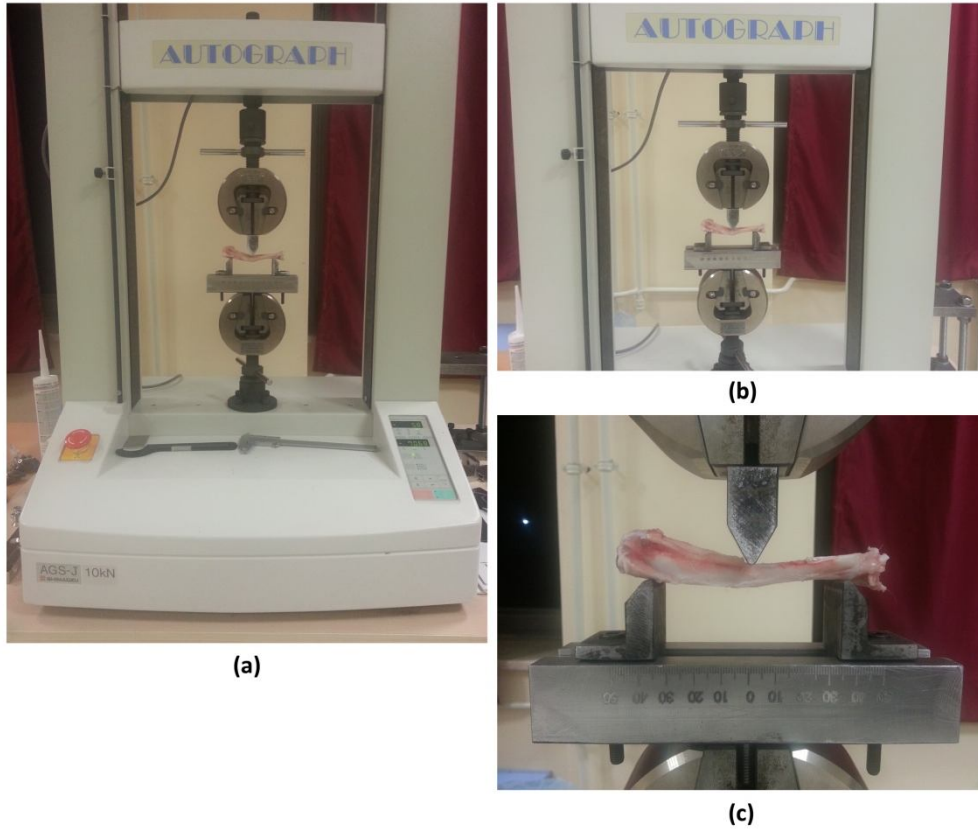
<b>Değer</b>	<b>Mikroskobik bulgu</b>
1	Fibröz doku
2	Belirgin fibröz doku, az miktarda kıkırdak doku
3	Eşit miktarda fibröz doku ve kıkırdak doku
4	Belirgin kıkırdak doku, az miktarda fibroz doku
5	Kıkırdak doku
6	Belirgin kıkırdak doku, az miktarda immatür kemik doku
7	Eşit miktarda Kıkırdak doku immatür kemik doku
8	Belirgin immatür kemik doku, az miktarda kıkırdak doku
9	İmmature kemikle iyileşme
10	Matür kemikle iyileşme



## 4. BULGULAR

### 4.1 Tavşan Tibia Kemiğinin Mekanik Testi

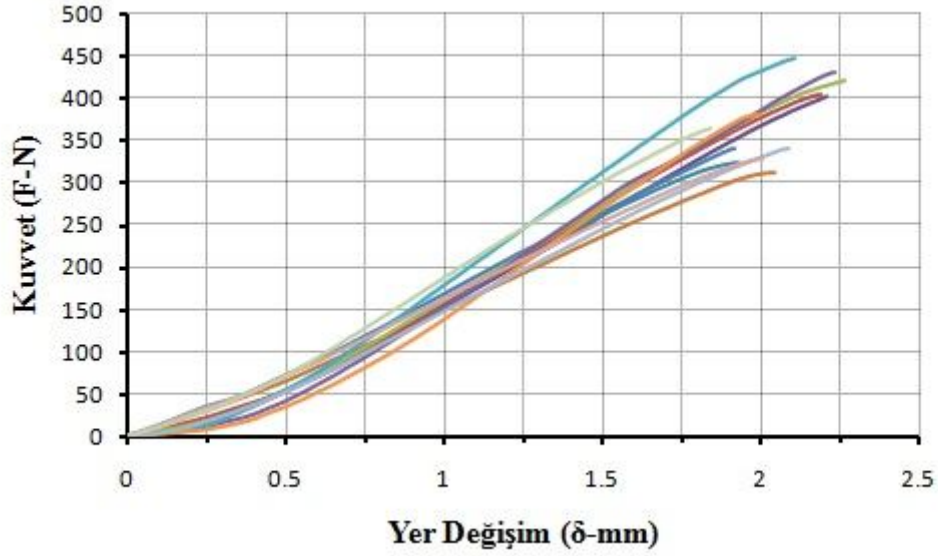
Çalışmada uygulanan üç nokta eğilme testi için 15 adet Yeni Zellanda Albino tavşanın sol tibiası kullanılmıştır. Üç noktadan eğme testi Afyon Kocatepe Üniversitesi Kompozit Laboratuvarında bulunan 10 kN kapasiteli Shimadzu Autograph markalı çekme cihazı ile gerçekleştirilmiştir. Şekil 4.1’de testte kullanılan tibia’nın aparata ve cihaza bağlantısı görülmektedir.



**Şekil 4.1** (a), (b), (c) Tibia’nın çekme cihazı üzerindeki konumunun farklı mesafelerden görüntüleri. (c) Tibianın 70 mm mesnetler arası mesafe üzerindeki konumu.

Tibia’nın alt kısmındaki mesnetler arası mesafe 70 mm olarak alınmıştır. Kemik çapı ile mesnetler arasındaki oran 10’ dan büyük alınmış ve üst çenenin ilerleme hızı 10 mm/dak olarak programa girilmiştir (ANSI / ASAE 1998). Testte dişi ve erkek tavşan tibiaları ayrılmamış hepsi bir değerlendirilmiştir. Her tibianın test sonucundaki kuvvet-şekil

değişimi grafiği Şekil 4.2’de gösterilmiştir.



Şekil 4.2 Testleri yapılan tibiaların kuvvet-şekil değişimi grafiği.

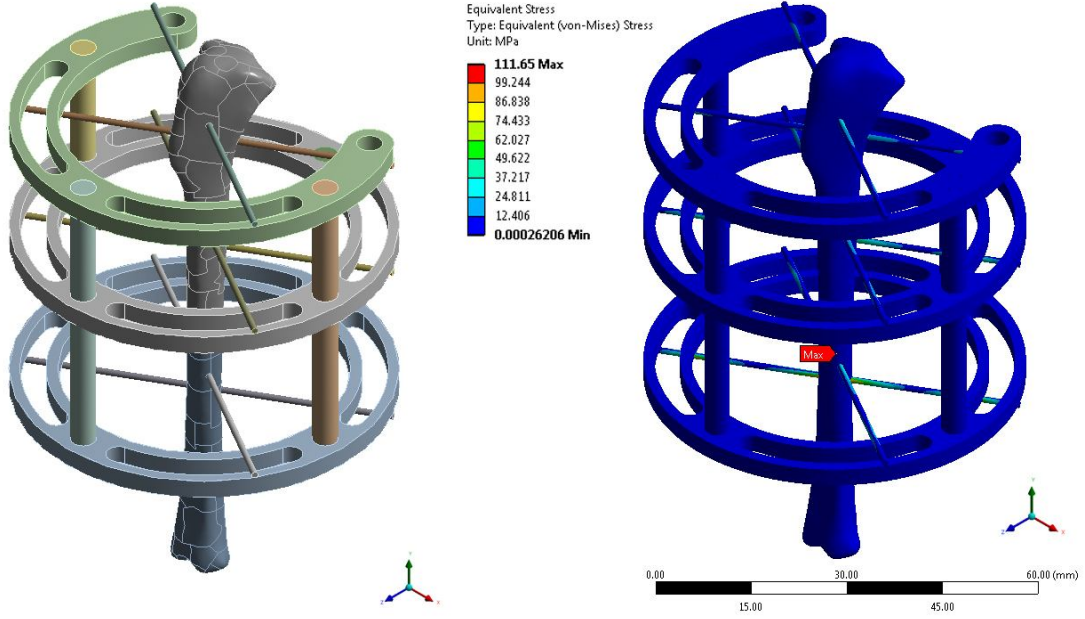
Test sonuçlarına göre tibiaların ortalama atalet moment değerleri  $104.03 \text{ mm}^4$  olarak elde edilmiştir. Kuvvet değeri olarak, her tibia'nın 1 mm'deki şekil değişimine uygun gelen kuvvet değeri ortalamaları alınmıştır. Bu değerler ile yapılan 15 tavşan tibiasına ait genel elastisite modülü hesaplama sonucu 10465 MPa olarak elde edilmiştir.

Tibia bütünü'nün maksimum eğilme dayanımının hesaplanmasında kuvvet-yer değiştirme grafiğindeki maksimum kuvvet değeri dikkate alınmıştır. C değeri olarak ise kütle merkezinin parçanın dış kısmına en uzak noktası arasındaki mesafe seçilmiştir. Eğilme dayanımı formülünde belirlenen değerler yerlerine konarak tibiaların maksimum eğilme dayanımı 260.3 MPa bulunmuştur.

#### 4.2 Biyomekanik Optimizasyon Sonuçları

Nümerik çalışmada öncelikle literatürde mevcut olan üç halkalı DEF sistemi incelenmiştir. Mevcut fiksator sisteminde kullanılan malzemeler ve mekanik karakteristikleri yeni tasarlanan DEF sistemi ile aynıdır. Mevcut fiksator sisteminin üç boyutlu modeli ve sonlu elemanlar analiz sonuçları Şekil 4.3’de verilmiştir. Tibia üzerine uygulanan kuvvet ve sistem üzerindeki sınır şartları yeni tasarlanan DEF sistemi

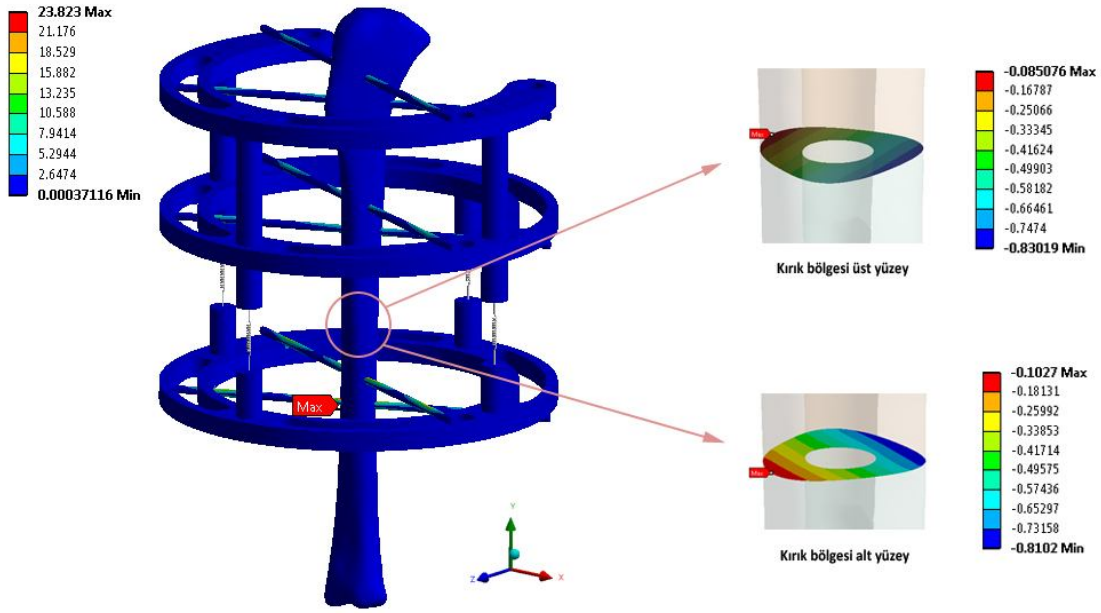
ile aynıdır.



**Şekil 4.3** Mevcut DEF sisteminin üç boyutlu modeli ve sonlu elemanlar analiz sonuçları.

Mevcut DEF sisteminin analiz sonuçlarına göre maksimum von Mises eşdeğer gerilme değeri 111.65 MPa olup distal tibia bölgesindeki teller üzerinde meydana gelmiştir. Kırık hattındaki üst yüzeyde meydana gelen eşdeğer gerilme 0.007 MPa ve alt yüzeyindeki ise 0.017 MPa olarak elde edilmiştir.

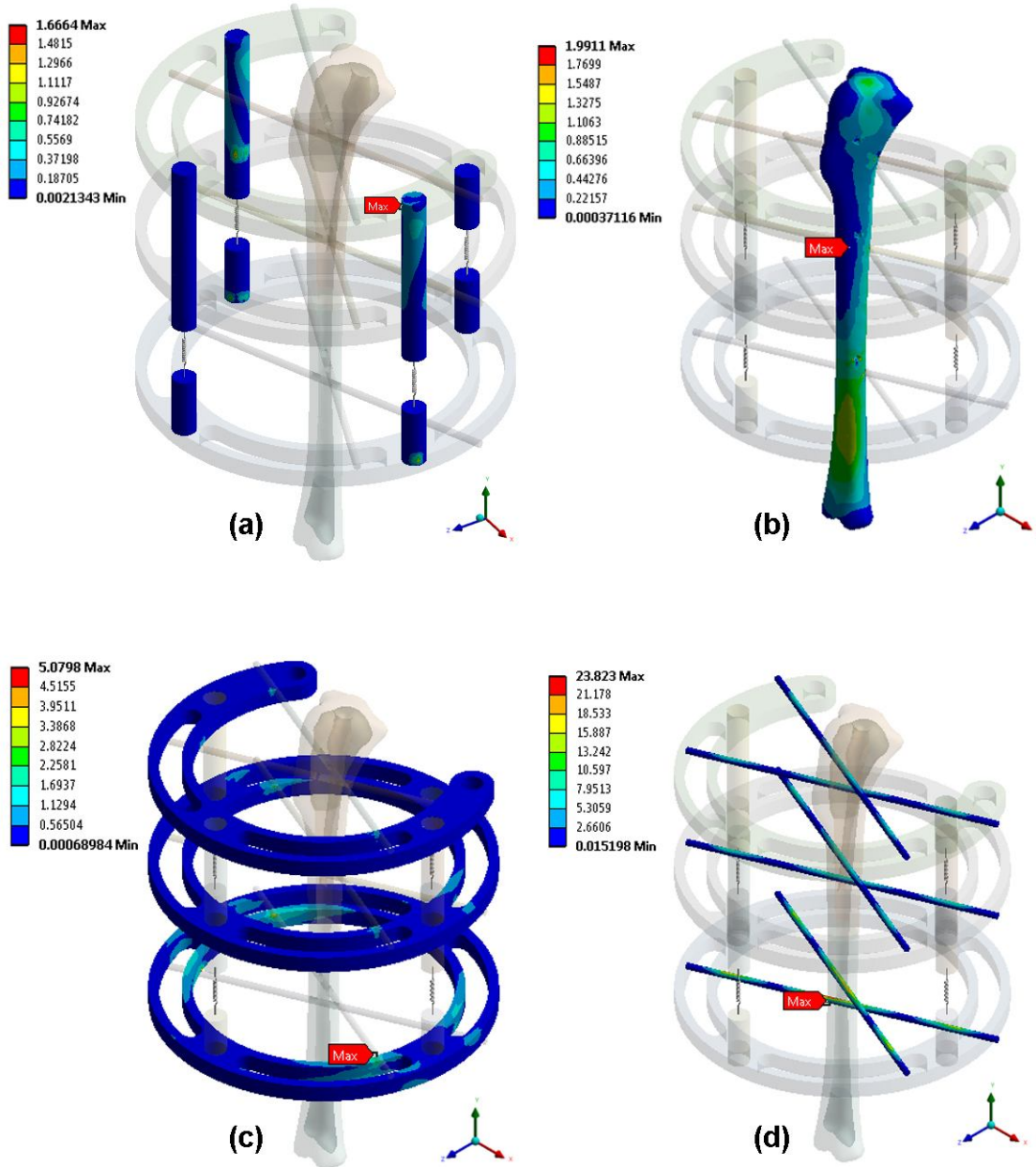
Optimizasyon işleminden önce tavşan sağ tibiasına uygulanan kuvvet ve sınır şartları altında tibia'nın ve üzerine monte edilen yeni tasarlanan DEF sisteminin mekanik davranışı sonlu elemanlar analizi yardımıyla incelenmiştir. Çalışmada Tibia-DEF sistemi hem bölgesel olarak hemde bir bütün olarak değerlendirilmiştir. Bütün olarak değerlendirmede parçaların birbirleri üzerindeki etkileri incelenirken (Şekil 4.4) bölgesel değerlendirmede ise her parça kendi içinde ve temas bölgelerinde incelenmiştir (Şekil 4.5). Ayrıca kırık hattının alt ve üst yüzeyi, Kirschner tellerinin halkalar ve kemik ile birleştiği yerler de detaylı olarak incelenmiştir.



**Şekil 4.4** Tibia-DEF sisteminin ve kırık hattının alt ve üst yüzeylerindeki Von Mises eşdeğer gerilme dağılımı ( $k=20$  N/mm,  $F_{ön}=1.75$  N,  $d=1$  mm,  $\alpha=45^\circ$  ve  $\theta=0^\circ$ ).

Tibia-DEF sistemi üzerinde meydana gelen maksimum eşdeğer gerilme değeri 23.82 MPa'dır. Bu gerilme değeri en alt kısımda bulunan Kirschner teli ile kemiğin temas yüzeyinde meydana gelmiştir. Bütün sistem üzerindeki Kirschner telleri kemik üzerindeki gerilme dağılımını halkalara aktararak taşıyıcı rolü üstlenmektedir.

Kırık hattı üzerindeki alt ve üst yüzeyler incelendiğinde gerilme dağılımlarının posteriorndan anteriora doğru artış gösterdiği görülmektedir (Şekil 4.4). Gerilme dağılımı bası olduğu için değerler negatif yönde oluşmuştur. Kırık hattının üst yüzeyindeki maksimum normal gerilme -0.83 MPa gözlenirken alt yüzeyinde -0.81 MPa olarak elde edilmiştir.



**Şekil 4.5** Parçalar üzerindeki Von Mises eşdeğer gerilme değerleri. (a) Pimler, (b) Tibia, (c) Halkalar ve (d) Kirschner telleri.

Tibia-DEF sistem bileşenleri ayrı ayrı incelendiğinde parçalar üzerindeki gerilme dağılımları daha net görülmekte ve parçalar hakkındaki yorumlar daha açık verilebilmektedir. Sonlu elemanlar analiziyle ortaya çıkan gerilme değerleri, bileşenlerin oluşturduğu malzemelerin çekme veya basma dayanımlarıyla karşılaştırıldığında bir hasarın oluşmadığı gözlenmiştir (Orr *et al.* 2001, DuQuesnay *et al.* 2003, Lewandowski *et al.* 2008). Kemiğin proksimal kondüllerine etkiyen kuvvet, kemik eksenini boyunca distal eklemeye doğru yönelmiştir. Tibia üzerindeki maksimum

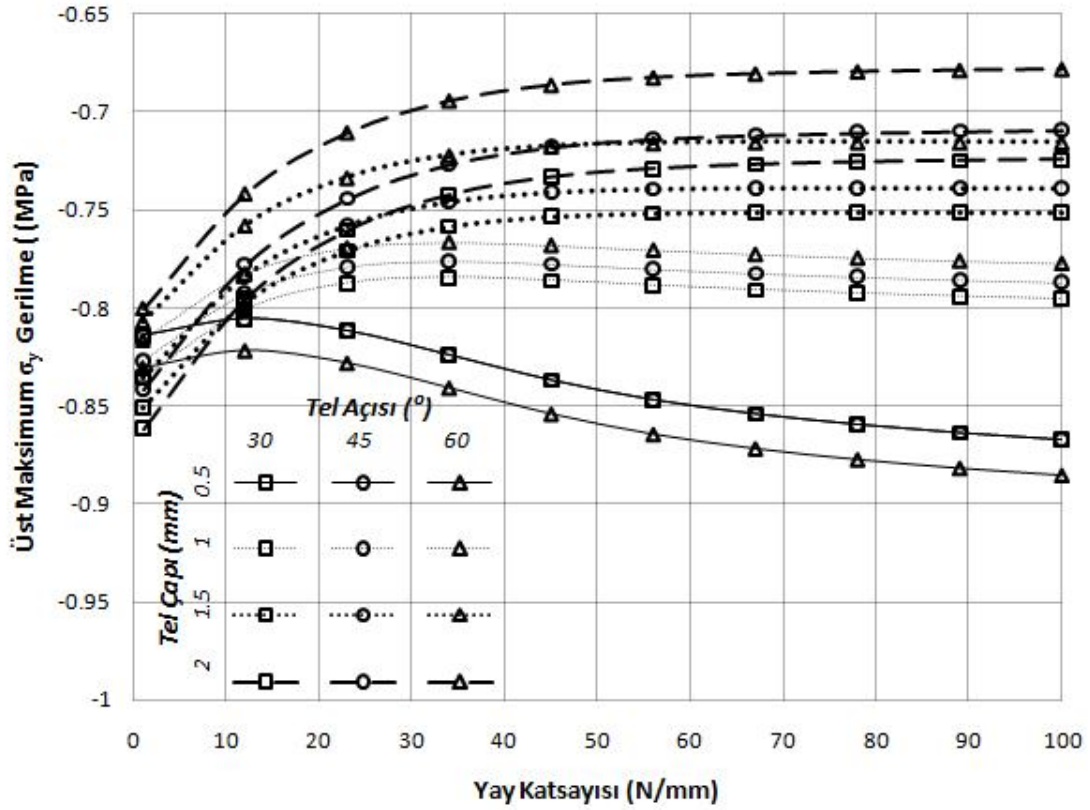
gerilme dağılımı eksen boyunca en düşük eğrilik çapına sahip olan distal diyafiz bölgesi çevresinde oluşmuştur. Buradaki maksimum eşdeğer gerilme değerleri 1-2 MPa arasındadır (Şekil 4.5b).

Tibia üzerine etki eden kuvvet kemiğe bağlı olan Kirschner telleri üzerinden DEF sistemi üzerine yönelmiştir. Kirschner telleri kemik ile DEF sistemi arasında köprü görevi üstlenmektedir. Tibia-DEF sistemi üzerinde meydana gelen maksimum gerilme yığılmaları Kirschner telleri üzerinde gözlenmiş ve değerleri yaklaşık olarak 10-23 MPa civarında saptanmıştır (Şekil 4.5d).

Kirschner telleri üzerindeki kuvvet halkalara ve sonrasında pimlere aktarılmıştır. Halkalar üzerindeki gerilme yığılmaları teller ile birleştiği bölgelerde oluşurken, pimler üzerindeki gerilmeler ise halkalar ile birleştiği yüzeylerde görülmüştür. Halkalar üzerindeki maksimum eşdeğer gerilme 5 MPa (Şekil 4.5c) gözlenirken pimler üzerinde 1.66 MPa (Şekil 4.5a) olarak elde edilmiştir.

Belirlenen parametreler üzerinden gerçekleştirilen Tibia-DEF sisteminin sonlu elemanlar analiz sonuçları değerlendirilerek optimizasyon işlemine hazır hale getirilmiştir. Çalışmadaki optimizasyon işleminde tel çapı, teller arası açı, ön yükleme, rijitlik ve kırık açısı gibi değişkenler giriş parametreleri olarak belirlenirken, sistem eşdeğer gerilmesi, tibia eşdeğer gerilmesi ve kırık bölgesine ait üst ve alt yüzeylerde meydana gelen maksimum normal gerilmeler ise çıkış parametreleri olarak belirlenmiştir. Optimizasyon işlemine ön hazırlık olarak gerçekleştirilen tepki yüzey analizinde giriş ve çıkış parametreleri arasındaki ilişkiler detaylı olarak incelenmiştir. Öncelikle mekanik karakteristik olarak sistem üzerinde önemli bir etkiye sahip olan yay katsayısı değerlerinin üst yüzey maksimum normal gerilme, tel çapı ve tel açısı değişkenleri ile ilişkisi belirlenmeye çalışılmıştır (Şekil 4.6).

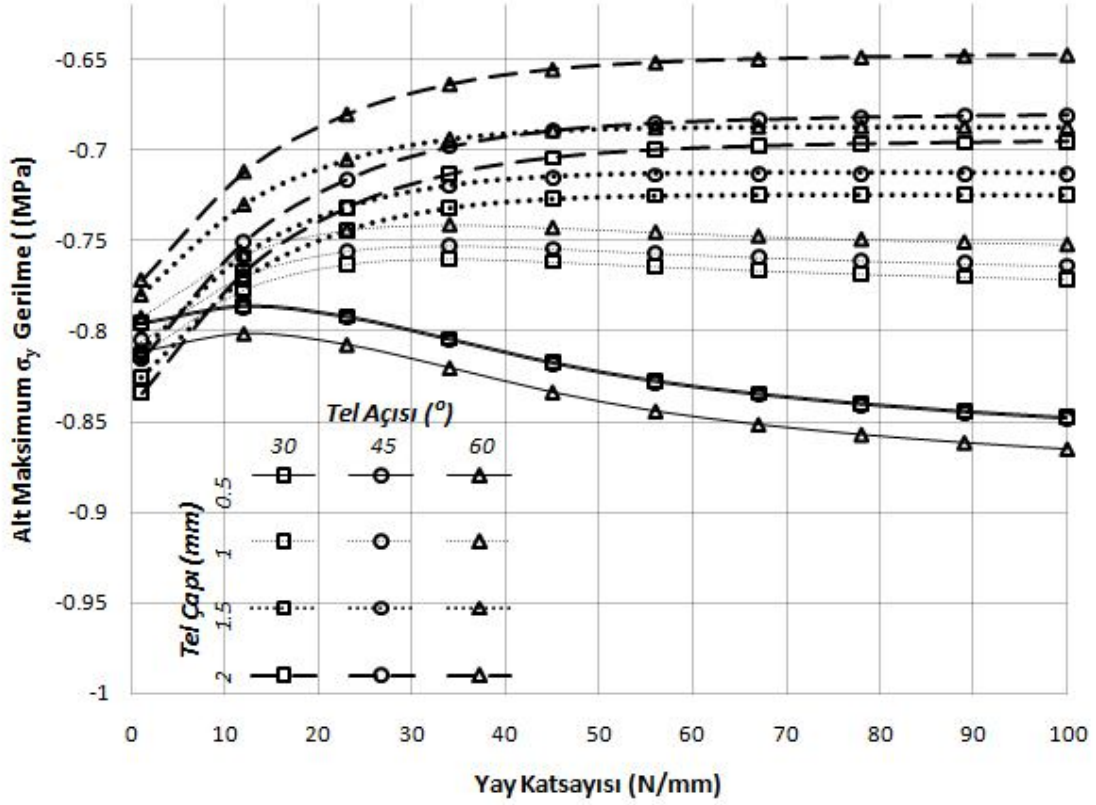




Şekil 4.6 Yay katsayısı, tel açısı ve tel çapına bağlı olarak kırık hattındaki üst yüzeyde meydana gelen maksimum  $\sigma_y$  gerilme dağılımı ( $F_{on}=1.75$  N).

Optimizasyon işleminden önce yapılan tepki yüzey analiz sonuçlarına göre yay katsayısının yaklaşık 40-100 N/mm olması durumunda normal gerilme seyri sabit kaldığı gözlenmiştir. Yay katsayısının 1-40 N/mm arasındaki bölgede ise kırık hattı yüzeylerinde meydana gelen normal gerilmelerde negatif yönde bir azalma gözlenmiş ve sonrasında sabit olarak devam ettiği görülmüştür. Bu yüzden yay katsayısının seçimi 1-40 N/mm bölgesinde olmalıdır.

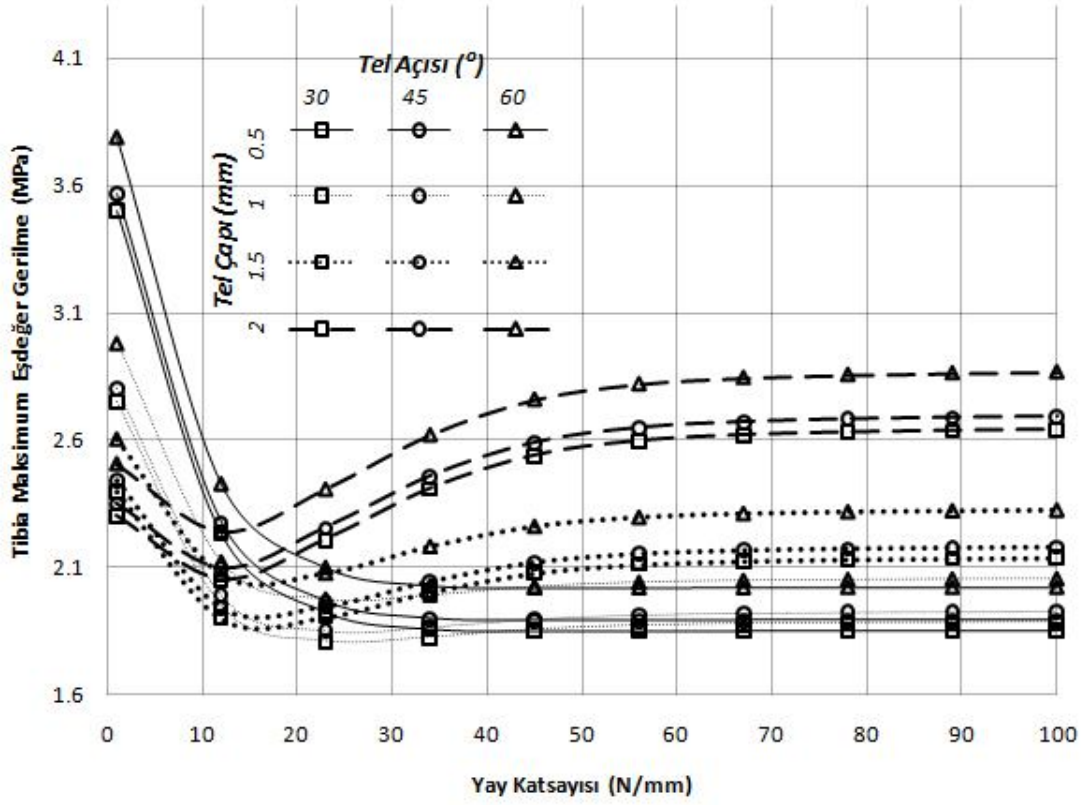
Yay katsayısının alt maksimum normal gerilme, tel çapı ve tel açısı grafiği Şekil 4.7'de gösterilmiştir. Bu grafik Şekil 4.6'deki grafikle benzerlik göstermektedir.



Şekil 4.7 Yay katsayısı, tel açısı ve tel çapına bağlı olarak kırık hattındaki alt yüzeyde meydana gelen maksimum  $\sigma_y$  gerilme dağılımı ( $F_{ön} = 1.75$  N).

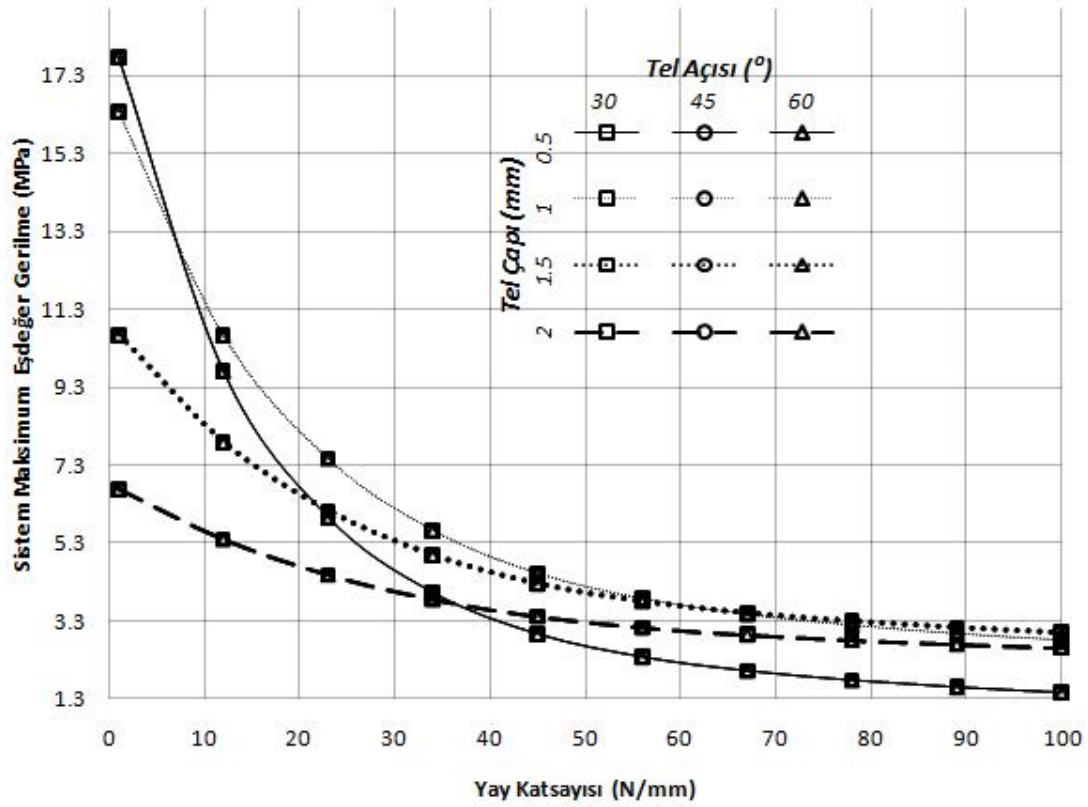
Teller arasındaki açının bütün sistem üzerinde diğer parametrelere göre daha az etkiye sahip olduğu görülmektedir (Şekil 4.6, Şekil 4.7). Fakat tel çapı 0.5 mm ve açı değerinin fark etmediği durumda normal gerilme dağılımının, tel çapı 1, 1.5 ve 2 mm olduğu duruma göre farklı olduğu belirlenmiş ve negatif yönde bir artışa sahip olduğu gözlenmiştir. Tel çapının sistem üzerindeki etkisinin teller arasındaki açının etkisinden büyük olduğu elde edilmiştir. Yay katsayısı, tel çapı ve teller arası açının tibia üzerindeki eşdeğer gerilmeler ve bütün sistem üzerindeki eşdeğer gerilmeler üzerine etkisi sırasıyla Şekil 4.8 ve Şekil 4.9'de verilmiştir.





**Şekil 4.8** Yay katsayısı, tel açısı ve tel çapına bağlı olarak tibia üzerinde meydana gelen maksimum eşdeğer gerilme dağılımı ( $F_{ön} = 1.75$  N).

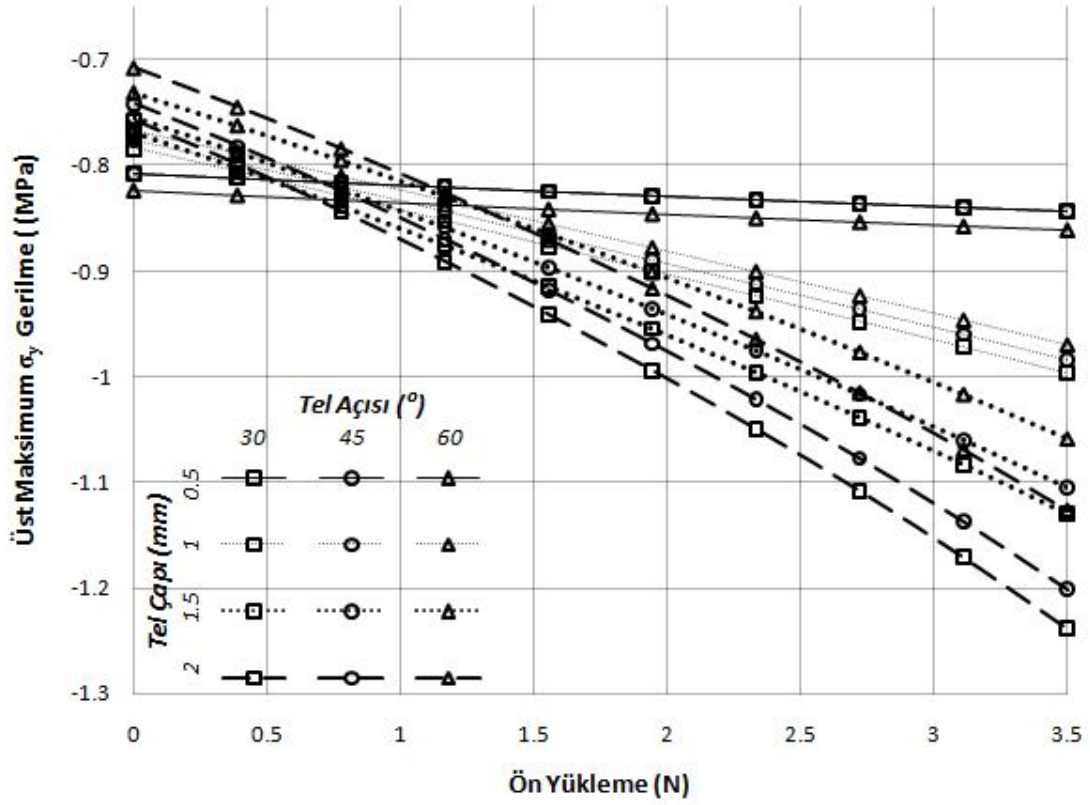
Yay katsayısının 1-30 N/mm arasındaki değerlerinde 0.5 mm'lik tel çapına sahip fiksatöre bağlı olan tibia üzerinde 2-3.8 MPa aralığında eşdeğer gerilme gözlemlenmiştir. Tavşan tibia kansellöz dokusunun basma dayanımı yaklaşık olarak 4.4 MPa (Orr *et al.* 2001) olduğu düşünüldüğünde tel çapının 1 mm'nin çok altında olması durumlarında tibia üzerinde kalıcı hasara yol açabileceği anlaşılmaktadır. Farklı tel çapı, teller arası açı ve yay katsayısının >70 N/mm olduğu durumlarda tibia üzerindeki eşdeğer gerilme değerleri yatay konumda devam etmektedir.



Şekil 4.9 Yay katsayısı, tel açısı ve tel çapına bağlı olarak bütün sistem üzerinde meydana gelen maksimum eşdeğer gerilme dağılımı ( $F_{ön} = 1.75$  N).

Sistem bütünü üzerindeki maksimum eşdeğer gerilme değeri 17.6 MPa olup en alt Kirschner telin tibia ile birleştiği bölgede meydana gelmiştir. Yaklaşık olarak 1-30 N/mm rijitlik değeri arasındaki bölgede eşdeğer gerilme değerleri tel çapına göre farklılık gösteriyorken, 30-100 N/mm arasındaki değerlerde birbirine yakın sonuçlar görülmüştür. Teller arasındaki açı değerlerinin sistem bütünü üzerinde oluşan eşdeğer gerilmeler üzerinde etkisinin olmadığı elde edilmiştir.

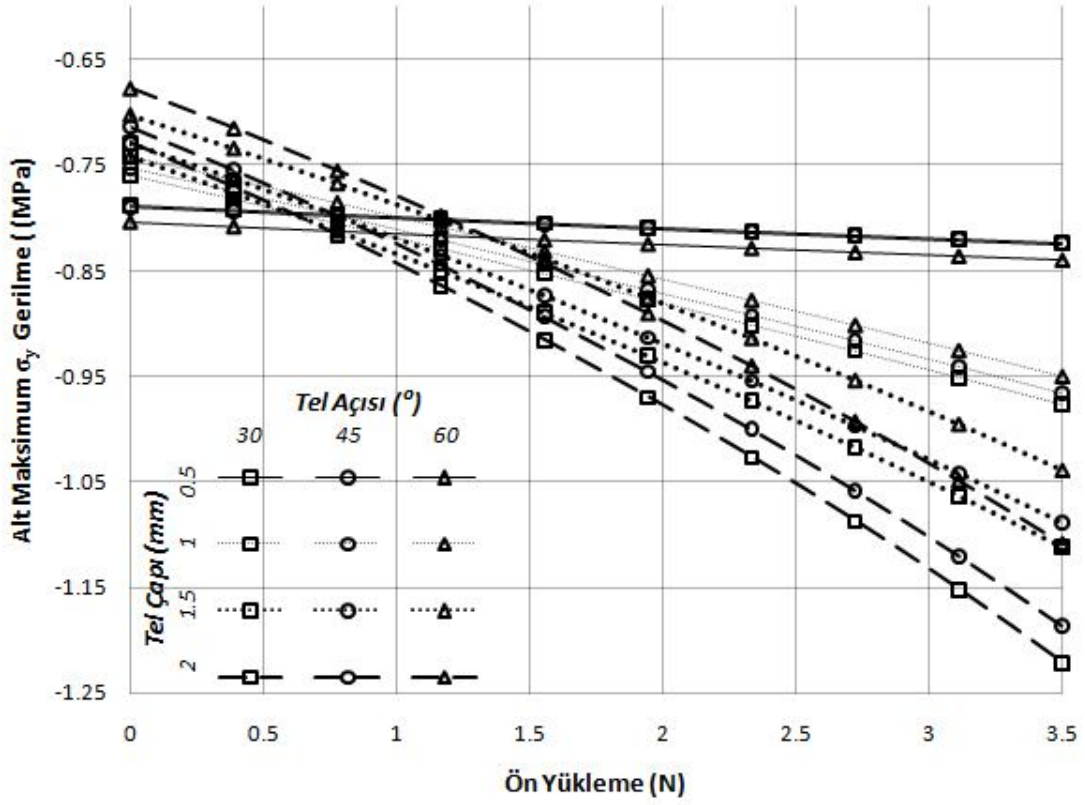
Tibia-DEF sistemi üzerinde yay katsayısı kadar yay ön yüklemesinde önemli bir etkisi vardır. Yay ön yüklemesine göre kırık hattının üst yüzeyinde meydana gelen normal gerilme dağılımları Şekil 4.10'da gösterilmiştir.



**Şekil 4.10** Ön yükleme, tel açısı ve tel çapına bağlı olarak kırık hattındaki üst yüzeyde meydana gelen maksimum  $\sigma_y$  gerilme dağılımı ( $k=20$  N/mm).

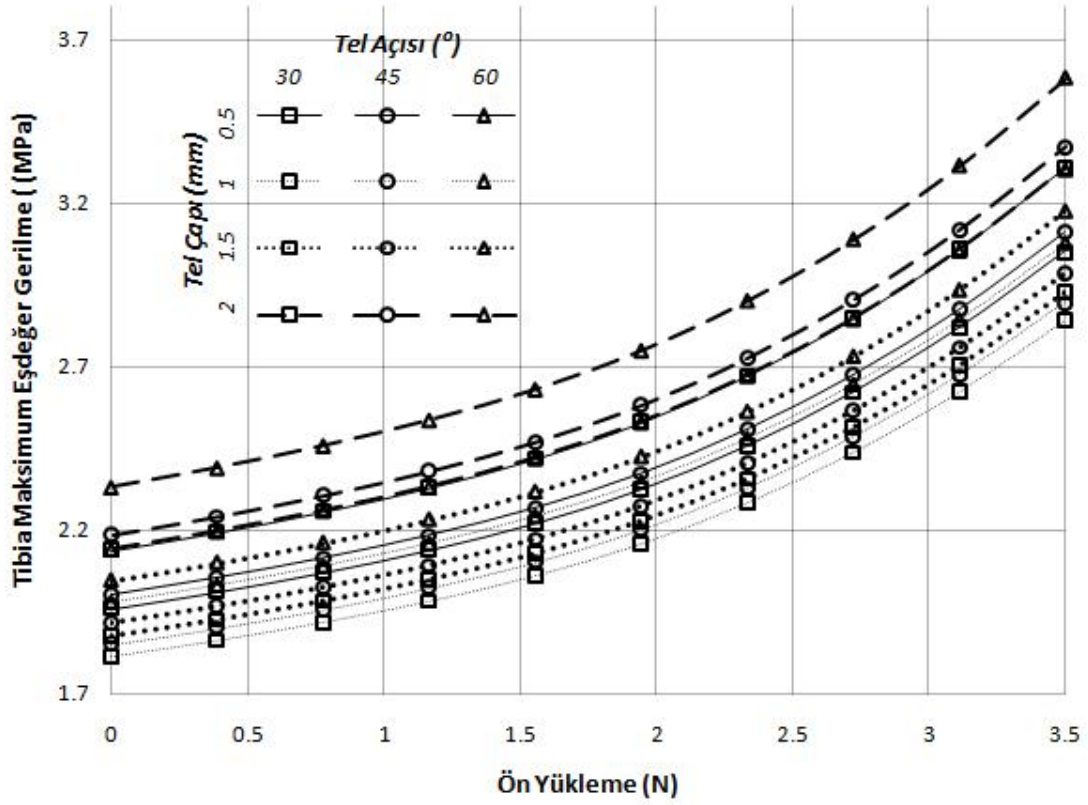
Şekil 4.10'daki grafikte tel çapının 0.5 mm'den 2 mm değerine doğru gidildikçe ön yükleme değerine bağlı olarak üst maksimum normal gerilmenin aşırı arttığı gözlenmiştir. Tel çapının normal gerilme üzerine etkisi, teller arası açısına göre daha fazla olduğu görülmektedir. Tel çapının artması ile tel açısı değerinin etkisinde artmaktadır.

Ön yüklemenin alt maksimum normal gerilme, tel çapı ve tel açısı grafiği Şekil 4.11'de gösterilmiştir. Bu grafik Şekil 4.10'daki grafikte benzerlik göstermektedir.



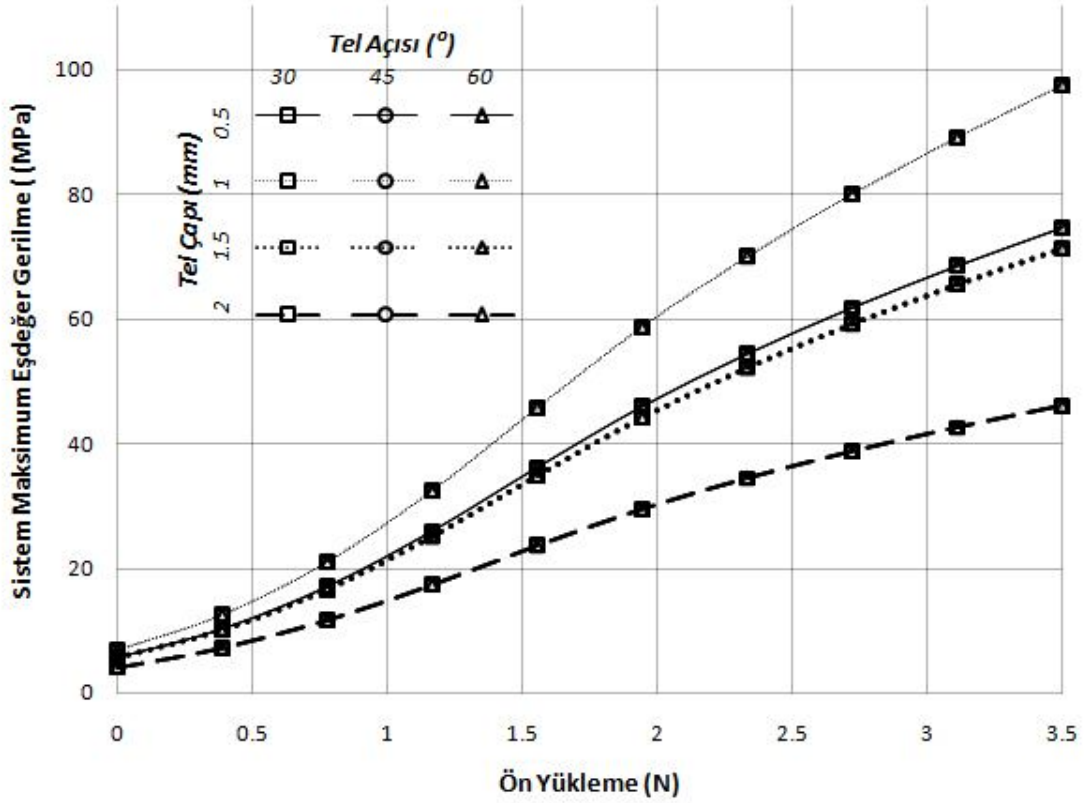
Şekil 4.11 Ön yükleme, tel açısı ve tel çapına bağlı olarak kırık hattındaki alt yüzeyde meydana gelen maksimum  $\sigma_y$  gerilme dağılımı ( $k=20$  N/mm).

Ön yüklemenin tel çapı, tel açısı ve kırık hattının alt yüzeyinde meydana gelen maksimum normal gerilme dağılımına etkisi Şekil 4.10'daki grafik ile benzerlik içermektedir. Tel çapının  $0.5$  mm olduğu ve tel açısının farketmediği durumda ön yüklemenin normal gerilme üzerinde etkisinin olmadığı anlaşılmıştır. Fakat tel çapının artması ile bu etkinin değiştiği görülmüştür. Ön yüklemenin tibia ve bütün sistem üzerindeki maksimum eşdeğer gerilme dağılımı Şekil 4.12 ve Şekil 4.13'de gösterilmektedir.



Şekil 4.12 Ön yüklemenin, tel açısı ve tel çapına bağlı olarak tibia üzerinde meydana gelen maksimum eşdeğer gerilme dağılımı ( $k=20$  N/mm).

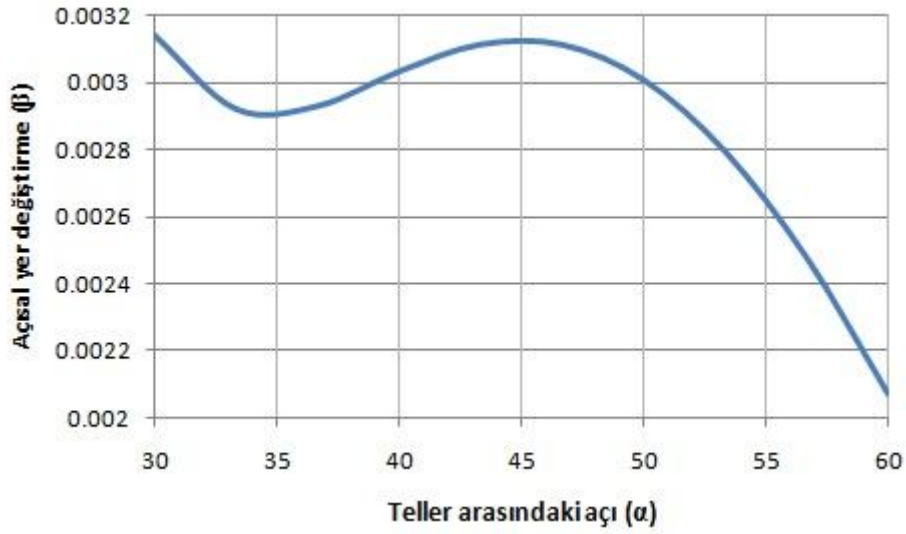
Tel çapı, tel açısı ve ön yükleme arttıkça tibia üzerinde oluşan maksimum eşdeğer gerilme değeri de artmaktadır. Şekil 4.12’de ön yükleme değeri arttıkça tibia üzerindeki maksimum eşdeğer gerilme değeri parabolik olarak değişmiştir. Ön yükleme-sistem üzerindeki maksimum eşdeğer gerilme dağılımı Şekil 4.13’de verilmiştir. Tibia üzerinde maksimum eşdeğer gerilme değeri 3.6 MPa olup, 2 mm’lik tel üzerinde ve 60°’lik tel açısı altında meydana gelmiştir.



Şekil 4.13 Ön yüklemenin, tel açısı ve tel çapına bağlı olarak bütün sistem üzerinde meydana gelen maksimum eşdeğer gerilme dağılımı ( $k=20$  N/mm).

Sistem bütünü üzerinde meydana gelen maksimum eşdeğer gerilme değeri 97 MPa olup, ön yükleme değeri 3.5 N, tel açısının fark etmediği ve tel çapının 1 mm olduğu şartlarda oluşmuştur. Ön yüklemenin düşük olduğu durumlarda eşdeğer gerilme değerleri düşük çıkmışken, ön yükleme arttıkça gerilme değeri de artmaktadır. Sistem maksimum eşdeğer gerilme değeri üzerinde tel açısı öneminin çok düşük olduğu görülmüştür.

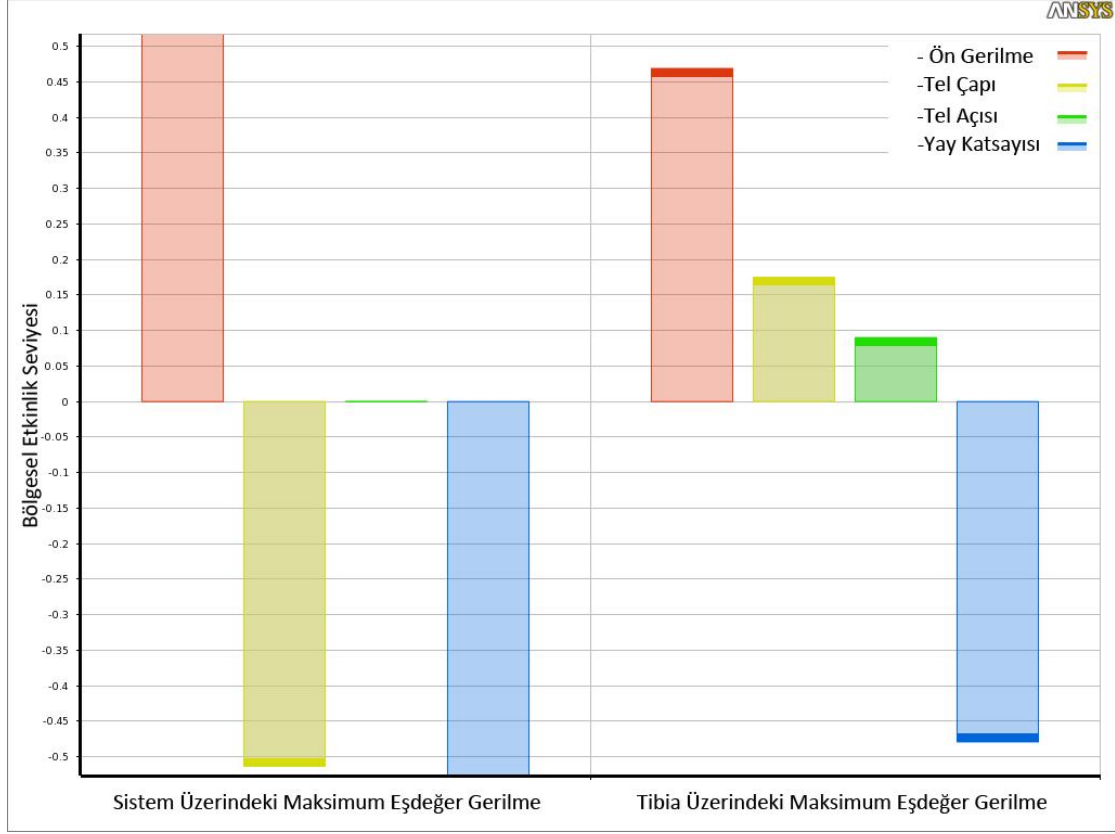
DEF sistemi üzerinde aksenal yöndeki hareket kontrol altına alınarak kırık hattında oluşan iyileşme incelenmiştir. Bunun yanında kırık hattındaki transvers yöndeki rijitlikleri engellenmeye çalışılmıştır (Şekil 4.14).



**Şekil 4. 14** Teller arası açı ile kırık hattı üzerindeki alt ve üst yüzeyler arasında oluşan açısız yer değişim ilişkisi.

Teller arasındaki açı değişimi artış gösterdikçe kırık hattındaki alt ve üst yüzey arasındaki açısız yer değişim azalmaktadır. Bu değişim DEF sistemlerinde kırık hattındaki kemik oluşumunu bozmayacak şekilde belirli derecelere kadar istenilen bir durumdur. Şekil 4.14'deki açısız yer değişim, kırık hattı üzerinde alt ve üst yüzeylerde mevcut olan aynı noktanın analiz sonucundaki açısız olarak yaptığı yer değişimi belirtmektedir.

Sistem bütünü içinde her giriş parametresinin çıkış parametreleri üzerinde etkinlik seviyeleri farklıdır. Bazı giriş parametrelerin değişimleri çıkış parametrelerini çok etkilerken, bazıları az etkilemektedir. Şekil 4.15'de yay ön yükleme, yay katsayısı, tel çapı ve tel açısının, sistem bütünü üzerindeki maksimum von mises eşdeğer gerilme değeri üzerine olan etkinlik seviyeleri gösterilmiştir.



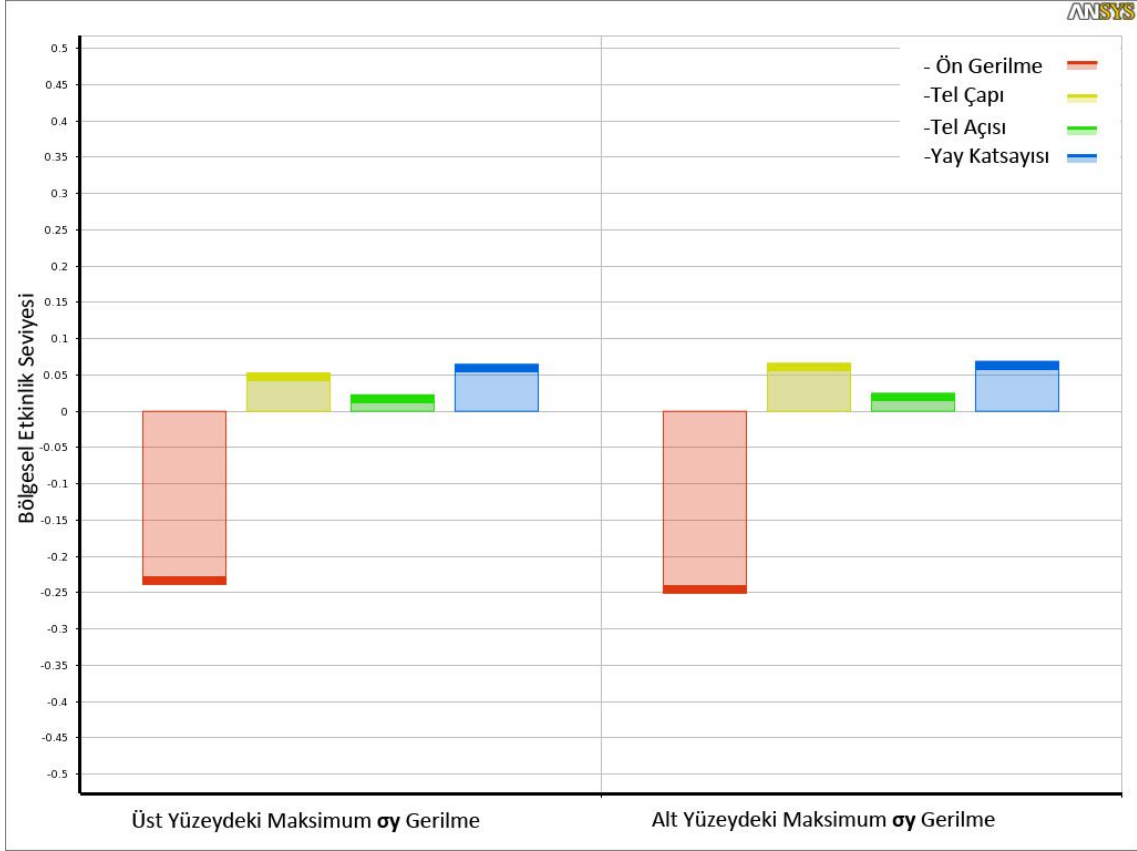
**Şekil 4.15** Yay ön yükleme, tel çapı, tel açısı ve yay katsayısı gibi giriş parametrelerin sistem üzerindeki maksimum eşdeğer gerilme ve tibia üzerindeki maksimum eşdeğer gerilme üzerindeki etkileri.

Şekil 4.15’de gösterildiği gibi tel açısının sistem üzerindeki maksimum eşdeğer gerilme üzerinde hiçbir etkisinin olmadığı görülmektedir. Yani tel açısının artması veya azalması sistem üzerindeki eşdeğer gerilmeyi değiştirmemektedir. Bunun yanında tel çapı ve yay katsayısının artması sistem üzerindeki eşdeğer gerilmeyi düşürürken, ön yüklemenin artması eşdeğer gerilmeyi artırmaktadır. Sistem üzerindeki eşdeğer gerilme üzerinde ön yükleme, yay katsayısı ve tel çapının etkinlik seviyeleri neredeyse aynı büyüklüktedir.

Tibia üzerindeki maksimum eşdeğer gerilme üzerine ön yükleme ve yay katsayısının önemli etkileri bulunmuştur. Ön yüklemenin artması eşdeğer gerilmeyi artırırken, yay katsayısının artması eşdeğer gerilmeyi düşürmektedir. Tel çapının etkisi tel açısının etkisinden daha büyük çıkmıştır. Sistem ve tibia üzerindeki eşdeğer gerilme değerlerine göre en düşük etkinlik değerine sahip olan parametre tel açısı olmuştur. Ön yükleme, yay katsayısı, tel çapı ve tel açısı gibi giriş parametrelerinin kırık hattındaki alt ve üst



yüzeylerde meydana gelen maksimum normal gerilme üzerindeki etkileri Şekil 4.16’da gösterilmiştir.



**Şekil 4.16** Yay ön yükleme, tel çapı, tel açısı ve yay kaysayısı gibi giriş parametrelerin kırık hattındaki üst yüzeyde meydana gelen maksimum normal gerilme ve alt yüzeyde meydana gelen maksimum normal gerilme üzerindeki etkileri.

Kırık hattının üst ve alt yüzeylerinde meydana gelen maksimum normal gerilme değerleri değerlendirildiğinde giriş parametrelerinin etkinlik değerleri benzerlik göstermektedir. Değerlendirmede en etkin parametrenin ön yükleme ve sonrasında sırasıyla yay katsayısı, tel çapı ve tel açısı olduğu görülmektedir.

Gerçekleştirilen tepki yüzey analiz sonuçlarından elde edilen grafikler üzerinde ve giriş parametrelerinin etkinlik seviyeleri göz önüne alınarak optimizasyon sonucunda üç adet aday tasarım noktası belirlenmiştir. Bu aday tasarım noktaları belirli sınır şartları eklenerek daraltılabilmekte veya genişletilebilmektedir. Elimizdeki tibia basma dayanımı, genel olarak tavşanlar üzerinde kullanılan tel çapı değerleri, mekanik olarak uygulanabilir yay katsayısı değerleri gibi veriler ışığında aday tasarım noktaları

çoğaltılabilmektedir. Çalışmada çıkış parametresi olan tibia üzerindeki maksimum eşdeğer gerilme değeri 2.5 MPa'dan küçük olmalı, kırık hattındaki üst yüzeyde meydana gelen maksimum basma gerilmesi minimum olmalı, yay katsayısı 20 N/mm değerine yakın olmalı, tel çapı 1 mm olmalı ve ön yükleme değeri 1 N olmalı gibi sınır şartlar sisteme uygulanmıştır. Belirlenen bu sınır şartlar altında diğer giriş ve çıkış parametreleri istenilen değerler aralığına getirilmiştir. Uygulanan sınır şartları ve sonucunda belirlenen giriş ve çıkış parametre değerleri Çizelge 4.1'de gösterilmiştir.

**Çizelge 4.1** Uygulanan sınır şartları altında üç adet tasarım noktasındaki giriş ve çıkış parametre değerleri.

Belirlenen Sınır Şartları Altında Giriş Parametre Değerleri (1)									
Referans	Tasarım Noktaları	Ön Gerilme (N)		Tel Çapı (mm)		Tel Açısı ( )		Yay Katsayısı (N/mm)	
		Parametrik Değer	Referansdan Fark	Parametrik Değer	Referansdan Fark	Parametrik Değer	Referansdan Fark	Parametrik Değer	Referansdan Fark
☉	Candidate Point 1	★ ★ ★ 1.0343	0.00 %	★ ★ ★ 1	0.00 %	★ ★ ★ 55	0.00 %	★ ★ ★ 17.998	0.00 %
☉	Candidate Point 2	★ ★ ★ 1.0728	3.72 %	★ ★ ★ 1	0.00 %	★ ★ ★ 55	0.00 %	★ ★ ★ 26.71	48.40 %
☉	Candidate Point 3	★ ★ ★ 0.95025	-8.12 %	★ ★ ★ 1	0.00 %	★ ★ ★ 55	0.00 %	★ ★ ★ 37.006	105.61 %

Belirlenen Sınır Şartları Altında Çıkış Parametre Değerleri (2)							
Üst Maksimum Eşdeğer Gerilme (MPa)		Alt Minimum Eşdeğer Gerilme (MPa)	Sistem Maksimum Eşdeğer Gerilme (MPa)	Üst Minimum Eşdeğer Gerilme (MPa)	Alt Maksimum Eşdeğer Gerilme (MPa)	Tibia Maksimum Eşdeğer Gerilme (MPa)	
Parametrik Değer	Referansdan Fark					Parametrik Değer	Referansdan Fark
-0.83102	0.00 %	-0.070285	30.466	-0.057235	-0.80883	★ ★ ★ 2.113	0.00 %
-0.81405	0.00 %	-0.062832	23.632	-0.050308	-0.7914	★ ★ ★ 2.0113	-4.82 %
-0.79761	0.00 %	-0.055487	15.828	-0.042969	-0.77463	★ ★ ★ 1.9813	-6.24 %

Nümerik analizde kullanılan optimizasyon işlemi sonucunda tel çapı 1mm, teller arası açı 55°, yay katsayısı 20 N/mm ve ön yükleme ise iki farklı değişken olarak alınmıştır. Belirlenen verilerle ön yükleme değerlerine göre T1 ve T2 gibi iki farklı grup ve bir adet kontrol grubu oluşturulmuştur (Çizelge 4.2).

**Çizelge 4.2** Optimizasyon sonucunda klinik çalışmada uygulanacak grupların parametre değerleri.

	<b>Kontrol Grubu</b>	<b>T1 Grubu</b>	<b>T2 Grubu</b>
Ön Yükleme (N)	Yok	1	2.5
Yay Katsayısı (N/mm)	Yok	20	20
Tel Çapı (mm)	1	1	1
Tel Açısı (°)	55	55	55

Yukarıdaki Çizelge 4.2’de gösterilmiş olan giriş parametreleri ile üç adet grup oluşturulmuştur. Kontrol grubunda kullanılan fiksator üzerinde yay sistemi bulunmadığından dolayı yalnızca tel çapı ve tel açısı değişkenleri dikkate alınmıştır. Kontrol grubu literatürde uygulanan standart üç halkalı DEF sistemi olarak alınmıştır. Kontrol grubunda yay kullanılmadığı için ön yükleme ve yay katsayısı gibi parametreler bulunmamaktadır. T1 ve T2 grupları arasındaki fark yalnızca ön yükleme değerinin değişmesidir.

Nümerik analiz sonucunda elde edilen parametreler yardımıyla in vivo olarak uygulanacak olan DEF sisteminin üretimi gerçekleştirilmiştir. Belirlenen malzemelerden üretilen DEF sisteminin ABS Plus (Acrylonitrile Butadiene Styrene) malzemeden üretilen kemik prototipi üzerinde montajı yapılarak sistemin çalışabilirliği gözlenmiştir.

### **4.3 Radyolojik Analiz Sonuçları**

15, 25 ve 35. günlerde kırık hattında meydana gelen iyileşme seviyelerinin belirlenmesi için yapılan Lanne ve Sandhu radyografik puanlama değerlerine sahip olan gruplar istatistik olarak karşılaştırılmıştır (Çizelge 4.3). Gruplar arasında anlamlı bir fark olup olmadığı tek yönlü Anova testi ile gerçekleştirilmiştir (Çizelge 4.4).

**Çizelge 4.3** 15, 25 ve 35. günlerde değerlendirilen radyografik görüntü sonuçlarının sayısal ortalaması.

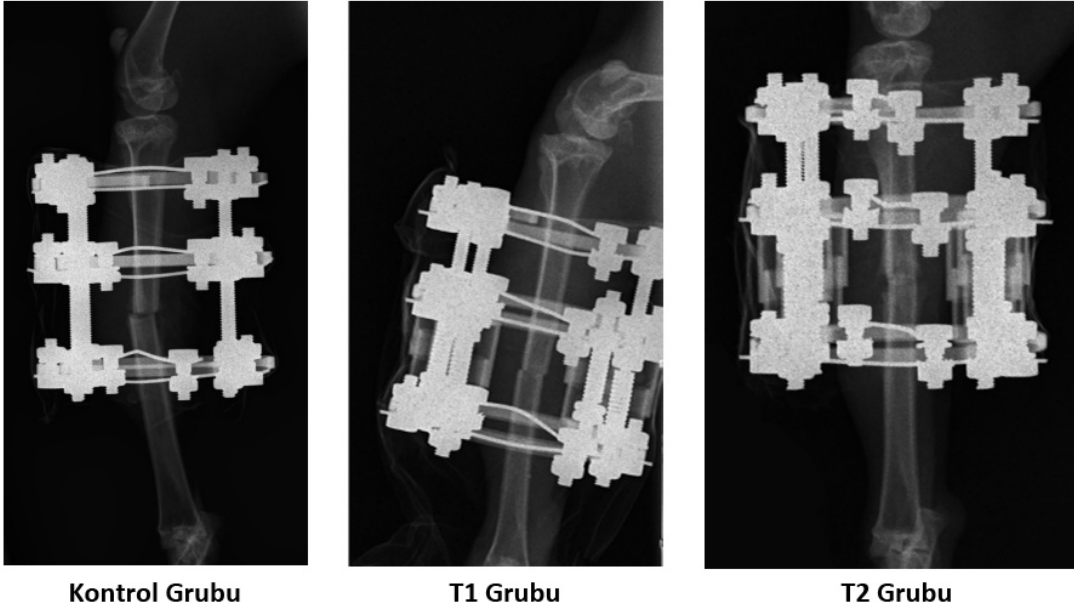
		N	Ortalama	Std. Sapma	Std. Hata
<b>15. Gün</b>	Kontrol Grup	6	4.83	1.47	0.60
	T1 Grup	6	7.83	1.47	0.60
	T2 Grup	6	7.33	1.86	0.76
	<b>Toplam</b>	<b>18</b>	<b>6.66</b>	<b>2.03</b>	<b>0.48</b>
<b>25. Gün</b>	Kontrol Grup	6	6.33	1.86	0.76
	T1 Grup	6	9.50	1.38	0.56
	T2 Grup	6	8.83	1.60	0.65
	<b>Toplam</b>	<b>18</b>	<b>8.22</b>	<b>2.07</b>	<b>0.49</b>
<b>35. Gün</b>	Kontrol Grup	6	9.33	0.82	0.33
	T1 Grup	6	10.83	0.98	0.40
	T2 Grup	6	11.83	0.41	0.17
	<b>Toplam</b>	<b>18</b>	<b>10.66</b>	<b>1.28</b>	<b>0.30</b>

**Çizelge 4.4** 15, 25 ve 35. günlerde değerlendirilen radyografik görüntülerin tek yönlü ANOVA testi sonuçları.

		Kareler Toplamı	Serbestlik Derecesi	Ortalama Kare	F	Sig.
<b>15. Gün</b>	Gruplar Arası	31.00	2	15.50	5.96	0.00
	Gruplar İçi	39.00	15	2.60		
	<b>Toplam</b>	<b>70.00</b>	<b>17</b>			
<b>25. Gün</b>	Gruplar Arası	33.44	2	16.72	6.32	0.01
	Gruplar İçi	39.66	15	2.64		
	<b>Toplam</b>	<b>73.11</b>	<b>17</b>			
<b>35. Gün</b>	Gruplar Arası	19.00	2	9.50	15.83	0.00
	Gruplar İçi	9.00	15	0.60		
	<b>Toplam</b>	<b>28.00</b>	<b>17</b>			

### 15. Gün (Erken Dönem) Değerlendirme

Kontrol grubunun 15. günde kemik kortekslerin normal olduğu, kalınlaşma veya rezorbsiyonun olmadığı, perostal kallusun hafif kaynama başlangıcı gösterdiği görülmüştür (Şekil 4.17).



**Şekil 4.17** Kontrol, T1 ve T2 gruplarına ait 15. gün röntgen örnekleri.

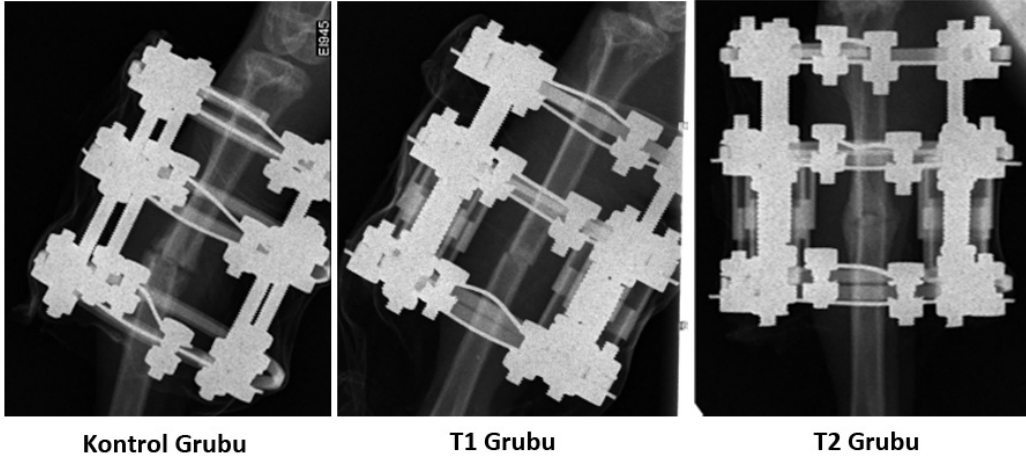
T1 ve T2 grubunda ise kontrol grubuna göre net bir kaynama başlangıcı olduğu görülmüştür. Bu dönemdeki bazı deneklerde redüksiyon kaybı olduğu gözlenmiştir. Deneklerin hiç birinde sistemik enfeksiyona bağlı ölüm, pin dibi enfeksiyonu, eksüdasyon ve mobilite kaybı olduğu görülmemiştir.

Her üç grubun ortalama puanları ve standart sapmaları hesaplanmıştır. Kontrol grubunun radyolojik puanları ortalaması normal kırık iyileşme değerleri olarak kabul edilmiştir. Yapılan tek yönlü ANOVA testi sonucunda grupların radyolojik 15. gün puanlarının ortalamaları anlamlı derecede farklı çıkmıştır ( $p < 0.05$ ). Ayrıca yapılan Post Hock Tukey testinde gruplar arasındaki anlamlılık dereceleri de belirlenmiştir. Kontrol grubu, T1 ( $p=0.01$ ) ve T2 ( $p=0.04$ ) grupları ile karşılaştırıldığında sırasıyla anlamlı derecede farklı çıkmıştır. Fakat T1, T2 ile karşılaştırıldığında anlamlı derecede benzer bulunmuştur ( $p=0.85$ ). Bunun yanında gruplar arasındaki radyolojik skorlama sonucundaki ortalamaları arasında da farklılıklar bulunmaktadır.

Radyolojik analizin 15. gününde ortalama puanlara göre T1 grubunun kırık hattı kaynaması kontrol grubundan daha iyi çıkmıştır. T1 ile T2 karşılaştırıldığında ise birbirlerine yakın, fakat T1 değerinin daha iyi olduğu bulunmuştur.

## 25. Gün Değerlendirme

Kontrol grubunun 25. gün radyografik görüntülerinde kallus gelişimi artmış, periost reaksiyonunun iyi olduğu, deneklerin çoğunluğunda defektin %50'sinden fazlasını dolduran kemik oluşumu olduğu belirlenmiştir (Şekil 4.18). 25. gün T1 grubunda, kontrol ve T2 grubuna göre kallus oluşumu daha belirgin olduğu görülmüştür.



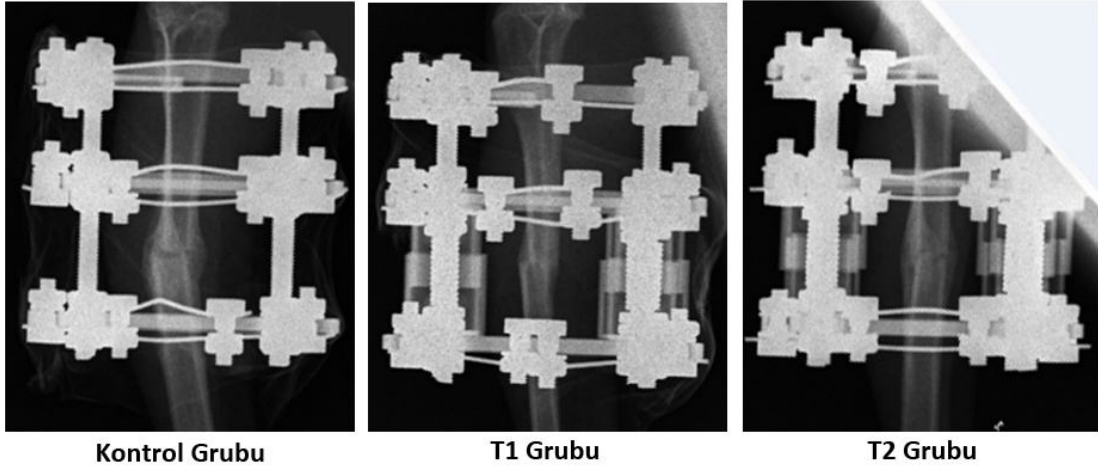
Şekil 4.18 Kontrol, T1 ve T2 gruplarına ait 25. gün röntgen örnekleri.

Redüksiyonun kısmi kaybı olan olgularda defektin %75'ini dolduran kemik oluşumu olduğu belirlenmiştir. T2'nin 25. gününde kallus oluşumu belirlenirken T1'e göre ortalama kaynama yüzdesi anlamsız düzeyde düşük bulunmuştur. Korteks düzenli hale gelmeye başlamış, perostal reaksiyon azalmış ve kortikal ekspansiyonun azalmaya başladığı gözlenmiştir. Radyolojik olarak 25. gün istatistik değerlendirme sırasıyla Çizelge 4.3 ve Çizelge 4.4'de verilmiştir.

25. günde radyolojik puanların ortalama değerleri dikkate alındığında T1'in kırık iyileşme değerleri (9.50) diğer gruplardan (6.33 ve 8.83) daha iyi bulunmuştur. Yapılan tek yönlü ANOVA testi sonucuna göre radyografik değerler gruplar arasında anlamlı derecede farklı çıkmıştır ( $p < 0.00$ ). Gruplar arası anlamlılık derecelerine bakıldığında kontrol grubu, T1 ( $p = 0.01$ ) ve T2 ( $p = 0.04$ ) ile anlamlı derecede farklı olduğu fakat T1, T2 ile karşılaştırıldığında anlamlı derecede benzer olduğu elde edilmiştir ( $p = 0.76$ ). Bunun yanında T1 ile T2'nin ortalama puanları farklı çıkmıştır. 25. gün radyografik değerlendirmede en iyi sonuçlar T1'den elde edilmiştir. İkinci olarak T2 ve son olarak ise kontrol grubundan elde edilmiştir.

### 35. Gün (Geç Dönem) Değerlendirme

35. gün tüm gruplarda kemik kallusu organize olmuş, bazı deneklerde belirsiz biçimde kırık hattı görülebilmektedir. Deneklerin bazılarında kortekste düzensizlik sürerken Kontrol grubu hariç T1 ve T2 gruplarında intramedüler kanal dâhil korteksin remodelingi belirlenebilmiştir (Şekil 4.19).



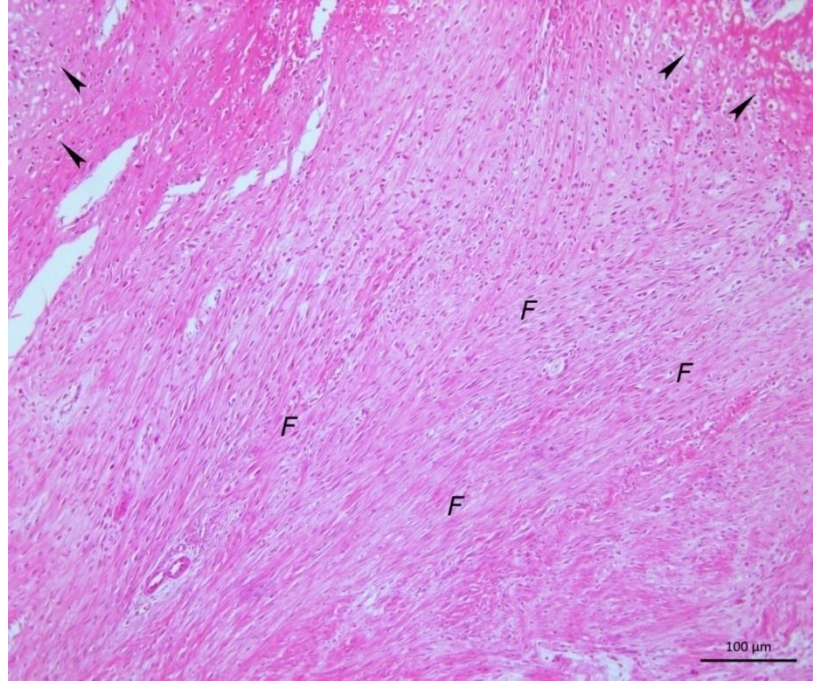
Şekil 4.19 Kontrol, T1 ve T2 gruplarına ait 35. gün röntgen örnekleri.

Radyografik olarak 35. gün değerlendirmede ortalama puanlara göre bakıldığında T2'nin kırık iyileşmesi diğer gruplara göre daha iyi elde edilmiştir. İkinci olarak T1 ve son olarak kontrol grubu çıkmıştır. Tek yönlü ANOVA testi sonuçlarına göre gruplar arasında anlamlı bir farklılık elde edilmiştir ( $p<0.00$ ). Fakat gruplar kendi içinde değerlendirildiğinde kontrol grubu, T1 ve T2 grubu ile anlamlı derecede farklı çıkmışken T1 ile T2 kendi arasında anlamlı derecede aynı çıkmıştır ( $p=0.09$ ) (Çizelge 4.3, Çizelge 4.4).

#### 4.4 Histolojik Analiz Sonuçları

##### 15. Gün Değerlendirme

Kontrol grubu örneklerinde uzun kemiğin medullasında ve dışında yer yer proteinöz madde içeren küçük alanlar içinde yoğun kollagen demetleri ile osteoblast, fibroblast, fibrosit, hücrelerinden oluşan hücre proliferasyonunun mevcut olduğu görülmüştür. Bununla beraber bir kaç alanda organize olmamış gelişmiş kondroblast hiperplazisi dikkat çekmiştir (Şekil 4.20).



**Şekil 4.20** Fibröz doku proliferasyonu (F) ve kıkırdak dokuya farklılaşan alanlar (oklar).

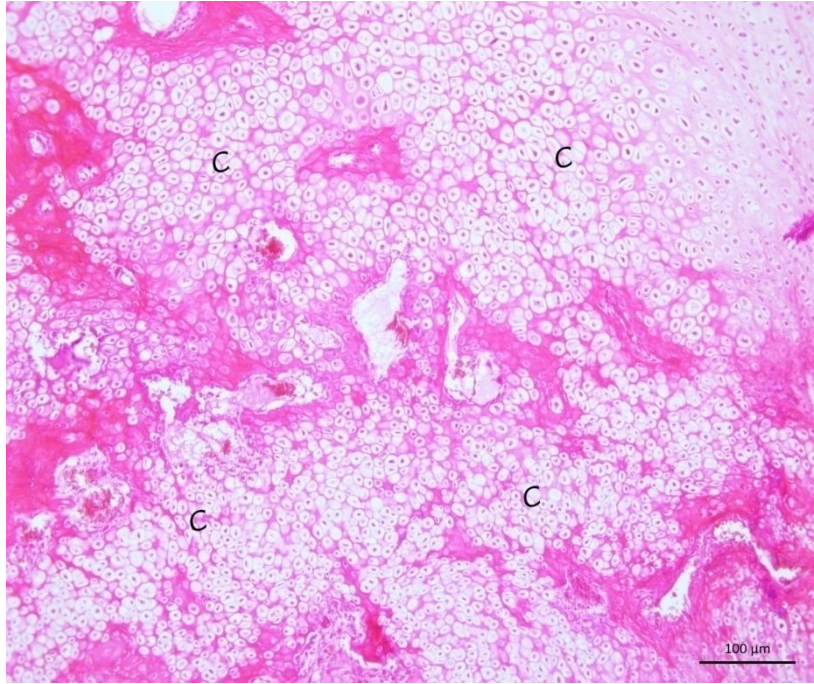
T1 grubu örneklerinde uzun kemiğin kırık bölgesinin medullasında ve dışında bazı alanlarda osteoblast, fibroblast, fibrosit ve kollagenlerden ibaret bağ doku proliferasyonu görülmüş ve bu grupta daha geniş alanlar halinde daha organize kondroblastlardan oluşan kıkırdak doku alanları gözlenmiştir. Bunun yanı sıra bu gruptaki trabeküler kemik oluşumu kontrol grubuna göre daha fazla çıkmıştır. Kemik trabeküllerini oluşturan osteositler düzensiz yerleşmiş ve hücresellikten zenginleşmiştir. Hiçbir bölgede trabeküller arasında kemik iliğine ait dokuya rastlanmamıştır (Şekil 4.21).





**Şekil 4.21** Geniş immatür kemik doku ve kıkırdak doku alanları (C).

T2 grubu örneklerinde T1 grubunda görülen lezyonlara benzer şekilde iyileşmeye ait mikroskopik görünüm gözlenmiştir (Şekil 4.22).



**Şekil 4.22** Geniş hiperplazik kıkırdak doku (C).

15. gün histolojik sonuçların istatistiksel değerlendirilmesi Çizelge 4.5 ve Çizelge 4.6’da verilmiştir. Histolojik analizde yapılan mikro inceleme sonuçlarına göre T1 grubuna ait kırık iyileşme değerleri diğer gruplara göre daha iyi çıkmıştır.

**Çizelge 4.5** 15 ve 35. günlerde değerlendirilen histolojik sonuçların sayısal ortalaması.

		N	Ortalama	Std. Sapma	Std. Hata
<b>15. Gün</b>	Kontrol Grup	6	5.16	0.98	0.40
	T1 Grup	6	7.16	0.75	0.31
	T2 Grup	6	6.66	0.81	0.33
	<b>Toplam</b>	<b>18</b>	<b>6.33</b>	<b>1.18</b>	<b>0.28</b>
<b>35. Gün</b>	Kontrol Grup	6	7.66	1.21	0.49
	T1 Grup	6	8.50	0.54	0.22
	T2 Grup	6	9.16	0.75	0.30
	<b>Toplam</b>	<b>18</b>	<b>8.44</b>	<b>1.04</b>	<b>0.24</b>

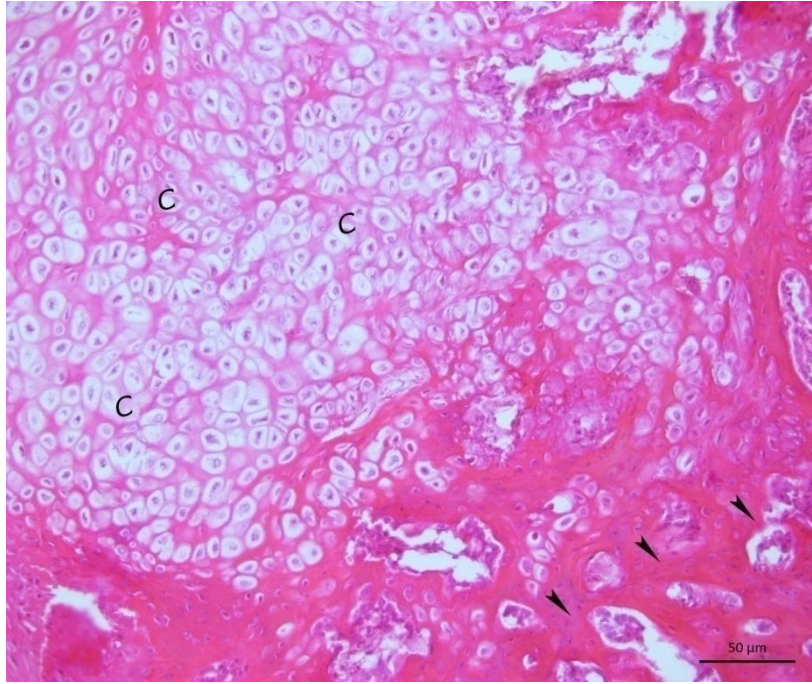
**Çizelge 4.6** 15 ve 35. günlerde değerlendirilen histolojik sonuçların tek yönlü ANOVA testi

		Kareler Toplamı	Serbestlik Derecesi	Ortalama Kare	F	Sig.
<b>15. Gün</b>	Gruplar Arası	13	2	6.5	8.86	0.00
	Gruplar İçi	11	15	0.73		
	<b>Toplam</b>	<b>24</b>	<b>17</b>			
<b>35. Gün</b>	Gruplar Arası	6.77	2	3.38	4.35	0.03
	Gruplar İçi	11.66	15	0.77		
	<b>Toplam</b>	<b>18.44</b>	<b>17</b>			

Çizelge 4.6’da verilen tek yönlü ANOVA testine göre gruplar arasındaki ortalama olarak fark olduğu yani H alternatif hipotezinin doğru olduğu görülmüştür ( $p < 0.05$ ). Gruplara verilen histoloji puanları değerlendirildiğinde T1 grubu (7.16) ilk sırada, sonrasında T2 grubu (6.66) ve kontrol grubu (5.16) onu izlemektedir. Bu sonuçlara göre erken dönemde T1 grubundaki fiksator parametrelerinin sistemin geneli için iyi sonuç verdiği belirlenmiştir.

### 35. Gün Değerlendirme

Kontrol grubuna ait örneklerde, iyileşme daha iyi olarak gerçekleşmiş olup kırık etrafında içte ve dışta şekillenen kallusun yer yer olgunlaşmış geniş kıkırdak doku oluşumları içerdiği görülmüştür. Bazı alanlarda ise henüz lamellar forma dönüşmemiş trabeküler kemik doku saptanmıştır. Kırık bölgesinin hiçbir alanında kemik iliğine ilişkin yapıya rastlanmamıştır (Şekil 4.23).



**Şekil 4.23** Hiperplazik kıkırdak dokusu (C) ve yeni şekillenen immatür kemik alanları (oklar).

T1 grubundaki örneklerde uzun kemiğin kırık bölgesinin medullasında ve dışında ne fibroz doku proliferasyonuna ilişkin ne de kıkırdak dokuya ilişkin mikroskobik bulgu görülmemiştir. Alanlarda tamamen çoğu dağınık osteositlerden oluşan trabeküler kemik doku oluşumu meydana gelmiş ve küçük bir kısmında lamellasyon görülmüştür. Bu alanlarda osteoklastik aktivite görülmüş olup remodelizasyon başlamıştır. Trabeküler boşluklarda kemik iliğine dönüşecek gevşek fibröz doku bazı alanlarda görülmüştür (Şekil 4.24).





**Şekil 4.24** Geniş immatür kemik doku ve remodelizasyonun başladığını işaret eden osteoklastik hücre (oklar) aktivasyonu.

T2 grubu örneklerinde uzun kemiğin kırık bölgesinin medullasında ve dışında ne fibroz doku proliferasyonuna ilişkin ne de kırık dokuya ilişkin mikroskopik bulgu görülmemiştir. Alanlarda tamamen çoğu dağınık osteositlerden oluşan trabeküler kemik doku oluşmuş ve bu trabeküler kemik doku alanlarını oluşturan hücreler sayıca azalmış olan etrafındaki kollagen demetleri düzenli hale gelerek lamellar kemik oluşumu meydana gelmiştir. Bu alanlarda osteoklastik aktivite görülmüş olup remodelizasyon başlamıştır. Trabeküler boşluklarda kemik iliğine dönüşecek gevşek fibröz doku birçok alanda görülmüştür. Aynı zamanda bazı alanlarda da kemik iliği oluşmuştur (Şekil 4.25).



**Şekil 4.25** İmmatür kemik dokunun kompakt kemik dokuya dönüşmesi, osteoklastik hücre (oklar).

35. gün histolojik sonuçların istatistiksel değerlendirmesi Çizelge 4.5 ve Çizelge 4.6’da verilmiştir. Yapılan mikro değerlendirmeye göre T2 grubuna ait kırık iyileşme değerleri diğer gruplara göre daha iyi çıkmıştır.

35. gün değerlendirmesinde Çizelge 4.5’de verilen ortalama değerlere göre T2 grubuna ait kırık iyileşme değerleri diğer gruplara göre daha yüksek çıkmıştır. Buda T2 grubuna ait fiksator değerlerinin geç dönem iyileşmede daha iyi sonuç verdiğini göstermektedir. Yapılan tek yönlü ANOVA testi sonucuna göre kontrol grubu, T1 ve T2 grupları ile anlamlı olarak farklı çıkmıştır ( $p < 0.05$ ). Fakat T1 ve T2 grupları arasında bir fark olmadığı görülmüştür ( $p > 0.05$ ). T1 ve T2 arasında istatistiksel olarak fark oluşmamasına rağmen Çizelge 4.5’de gösterilen ortalama değerler farklı çıkmıştır.

#### 4.5 Tartışma

Eksternal fiksasyon, kırık segmentleri korumak için eksternal bağlayıcılar ile bağlanan ve deriden geçerek kemiğe yerleştirilen pimlerin kullanıldığı sabitleme yöntemidir. Eksternal fiksasyon, minimal invaziv teknikler yoluyla hem dinamik hem de statik olan dokuların konumlarını etkileyebilen değerli bir klinik tedavi seçeneğidir. Bazı araştırmacılar tarafından travma durumlarında eksternal fiksasyonun rolü üzerine geniş bir derleme hazırlanmıştır (Pacheco and Saleh 2004). Uygulama hızı ve kolaylığı, sistemin ayarlanabilir olması, deri ve kemik yüzeyindeki kan akışının korunması ile kan kaybının minimize edilmesi eksternal fiksasyon tekniklerinin avantajlarından olduğunu öne sürmüşlerdir. Bu çalışmada DEF sistemi üzerine eklenen Kirschner telleri cerrahi matkap ile hızlı bir şekilde deri ve kemikten geçirilip diğer uca bağlanmıştır. Operasyon sonrası tellerin deri ile birleşim yerlerinde oluşan kan akışları steril Flaster ve Neo Caf sprej antibiyotik ile kısa zamanda durdurulmuştur. Travmalı hastaların bakımı eksternal fiksasyon için önemli bir uygulama alanı olmaya devam etmiştir. Ciddi yumuşak doku yaralanmalı açık kırıkların, bu tekniğin uygulanabilirliği için uygun oldukları görülmüştür. Eksternal fiksasyon aynı zamanda ekstremitte travmalarından kaynaklanan komplikasyonlar içinde çok yönlü bir kurtarma tekniği olarak literatüre geçmiştir. Eksternal fiksasyon, kalıntı kırık deformitesi yönetimi, kemik kaybı, enfeksiyon ve travma sonrası eklem iltihabı gibi rahatsızlıkların tedavisini kolaylaştırmıştır. Uzun kırık kemiklerin tedavisinde kullanılan DEF sistemi, yaygın kullanılan eksternal fiksasyon yöntemlerinden birisidir.

DEF sistem yapıları, deri içinden geçen teller veya vidalar, klempler, rodlar veya halkalar ve destek malzemelerinden oluşmaktadır. Bu malzemeler kendi içlerinde farklı konfigürasyonlarda birleşerek eksternal fiksator yapılarını oluşturmaktadır. Genel olarak eksternal fiksator yapıları unilateral, bilateral, dairesel ve hibrit olarak sınıflandırılabilir (Moss and Tejwani 2007). Her sistemin kendi içinde avantaj ve dezavantajları mevcuttur. DEF sistemi ve Hibrit fiksator, yapı ve teknik bakımından osteosentez amacıyla kullanılan klasik yöntemlere göre daha az doku hasarı oluşturan, iyi bir redüksiyon ve sıkı bir sabitleme sağlayan sistemlerdir (Lewis *et al.* 1998, Marcellin 1998, Podolsky and Chao 1993). Bu çalışmada tavşan tibia kırık hattının

rijidite ve stabilitesi için DEF sistemi kullanılmıştır. Çalışmada kullanılan DEF sistemi iki adet tam halka, bir adet 5/8 halka, Kirschner telleri ve tutucuları, halkaların birbirlerini ile bağlantısını sağlayan pimler, kırık hattının sürekli kompresyonda kalmasını sağlayan yaylar, sistemin eğilme, kesme ve rotasyon hareketlerini engelleyen tüpler v.b. malzemelerden oluşmuştur. Bu sistem ile kırık segmentlerinin eğilme, kesme ve rotasyon hareketleri kısıtlanarak yalnızca aksel hareketi kontrol altına alınmıştır.

DEF sistemi kırık segmentlerin birleştirilmesi ve sabitlenmesi amacıyla sınırsız kombinasyonlara sahiptir. Bu sistemler burulma, anterioposterior ve mediallyateral eğilmelere karşı oldukça dirençli olmalarına karşın aksel yüklere karşı daha az dirençlidir. DEF sistemi, kırık segmentlerinin tespitinden sonra redüksiyonlarının sağlanması ve açılmalarının ayarlanması gibi imkanlar sağlamaktadır (Fleming *et al.* 1989, Lewis *et al.* 1998, Peltonen *et al.* 1992). Bu çalışmada üretilen dinamik kompresyon yapabilen DEF sisteminin eğilme dirençleri artırılmış ve aksel hareketi kontrol altına alınmıştır. Dinamik kompresyon gruplarında iki ayrı yay ön yüklemesi değeri belirlenerek bu değerler altındaki tavşan tibia kırık hattındaki iyileşme süreci izlenmiştir. Radyolojik görüntülerin analizi sonucunda erken dönemlerde küçük ön yükleme değerine sahip grupta (T1) kırık iyileşmesi iyi durumdayken, geç dönemlerde büyük ön yükleme değerine sahip grupta (T2) oluşan kırık iyileşmesi daha iyi sonuçlanmıştır.

Paley vd. (1990)'nin uzuv uzatmada kullanılan eksternal fiksatorlerin mekanik incelenmesi isimli çalışmalarında insanlarda kullanılan genel beş farklı eksternal fiksatorün biyomekanik karakteristiklerini incelemiştir. Bu çalışmada üç farklı unilateral eksternal fiksator, bir adet geleneksel ilizarov fiksatorü ve bir adet de hibrit DEF sistemi test edilmiştir. Fiksatorlerin aksel, burulma, anterior-posterior eğilme ve medial-lateral eğilme rijitlik karakteristikleri ve ayrıca sistemin bütün rijitliği ve kayma rijitliğide belirlenmiştir. Çalışma sonucunda unilateral fiksatorlerin dairesel fiksator yapılarından daha büyük bütün sistem rijitliğine sahip oldukları görülmüştür. Geleneksel ilizarov fiksatorün en düşük kayma rijitliğine sahip olduklarının anlaşılmasına karşın, hibrit DEF sistemleri unilateral fiksatorlerden daha büyük kayma rijitliğine sahip oldukları belirlenmiştir. Çalışmada ayrıca hibrit DEF sistemlerinin

unilateral ve ilizarov fiksatorlerine göre daha fazla aksel harekete izin verdikleri görülmüştür.

Çeşitli dış etmenler veya fiksator ile ilgili faktörler herhangi bir DEF sisteminin biyomekanik karakteristiğini etkilemektedir. Bu dış etkiler içerisinde halka çapı, halkanın malzeme kompozisyonu, halka blok yapılarının konfigürasyonu, tel sayısı, tel çapı, teller arası açı, telin yönelimi, tel tipi v.b. gibi değişkenler sayılmaktadır (Paley 1991, Kummer 1992, Lewis *et al.* 1998).

Geleneksel DEF sistemlerinde kemik sabitleme elemanlarından olan pinler yerine küçük çaplı gerdirilmiş teller kullanılmaktadır. Küçük çaplı gerdirilmiş tellerin stabiliteeleri büyük çaplı gerdirilmiş tellere göre daha düşüktür (Aronson *et al.* 1998, Lewis *et al.* 1998). Bu çalışmada sonlu elemanlar metodu kullanılarak yapılan nümerik analizde maksimum eşdeğer gerilmeler tibianın distal bölümündeki gerdirilmiş teller üzerinde meydana gelmiştir. Optimize edilen sistem üzerinde tellerin çapı arttıkça tibia üzerindeki maksimum eşdeğer gerilme değerlerinin arttığı gözlenmiştir (Şekil 4.8, Şekil 4.12). Tellerin çapı arttıkça gerilme değerlerinde arttığı görülmüştür. Podolsky and Chao (1993) fiksator yapılarında yaptıkları çalışmada 1.5 mm ve 1.8 mm çaplı telleri karşılaştırmışlar ve sonucunda 1.8 mm çaplı telin fiksator rijitliğinde %10 ile %20 arasında artış gösterdiğini bulmuşlardır.

Maksimum stabilite ve minimum kayma için karşılıklı teller arasındaki açının bölgenin anatomisinde bulunan güvenlik bölgesine zarar vermeden  $90^{\circ}/90^{\circ}$ 'ye yakın değerlerde olması gerekmektedir (Paley 1991, Lewis *et al.* 1998). Ancak bölgesel anatomik kısıtlamalar çoğu zaman en uygun teller arası açının oluşmasına izin vermeyebilir. Bu durumlarda telleri uygun değerlere yakın atmak çözüm olarak görülebilir. Bu çalışmada DEF sistemindeki teller arasındaki açı değeri  $30^{\circ}/150^{\circ}$  değerinden  $60^{\circ}/120^{\circ}$  değerine doğru gidildikçe aksel rijitliğin arttığı gözlenmiştir (Şekil 4.8, Şekil 4.12). Fakat sistemin bütünü düşünüldüğünde teller arasındaki açı değişimlerinin aksel rijitlik üzerinde anlamlı bir farklılığı olmadığı bulunmuştur. Podolsky and Chao (1990) DEF sistemlerinde teller arası açı değerinin  $45^{\circ}/135^{\circ}$  olması durumunda aksel rijitliğin diğer büyük açılı değerlere göre daha düşük çıktığını bulmuşlardır.



Ortopedi alanında kırık kemiklerin tedavilerinde kemik segment yüzeyler arasındaki hareketin rolü kırık iyileşmesi açısından önemli bir yer tutmaktadır. Fakat kırık iyileşmesi açısından en faydalı yöntemin ne olduğu konusu net olarak açıklanamamıştır. Bunun yanında büyük aksenel hareketin, büyük kayma ve eğme hareketin kırık iyileşmesini olumsuz etkilediği literatürde belirtilmiştir (Noordeen *et al.* 1995, Yamaji *et al.* 2001, Augat *et al.* 2003, Schell *et al.* 2005). Bu çalışmada kırıklar arasındaki mikro hareketi sağlayacak bir kompresyon yay sistemi tasarlanmıştır. Yay üzerine iki farklı ön yükleme verilerek yayın sürekli kompresyon yapması sağlanmış ve ayrıca mikro hareketede izin verilmiştir. Çalışmada yapılan nümerik analiz sonucunda kırıklar arasındaki yüzeyde en etkin iki parametre sırasıyla ön yükleme ve yay katsayı olarak bulunmuştur. Yay katsayısının belirli bir değerden sonra kırık hattındaki normal gerilmeler üzerinde etkisiz kaldığı görülmüştür (Şekil 4.6, Şekil 4.7). Fakat ön yüklemenin artması kırıklar arasındaki eşdeğer gerilmeyi artırdığı gözlenmiştir (Şekil 4.10, Şekil 4.11).

Radyolojik çalışma sonuçları incelendiğinde düşük ön yüklenmiş (1N) T1 grubuna ait kırık iyileşmesinin operasyon sonrası ilk dönemlerde diğer gruplara göre daha iyi sonuç verdiği görülmüştür. Ayrıca uzun dönemlerde yüksek ön yüklenmiş (2.5N) T2 grubuna ait kırık iyileşmesinin diğer gruplara göre iyi sonuç verdiği gözlenmiştir (Çizelge 4.3).

Histolojik çalışma dikkate alındığında radyolojik çalışma sonuçlarına benzer veriler elde edildiği görülmektedir. 15. Gün histolojik değerlendirmede T1 grubuna ait ortalama verilerinin diğer gruplara göre daha iyi olduğu gözlemlenirken, 35. Gün değerlendirmesinde T2 grubuna ait kırık iyileşmesinin kontrol ve T1 gruplarına göre daha fazla olduğu görülmüştür.

## 5. SONUÇLAR

Çalışmada, yeni tasarlanmış ve optimize edilmiş dinamik kompresyon yapabilen DEF sistemi ve literatürde mevcut DEF sistemi kullanılarak tavşanların sağ tibia diyafiz bölgesinde oluşturulan transvers kırık hattındaki iyileşmenin radyolojik ve histolojik analizleri karşılaştırılmıştır. Çalışmada 36 adet yeni Zelanda tipi albino tavşan kullanılmıştır. Tavşanın tibia diyafiz bölgesinde transvers kırık oluşturularak tasarlanan DEF sistemi kırık hattına monte edilmiş ve belirlenen günlerde kırık hattındaki iyileşme radyolojik ve histolojik olarak incelenmiştir.

Tavşan tibia diyafiz transvers kırığı için tasarım ve üretimi gerçekleştirilen DEF sisteminin kırık iyileşmesi üzerindeki sonuçları aşağıda belirtilmiştir;

1. Nümerik çalışmada gerçekleştirilen tepki yüzey analiz sonuçlarına göre Kirschner tel çapının tibia ortalama çapının %10'undan %40'ına yükselmesi (0.5mm → 2mm) tibia üzerindeki eşdeğer maksimum gerilme değerinin yükselmesine neden olmaktadır.
2. Transvers düzlemde ve transvers ekseninde Kirschner telleri arasındaki açı değerinin artması (30° → 60°) ile DEF sisteminin aksenal rijitliğinin arttığı görülmüştür.
3. DEF sistemi üzerinde en etkin parametrelerin ön yükleme ve yay katsayısı olduğu belirlenmiştir.
4. Kompresyon yayları üzerindeki yay katsayısının artması ile kırık yüzeyleri arasındaki maksimum  $\sigma_y$  gerilme dağılımında artış gözlenmiştir. Fakat yay katsayısının ortalama olarak 20-30 N/mm arasındaki değerler üzerine çıktığında  $\sigma_y$  gerilme dağılımının sabit kaldığı görülmüştür.
5. Kompresyon yayları üzerindeki ön yükleme değerinin artması (0N → 3.5N ) ile kırık hattı üzerindeki  $\sigma_y$  maksimum gerilme dağılımının yükseldiği gözlenmiştir.
6. Çalışmaya genel olarak bakıldığında teller arasındaki açı değerinin artması ile kırık hattındaki transvers yönde oluşan yer değişimlerin yaklaşık olarak 0.5 mikron azaldığı gözlenmiştir.
7. Erken dönem (15. gün) radyolojik ve histolojik analiz sonuçlarına göre T1 (ön yükleme 1N ) grubuna ait kırık iyileşmesi diğer gruplardan daha hızlı oluşmuştur.

8. Geç dönem (35. gün) radyolojik ve histolojik skorlama analiz sonuçlarına göre T2 (n yükleme 2.5N) grubuna ait kırık iyileşmesi diğerk gruplara göre ortalama değerk olarak sıralandığında daha hızlı olduğu görülmüştür.
9. Çalışmada kırık yüzeyleri arasındaki bölgenin aksenal yönde belirli seviyede komprese edilmesinin kırık iyileşmesini hızlandırdığı bulunmuştur.

Bu çalışmada elde edilen sonuçlarına dayanarak kırık iyileşmesi hakkında daha geniş bir bilgi birikimine sahip olunmuştur. İleriki alışmalarda DEF sistemine ait daha fazla geometrik değişkenin sistem üzerindeki etkisi ve kırık hattı üzerindeki basınç dağılımının kırık iyileşmesi üzerindeki sayısal etkisi incelenebilir. Tavşan için yapılmış bu çalışmanın daha büyük hayvalarda ve insanlarda uygulanabilmesi için sistem üzerindeki hareketlerin sayısal olarak okunabilir düzeye çıkarılması ve kullanılan malzeme üzerinde optimizasyona gidilmesi gerekmektedir.

## KAYNAKLAR

- Aithal, H. P., Kinjavdekar, P., Amarpal, Pawde, A. M., Singh, G. R. and Setia, H. C. (2010). Management of tibial fractures using a circular external fixator in two calves. *Veterinary Surgery*, **39**: 621–626.
- Albrecht, T., Kirsten, A., Kappert, H. F. and Fischer, H. (2011). Fracture load of different crown systems on zirconia implant abutments. *Dental Materials*, **27**: 298–303.
- Ali, M., French, T., Hastings, G., Rae, T., Rushton, N., Ross, E. and Wynn-Jones, C. (1990). Carbon fibre composite bone plates. Development, evaluation and early clinical experience. *The Journal of Bone and Joint Surgery*, **72**: 586–591.
- Allard, R.N., Birch, J.G. and Samchukov, M.L. (1992). An analysis of the parameters affecting the wire tensions of an Ilizarov ring/ drop-wire construct. *3rd Annual ASAMI Scientific Meet.*
- ANSI / ASAE. (1998). Shear and three-point bending test of animal bone. *American National Standards Institute.*
- Antoci, V., Voor, M. and Roberts, C. S. (2007). Effect of wire tension on stiffness of tensioned fine wires in external fixation: a mechanical study. *The American Journal of Orthopedics*, **36**: 473–476.
- Aquarius, R., Van Kampen, A. and Verdonschot, N. (2007). Rapid pre-tension loss in the Ilizarov external fixator: an in vitro study. *Acta Orthopaedica*, **78**: 654–660.
- Aronson, J. and Harp, J.H. (1992). Mechanical consideration in using tensioned wires in a transosseous external fixation system. *Clin Orthop*, **280**: 23-29.
- Aronson, J., Harrison, B., Boyd, C.M., Cannon D.J. and Lubansky H.J. (1988). Mechanical induction of osteogenesis: The importance of pin rigidity. *J Pediatr Orthop*, **8**: 396-401.
- ASAMI Group. (1991). Basic principles of operative technique, in: Bianchi-Maiocchi A, Aronson J (eds). *Operative Principles of Ilizarov. Milan, Italy, Medi Surgical Vido*, 65-72.

- Aslan A. (2012). D k ve Yüksek Frekans Elektromanyetik Alanların Kırık İyileşmesine Etkileri. *Kafkas J Med Sci*, **2**: 34-42.
- Ateşalp, A.S., Demiralp, B. and Bek, D. (2004). Tibiannın Kemik Defektlerinde Sirk ler Eksternal Fiksator ile Kemik Transportu. *T rk Ortopedi ve travmatoloji birliği dergisi*, **3**: 1-8.
- Augat, P., Burger, J., Schorlemmer, S., Henke, T., Peraus, M. and Claes, L. (2003). Shear movement at the fracture site delays healing in a diaphyseal fracture model. *Journal of Orthopaedic Research*, **21**: 1011–1017.
- Augat, P., Margevicius, K., Simon, J., Wolf, S., Suger, G. and Claes, L. (1998). Local tissue properties in bone healing: influence of size and stability of the osteotomy gap. *Journal of Orthopaedic Research*, **16**: 475.
- Baidya, K., Ramakrishna, S., Ritchie, A. and Rahman, M. (1999). Advanced textile composite external fixator ring. *In ICCM-12*, 1094.
- Balla, V.K., Bose, S., Davies, N.M. and Bandyopadhyay, A. (2010). Tantalum - A bioactive metal for implants. *Jom*, **62**: 61-64.
- Bancroft, J.D., and Gamble, M.(Eds.). (2008). Theory and practice of histological techniques. *Elsevier Health Sciences*. 7. Edition, P 333.
- Baran, O., Havitcioglu, H., Tatari, H. and Cecen, B. (2008). The stiffness characteristics of hybrid Ilizarov fixators. *Journal of Biomechanics*, **41**: 2960-2963.
- Baranov, D., Pešek, L. and Šly, J. (2008). Mechanical properties of bones. *Fol. Vet*, **52**: 168-173.
- Baş A. (2012). Farklı teleskopik motor ünite modelleri ile hazırlanmış uzaysal fiksatorlerin ve ilizarov tipi eksternal fiksatorün biyomekanik karşılaştırması. *İstanbul Üniversitesi Tıp Fakültesi Ortopedi ve Travmatoloji Anabilim Dalı*.
- Bastiani, G., Aldegheri, R. and Brivio, L.R. (1984). The treatment of fractures with a dynamic axial fixator. *British Volume The Journal of Bone and Joint Surgery*, **66**: 538–545.

- Baumgaertel, F., Buhl, M. and Rahn, B.A. (1998). Fracture healing in biological plate osteosynthesis. *Injury*, **29**: 3–6.
- Beaupied, H., Lespessailles, E. and Benhamou, C.L. (2007). Evaluation of macrostructural bone biomechanics. *Joint Bone Spine*, **74**: 233-239.
- Behrens, F. (1989). A primer of fixator devices and configurations. *Clin Orthop Relat Res*. **241**: 5-15.
- Behrens, F. and Searls, K. (1986). External fixation of the tibia. Basic concepts and prospective evaluation. *British Volume The Journal of Bone and Joint Surgery*, **68**: 246–254.
- Bilgili, H. (2004). Circular external fixation system of Ilizarov: part V. Fracture treatment by the Ilizarov technique. *Veteriner Cerrahi Dergisi*, **10**: 75–90.
- Bishop, N.E., Van Rhijn, M., Tami, I., Corveleijn, R., Schneider, E. and Ito, K. (2006). Shear does not necessarily inhibit bone healing. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, **443**: 307–314.
- Board, T. N., Yang, L. and Saleh, M. (2007). Why fine-wire fixators work: an analysis of pressure distribution at the wire-bone interface. *Journal of Biomechanics*, **40**: 20–25.
- Bronson, D.G. (1995). Effect of individual components on the mechanical stability of the Ilizarov external fixation device. *Masters thesis, University of Texas Southwestern Medical Center at Dallas*.
- Bronson, D.G., Samchukov, M.L., Birch, J.G., Browne, R.H. and Ashman, R.B. (1998). Stability of external circular fixation: a multi-variable biomechanical analysis. *Clinical Biomechanics*, **13**: 441–448.
- Burny, F., Burny, W., Donkerwolcke, M. and Behrens, M. (2012). Effect of callus development on the deformation of external fixation frames. *International Orthopaedics*, **36**: 2577–2580.
- Caja, V.L., Kim, W., Larsson, S. and Chao, E.Y.S. (1995). Comparison of the mechanical performance of three types of external fixators: linear, circular and hybrid. *Clinical Biomechanics*, **10**: 401–406.

- Catagni, M. (1991). Fractures of the leg (tibia). *Operative Principles of Ilizarov. Baltimore, MD: Williams and Wilkins*, 91-124.
- Moss, D.P. and Tejwani N.C. (2007). Biomechanics of external fixation; a review of the literature. *Bulletin of the NYU Hospital for Joint Diseases*, **65**: 294–299.
- Chevalier, J. and Gremillard, L. (2009). Ceramics for medical applications: a picture for the next 20 years. *Journal of the European Ceramic Society*, **29**: 1245–1255.
- Chondros, T.G., Deligianni, D.D., Milidonis, K.F., Chondrou, I.T. and Margaronis, G.A. (2014). Wire tensioning with integrated load-cell in the Ilizarov orthopedic external fixation system. *Mechanism and Machine Theory*, **79**: 109–123.
- Çinçik, E. (2010). İğneleme yöntemiyle üretilen polyester/viskon karışımli dokusuz yüzey özelliklerinin deneysel ve istatistiksel analizi. *Çukurova Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü, Doktora Tezi*.
- Claes, L.E. and Heigele, C.A. (1999). Magnitudes of local stress and strain along bony surfaces predict the course and type of fracture healing. *Journal of Biomechanics*, **32**: 255–266.
- Claes, L., Augat, P., Suger, G. and Wilke, H.J. (1997). Influence of size and stability of the osteotomy gap on the success of fracture healing. *Journal of Orthopaedic Research* □: *Official Publication of the Orthopaedic Research Society*, **15**: 577–84.
- Claes, L.E. and Cunningham, J.L. (2009). Monitoring the mechanical properties of healing bone. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, **467**: 1964–1971.
- Claes, L., Heitemeyer, U., Krischak, G., Braun, H. and Hierholzer, G. (1999). Fixation technique influences osteogenesis of comminuted fractures. *Clinical orthopaedics and related research*, **365**: 221-229.
- DiDomenico, L.A., Ziran, B.H. and Cane, L.Z. (2012). The Use of External Fixation in the Lower Extremity. *International Advances in Foot and Ankle Surgery*. 439-452.
- Doblaré, M., García, J.M. and Gómez, M.J. (2004). Modelling bone tissue fracture and healing: a review. *Engineering Fracture Mechanics*, **71**: 1809–1840.

- Donaldson, F.E., Pankaj, P. and Simpson, A.H.R.W. (2012). Bone properties affect loosening of half-pin external fixators at the pin-bone interface. *Injury*, **43**: 1764–1770.
- Donaldson, F.E., Pankaj, P. and Simpson, A.H.R.W. (2012). Investigation of factors affecting loosening of Ilizarov ring-wire external fixator systems at the bone-wire interface. *Journal of Orthopaedic Research*, **30**: 726–732.
- Dorozhkin, S.V. (2011). Biocomposites and hybrid biomaterials based on calcium orthophosphates. *Biomatter*, **1**: 3–56.
- Duda, G.N., Kassi, J.P., Hoffmann, J.E., Riedt, R., Khodadadyan, C. and Raschke, M. (2000). Mechanisches Verhalten von Ilizarov-Ringfixateuren. *Der Unfallchirurg*, **103**: 839–845.
- DuQuesnay, D.L., Underhill, P.R. and Britt, H.J. (2003). Fatigue crack growth from corrosion damage in 7075-T6511 aluminium alloy under aircraft loading. *International Journal of Fatigue*, **25**: 371–377.
- Evans, S.L. and Gregson, P.J. (1998). Composite technology in load-bearing orthopaedic implants. *Biomaterials*, **19**: 1329-1342.
- Fleming, B., Paley, D., Kristiansen, T. and Pope, M. (1989). A biomechanical analysis of the Ilizarov external fixator. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, **241**: 95-105.
- Fragomen, A.T. and Rozbruch, S.R. (2007). The mechanics of external fixation. *HSS Journal*, **3**: 13–29.
- Fujihara, K., Huang, Z.M, Ramakrishna, S., Satknanantham, K. And Hamada, H. (2003). Performance study of braided carbon/PEEK composite compression bone plates. *Biomaterials*, **24**: 2661–2667.
- Fujihara, K., Yoshida, E., Nakai, A., Ramakrishna, S. and Hamada, H. (2007). Influence of micro-structures on bending properties of braided laminated composites. *Composites Science and Technology*, **67**: 2191–2198.



- Gasser, B., Boman, B., Wyder, D. and Schneider, E. (1990). Stiffness characteristics of the circular Ilizarov device as opposed to conventional external fixators. *Journal of biomechanical engineering*, **112**: 15-21.
- Gessmann, J., Baecker, H., Jettkant, B., Muhr, G. and Seybold, D. (2011). Direct and indirect loading of the Ilizarov external fixator: the effect on the interfragmentary movements and compressive loads. *Strategies in Trauma and Limb Reconstruction*, **6**: 27–31.
- Gessmann, J., Citak, M., Jettkant, B., Schildhauer, T.A. and Seybold, D. (2011). The influence of a weight-bearing platform on the mechanical behavior of two Ilizarov ring fixators: tensioned wires vs. half-pins. *Journal of Orthopaedic Surgery and Research*, **6**: 61.
- Gessmann, J., Jettkant, B., Königshausen, M., Schildhauer, T.A. and Seybold, D. (2012). Improved wire stiffness with modified connection bolts in Ilizarov external frames: a biomechanical study. *Acta Bioengineering and Biomechanics*, **14**: 15-21.
- Gessmann, J., Jettkant, B., Schildhauer, T.A. and Seybold, D. (2011). Mechanical stress on tensioned wires at direct and indirect loading: a biomechanical study on the Ilizarov external fixator. *Injury*, **42**: 1107–1111.
- Grivas, T.B. and Magnissalis, E.A. (2011). The use of twin-ring Ilizarov external fixator constructs: application and biomechanical proof-of principle with possible clinical indications. *Journal of Orthopaedic Surgery and Research*, **6**: 41.
- Gushue, D.L., Houck, J. and Lerner, A.L. (2005). Rabbit knee joint biomechanics: motion analysis and modeling of forces during hopping. *Journal of Orthopaedic Research*, **23**: 735–742.
- Havıtçioğlu, H., Tiner, M., Aksoy, S. and Karaoğlu, O. (1993). Kırık stabilitesi unilateral eksternal fiksatorle nasıl artırılabilir ve bunun kırık uçlarına olan etkileri nelerdir?. *Acta Orthopaedica et Traumatologica Turcica*, **27**: 110–114.
- Hermawan, H., Ramdan, D. and Djuansjah, J.R.P. (2011). Metals for Biomedical Applications. *Biomedical Engineering, In. Tech*, **17**: 411–430.

- Harry, A., Hogan, H.A., Ruhmann, S.P. and Sampson, H.W. (2000). The mechanical properties of cancellous bone in the proximal tibia of ovariectomized rats. *Journal of Bone and Mineral Research*, **15**: 284-292.
- Huang, H.M., Lee, S.Y., Yeh, C.Y. and Lin, C.T. (2002). Resonance frequency assessment of dental implant stability with various bone qualities: a numerical approach. *Clinical Oral Implants*, **13**: 65-74.
- Hudson, C.C., Lewis, D.D., Cross, A.R., Dunbar, N.J., Horodyski, M., Banks, S.S. and Pozzi, A. (2012). A biomechanical comparison of three hybrid linear-circular external fixator constructs. *Veterinary Surgery*, **41**: 954–965.
- Huiskes, R., Chao, E.Y.S. and Crippen, T.E. (1985). Parametric analyses of pin-bone stresses in external fracture fixation devices. *J Orthop Res*, **3**: 341–349.
- Huo, M.H., Troiano, N.W., Pelker, R.R., Gundberg, C.M., and Friedlaender, G.E. (1991). The influence of ibuprofen on fracture repair: biomechanical, biochemical, histologic, and histomorphometric parameters in rats. *Journal of Orthopaedic Research*, **9**; 383-390.
- Isaksson, H., Wilson, W., van Donkelaar, C.C., Huiskes, R. and Ito, K. (2006). Comparison of biophysical stimuli for mechano-regulation of tissue differentiation during fracture healing. *Journal of Biomechanics*, **39**: 1507–1516.
- Ito, K. and Perren, S.M. (2014). Biology of fracture healing. *AO Principles of Fracture Management*, 1-10.
- Juan, J.A., Prat, J., Vera, P., Hoyos, J.V., Sanchez-Lacuesta, J., Peris, J.L., Dejoz, R. and Alepuz, R. (1992). Biomechanical consequences of callus development in Hoffmann, Wagner, Orthofix and Ilizarov external fixators. *Journal of biomechanics*, **25**: 995-1006.
- Altunatmaz, K. (2004). Kırık iyileşmesinin biyolojisi ve biyolojik osteosentez. *J.Fac.Vet.Med.Istanbul Univ.*, **30**: 141–147.
- Kapelański, W., Topoliński, T., Grajewska, S., Bocian, M. and Jankowiak, H. (2012). Bone strength (ossis tibiae) of native pigs zlotnicka spotted breed and crossbreds of polish large white and polish landrace pigs. *Journal of Central European Agriculture*, **12**: 0-0.

- Kapitler, M., Samec, N. and Kokalj, F. (2012). Operation of waste-to-energy-plant optimisations by using design exploration. *Advances in Production Engineering & Management*, **7**: 101–112.
- Karunratanakul, K., Kerckhofs, G., Lammens, J., Vanlauwe, J., Schrooten, J. and Van Oosterwyck, H. (2013). Validation of a finite element model of a unilateral external fixator in a rabbit tibia defect model. *Medical Engineering & Physics*, **35**: 1037–1043.
- Karunratanakul, K., Schrooten, J. and Van Oosterwyck, H. (2010). Finite element modelling of a unilateral fixator for bone reconstruction: Importance of contact settings. *Medical Engineering & Physics*, **32**: 461–467.
- Kenwright, J., Richardson, J.B., Cunningham, J.L., White, S.H., Goodship, A.E., Adams, M.A., Magnussen, P.A. and Newman, J.H. (1991). Axial movement and tibial fractures. A controlled randomised trial of treatment. *The journal of bone and joint surgery. British volume*, **73**: 654–659.
- Kharazi, A.Z., Fathi, M.H. and Bahmany, F. (2010). Design of a textile composite bone plate using 3D-finite element method. *Materials and Design*, **31**: 1468–1474.
- Khurana, A., Byrne, C., Evans, S., Tanaka, H. and Haraharan, K. (2010). Comparison of transverse wires and half pins in Taylor Spatial Frame: a biomechanical study. *Journal of Orthopaedic Surgery and Research*, **5**: 23.
- Kılıçkap, E. and Hüseyinoğlu, M. (2010). Tepki yüzey modeli ve genetik algoritma kullanılarak AISI 316'nın delinmesinde oluşan çapak yüksekliğinin modellenmesi ve optimizasyonu. *Dicle Üniversitesi Mühendislik Fakültesi Mühendislik Dergisi*, **1**: 71-80.
- Kılıçoğlu, S.S. (2002). Mikroskopik düzeyinde kırık iyileşmesi. *Ankara Üniversitesi Tıp Fakültesi Mecmuası*, **55**: 143–150.
- Kim, H.J., Chang, S.H. and Jung, H.J. (2012). The simulation of tissue differentiation at a fracture gap using a mechano-regulation theory dealing with deviatoric strains in the presence of a composite bone plate. *Composites Part B*, **43**: 978–987.
- Koç, B. and Ertekin, F.K. (2010). Yanıt yüzey yöntemi ve gıda işleme uygulamaları. *Gıda Dergisi*, **35**:

- Korkmaz, M., Öztürk, H., Bulut, O., Ünsaldı, T. and Kaloglu, C. (2005). Ilizarov tipi eksternal fiksatorle belirli sürekli distraksiyonun kırık iyileşmesi üzerine etkisi: Tavşanda deneysel çalışma. *Acta Orthopaedica Traumatologica Turcica*, **39**: 247-257.
- Köm, M. (2001). Köpeklerde deneysel olarak oluşturulan tibia defektlerinin onarımında sirküler eksternal fiksator cihazı kullanımı. *Fırat Üniversitesi Sağlık Bilimleri Müdürlüğü, Doktora Tezi*.
- Kumar, R. and Gupta, A. (2011). Strength of the Joshi External Stabilising System. *Journal of Orthopaedic*, **19**: 72–75.
- Kummer, F.J. (1990). Technical note: Evaluation of new Ilizarov rings. *Bull Hosp Jt Dis*, **50**: 88-90.
- Kummer, F.J. (1992). Biomechanics of the Ilizarov external fixator. *Clin Orthop*, **280**: 11-14.
- La Russa, V., Skallerud, B., Klaksvik, J. and Foss, O.A. (2010). Wire tension versus wire frequency: an experimental Ilizarov frame study. *Journal of Biomechanics*, **43**: 2327–2331.
- La Russa, V., Skallerud, B., Klaksvik, J. and Foss, O.A. (2011). Reduction in wire tension caused by dynamic loading. An experimental Ilizarov frame study. *Journal of Biomechanics*, **44**: 1454–1458.
- Lacroix, D. and Prendergast, P.J. (2002). A mechano-regulation model for tissue differentiation during fracture healing: analysis of gap size and loading. *Journal of Biomechanics*, **35**: 1163–1171.
- Lewandowski, J.J., Varadarajan, R., Smith, B., Tuma, C., Shazly, M. and Vatamanu, L. O. (2008). Tension and fatigue behavior of 316LVM 1× 7 multi-strand cables used as implantable electrodes. *Materials Science and Engineering: A*, **486**: 447-454.
- Lewis, D.D., Bronson, D.G., Samchukov, M.L., Welch, R.D. and Stallings, J.T. (1998). Biomechanics of circular external skeletal fixation. *Veterinary Surgery*, **27**: 454–464.

- Lewis, D.D., Bronson, D.G., Cross, A.R., Welch, R.D. and Kubilis, P.S. (2001). Axial characteristics of circular external skeletal fixator single ring constructs. *Veterinary Surgery*, **30**: 386–394.
- Mackert, G.A., Hirche, C., Harhaus, H., Kotsougiani, D., Hoener, B., Kneser, U. and Harhaus, L. (2014). A novel device for resistance-free biomechanical testing of the metaphysis of long bones. *BMC musculoskeletal disorders*, **15**: 245.
- Malekani, J., Schmutz, B., Gu, Y., Schuetz, M. and Yarlagaadda, P. (2011). Biomaterials in orthopedic bone plates. A review. *Proceedings of the 2nd Annual International Conference on Materials Science, Metal & Manufacturing*, 71–77.
- Marcellin Little, D.J. (1999). Fracture treatment with circular external fixation. *The Veterinary Clinics of North America, Small Animal Practice*, **29**: 1153-70.
- Masson, B. (2009). Emergence of the alumina matrix composite in total hip arthroplasty. *International Orthopaedics*, **33**: 359–363.
- McCoy, M.T., Chao, E.Y., and Kasman, R.A. (1983). Comparison of mechanical performance in four types of external fixators. *Clinical orthopaedics and related research*, **180**: 23-33.
- Miles, A.W. and Gheduzzi, S. (2009). Basic biomechanics and biomaterials. *Surgery (Oxford)*, **27**: 90–95.
- Mitousoudis, A.S., Magnissalis, E.A. and Kourkoulis, S.K. (2010). A biomechanical analysis of the Ilizarov external fixator. *EPJ Web of Conferences*, **6**: 21002.
- Montgomery, D.C. (2001). Design and Analysis of Experiments (5th edition). *John Wiley and Sons Inc.*
- Mutlu, B. and Kurt, M. (2005). Kırık kemik tedavilerinde kullanılan fiksatorlerin mekanik özellikleri ve üç değişik malzemeden yapılmış halka tipi fiksatorlerin mekanik testleri. *Mühendis ve Makina*. 46: 29-38.
- Murphy, W. M. (2008). AO principles of fracture management. Thieme, 2. edition, New York, NY, USA.
- Navarro, M., Michiardi, A., Castaño, O. and Planell, J.A. (2008). Biomaterials in orthopaedics. *Journal of the Royal Society, Interface*, **5**: 1137–1158.

- Nele, U., Maffulli, N. and Pintore, E. (1994). Biomechanics of radiotransparent circular external fixators. *Clinical orthopaedics and related research*, **308**: 68-72.
- Nielsen, J.K., Saltzman, C.L. and Brown, T.D. (2005). Determination of ankle external fixation stiffness by expedited interactive finite element analysis. *Journal of Orthopaedic Research*, **23**: 1321–1328.
- Noordeen, M.H.H., Lavy, C.B.D., Shergill, N.S., Tuite, J.D. and Jackson, A.M. (1995). Cyclical micromovement and fracture healing. *The Journal of Bone and Joint Surgery*, **77**: 645-648.
- Van Oosterwyck, H., Duyck, J., Vander Sloten, J., Van der Perre, G., De Cooman, M., Lievens, S., Puers, R. and Naert, I. (1998). The influence of bone mechanical properties and implant fixation upon bone loading around oral implants. *Clin. Oral Impl. Res.* **9**: 407-418.
- Orbay, G.L., Frankel, V.H. and Kummer, F.J. (1992). The effect of wire configuration on the stability of the Ilizarov external fixator. *Clin Orthop*, **279**: 299-302.
- Orr, T.E., Villars, P.A., Mitchell, S.L., Hsu, H.P. and Spector, M. (2001). Compressive properties of cancellous bone defects in a rabbit model treated with particles of natural bone mineral and synthetic hydroxyapatite. *Biomaterials*, **22**: 1953-1959.
- Osei, N.A, Bradley, B.M., Culpan, P., Mitchell, J.B., Barry, M. and Tanner, K.E. (2006). Relationship between locking-bolt torque and load pre-tension in the Ilizarov frame. *Injury*, **37**: 941–945.
- Ozbek, I., Konduk, B.A., Bindal, C. and Ucisik, A.H. (2002). Characterization of borided AISI 316L stainless steel implant. *Vacuum*, **65**: 521–525.
- Pacheco, R.J. and Saleh, M. (2004). The role of external fixation in trauma. *Trauma*, **6**: 143–160.
- Palatnik, Y. and Rozbruch, S.R. (2011). Femoral reconstruction using external fixation. *Advances in Orthopedics*, **2011**: 1-10.
- Paley, D. (1991). Biomechanics of the ilizarov external fixator, in Bianchi-Maiocchi A. *Milan, Italy, Medi Surgical Vido*, 33-41.

- Paley, D., Fleming, B., Catagni, M., Kristiansen, T. and Pope, M. (1990). Mechanical evaluation of external fixators used in limb lengthening. *Clinical orthopaedics and related research*, **250**: 50-57.
- Parameswaran, A.D., Roberts, C.S., Seligson, D. and Voor, M. (2003). Pin Tract Infection With Contemporary External Fixation: How Much of a Problem? *Journal of Orthopaedic Trauma*, **17**: 503–507.
- Park, J. and Kon Kim, Y. (2000). Metallic Biomaterials, *The Biomedical Engineering Handbook*, CRC Press.
- Peltonen, J.I., Kahri, A.I., Lindberg, L.A., Heikkilä, P.S., Karaharju, E.O., and Aalto, K.A. (1992). Bone formation after distraction osteotomy of the radius in sheep. *Acta Orthopaedica*, **63**: 599-603.
- Pérez, M.A, Moreo, P., García-Aznar, J.M. and Doblaré, M. (2008). Computational simulation of dental implant osseointegration through resonance frequency analysis. *Journal of Biomechanics*, **41**: 316–325.
- Podolsky, A. and Chao, E.Y.S. (1990). Biomechanical performance of Ilizarov external fixators. *Trans Orthop Res SOC*, **15**: 416.
- Podolsky, A. and Chao E.Y.S. (1993). Mechanical performance of ilizarov circular external fixators in comparison with other external fixators. *Clin Orthop*, **293**: 61-70.
- Pontarelli, W. (1982). External Fixation of Tibial Fractures. *The Iowa Orthopaedic Journal*, **2**: 80–88.
- Reina-Romo, E., Gómez-Benito, M.J., Domínguez, J., Niemeyer, F., Wehner, T., Simon, U. and Claes, L.E. (2011). Effect of the fixator stiffness on the young regenerate bone after bone transport: computational approach. *Journal of Biomechanics*, **44**: 917–923.
- Renard, A.J.S., Schutte, B.G., Verdonshot, N. and Van Kampen, A. (2005). The Ilizarov external fixator: what remains of the wire pretension after dynamic loading?. *Clinical Biomechanics*, **20**: 1126–1130.

- Rezwan, K., Chen, Q.Z., Blaker, J.J. and Boccaccini, A.R. (2006). Biodegradable and bioactive porous polymer/inorganic composite scaffolds for bone tissue engineering. *Biomaterials*, **27**: 3413–3431.
- Rodríguez, B., Romero, A., Soto, O. and De Varona, O. (2013). Biomaterials for orthopedics. *Applications of Engineering Mechanics in Medicine*, 1-26.
- Sankaran, K.K., Perez, R. and Jata, K.V. (2001). Effects of pitting corrosion on the fatigue behavior of aluminum alloy 7075-T6: modeling and experimental studies. *Materials Science and Engineering*, **297**: 223–229.
- Sarpel, Y., Gulsen, M., Togrul, E., Capa, M. and Herdem, M. (2005). Comparison of Mechanical Performance Among Different Frame Configurations of the Ilizarov External Fixator: Experimental Study. *The Journal of Trauma*, **58**: 546–552.
- Schell, H., Epari, D.R., Kassi, J.P., Bragulla, H., Bail, H.J. and Duda, G.N. (2005). The course of bone healing is influenced by the initial shear fixation stability. *Journal of Orthopaedic Research*, **23**: 1022–1028.
- Sharir, A., Barak, M. M. and Shahar, R. (2008). Whole bone mechanics and mechanical testing. *The Veterinary Journal*, **177**: 8-17.
- Shikinami, Y. and Okuno, M. (1999). Bioresorbable devices made of forged composites of hydroxyapatite ( HA ) particles and poly- L -lactide ( PLLA ): Part I . Basic characteristics. *Biomaterials*, **20**: 859–877.
- Singh, G.R., Aithal, H.P., Saxena, R.K., Kinjavdekar, P., Amarpal, Hoque, M., Maiti, S.K., Pawde, A.M. and Joshi, H.C. (2007). In vitro biomechanical properties of linear, circular, and hybrid external skeletal fixation devices for use in large ruminants. *Veterinary Surgery*, **36**: 80–87.
- Solomin, L. (2008). The Basic Principles of External Skeletal Fixation Using the Ilizarov Device. *Milan: Springer*, 12-22.
- Son, D.S. and Chang, S.H. (2013). The simulation of bone healing process of fractured tibia applied with composite bone plates according to the diaphyseal oblique angle and plate modulus. *Composites: Part B*, **45**: 1325–1335.



- Son, D.S., Mehboob, H. and Chang, S.H. (2014). Simulation of the bone healing process of fractured long bones applied with a composite bone plate with consideration of the blood vessel growth. *Composites: Part B*, **58**: 443–450.
- Staiger, M.P., Pietak, A.M., Huadmai, J. and Dias, G. (2006). Magnesium and its alloys as orthopedic biomaterials: a review. *Biomaterials*, **27**: 1728–1734.
- Sternick, M.B., Dallacosta, D., Bento, D.A. and Do Reis, M.L. (2012). Relationship between rigidity of external fixator and number of pins: computer analysis using finite elements. *Revista Brasileira de Ortopedia*, **47**: 646–650.
- Szweda, J. and Poruba, Z. (2010). Thermal Properties Improving of the Electromotor Frame. *Journal of Solid Mechanics and Materials Engineering*, **4**: 685–691.
- Terjesen, T. and Benum, P. (1983). Stress-Protection After External Fixation on the Intact Rabbit Tibia. *Acta Orthopaedica*, **54**: 648–654.
- Terjesen, T. and Johnson, E. (1986). Effects of fixation stiffness on fracture healing. External fixation of tibial osteotomy in the rabbit. *Acta Orthopaedica Scandinavica*, **57**: 146–148.
- Togrul, E., Golsen, M., Sarpel, Y., Ozkan, C., Capa, M., and Herdem, M. (2007). Mechanical performance of hybrid Ilizarov frames containing full-threaded Schanz screws. *Orthopedics*, **30**: 304–307.
- Tosborvorn, S., Cheechareon, S., Ruttanuchun, K., Sirivedin, S. and Rhienumporn, C. (2006). Mechanical evaluation of aluminum alloy ring fixator. *Journal Medical Association Of Thailand*, **89**: 1896–1901.
- Toumanidou, T., Spyrou, L.A. and Aravas, N. (2011). A finite element model of the Ilizarov fixator system. *In Biomedical Engineering, 10th International Workshop on IEEE*, 1-4.
- Vondrova, J., Lukes, J., Sedlacek, R., Suchy, T. and Ruzicka, P. (2010). Comparative study of macro vs. micro test of osteoporotic rat bones. *Bulletin of Applied Mechanics*, **5**: 93-95.
- Wolf, S., Janousek, A., Pfeil, J., Veith, W., Haas, F., Duda, G. and Claesa, L. (1998). The effects of external mechanical stimulation on the healing of diaphyseal

- osteotomies fixed by flexible external fixation. *Clinical Biomechanics*, **13**: 359–364.
- Wu, J.J., Shyr, H.S., Chao, E.Y.S. and Kelly, P.J. (1984). Comparison of osteotomy healing under external fixation devices with different stiffness characteristics. *The Journal of Bone and Joint Surgery. American Volume*, **66**: 1258–1264.
- Yamaji, T., Ando, K., Wolf, S., Augat, P. and Claes, L. (2001). The effect of micromovement on callus formation. *Journal of Orthopaedic Science*, **6**: 571–575.
- Yang, L., Nayagam, S. and Saleh, M. (2003). Stiffness characteristics and inter-fragmentary displacements with different hybrid external fixators. *Clinical Biomechanics*, **18**: 166–172.
- Yarlagadda, P.K.D.V., Chandrasekharan, M. and Shyan, J.Y.M. (2005). Recent advances and current developments in tissue scaffolding. *Bio-Medical Materials and Engineering*, **15**: 159–177.
- Yavuz, Ü. (2012). Köpek ve kedilerde ekstremite uzun kemik kırıklarının dinamik kompresyon plağı ve akrilik eksternal fiksator ile sağaltımlarının klinik ve radyografik yöntemlerle karşılaştırılması. *Erciyes Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Veteriner Cerrahi Anabilim Dalı*.
- Yılmaz, C. (2005). Yüksek cerrahi riski bulunan intertrokanterik femur kırıklı hastalarda eksternal fiksator uygulaması ve sonuçlarımız. *Şişli Etfal Eğitim ve Araştırma Hastanesi Ortopedi ve Travmatoloji Kliniği*.
- Yılmaz, E., Belhan, O., Karakurt, L., Arslan, N. and Serin, E. (2003). Mechanical performance of hybrid Ilizarov external fixator in comparison with Ilizarov circular external fixator. *Clinical Biomechanics*, **18**: 518–522.
- Zamani, A.R. and Oyadiji, S.O. (2009). Analytical modelling of Kirschner wires in Ilizarov circular external fixator as pretensioned slender beams. *Journal of the Royal Society, Interface / the Royal Society*, **6**: 243–256.
- Zamani, A.R. and Oyadiji, S.O. (2010). Theoretical and Finite Element Modeling of Fine Kirschner Wires in Ilizarov External Fixator. *Journal of Medical Devices*, **4**: 031001.

- Zhang, G. (2004). Geometric and material nonlinearity in tensioned wires of an external fixator. *Clinical Biomechanics*, **19**: 513–518.
- Zhang, Y. and Olutunde Oyadiji, S. (2013). Analysis of the Effect of Ring Stiffness on the Mechanical Performance of a Two-Ring Ilizarov Fixator. *Journal of Medical Devices*, **8**: 011001.

## ÖZGEÇMİŞ

Adı Soyadı : Özgür VERİM  
Doğum Yeri ve Tarihi : ERZURUM-NARMAN-18.09.1980  
Yabancı Dili : UDS 63.75 – ALMANCA, İNGLİZCE  
İletişim (Telefon/e-posta) : 0505 832 66 01 / ozgurverim@aku.edu.tr

### Eğitim Durumu (Kurum ve Yıl)

Lise : Buca Teknik Lisesi - İzmir - (1994-1998)  
Lisans : Gazi Üniv. T.E.F. Döküm Öğretmenliği.  
(1998 - 2000-2 Yıl)  
Afyon Kocatepe Üniv. Mak. Res. ve Konst. Öğrt.  
(2001 - 2005)  
Yüksek Lisans : Afyon Kocatepe Üniv. Makine Eğitim Bölümü  
(2005-2008)

Çalıştığı Kurum/Kurumlar ve Yıl : DMS Mak. San.-İzmir-Çamdibi (1994-1998)  
Dirinler Mak. San.-İzmir-Çiğli (1998-2001)  
Gır Gır Madeni Eşya San.-İzmir (2001-2005)  
Afyon Kocatepe Üniv. (2001- Devam Ediyor)

Yayımları (SCI ve diğer) :

### SCI

- 1) Er, M. S., Altinel, L., Eroglu, M., Verim, O., Demir, T., and Atmaca, H. (2014). Suture anchor fixation strength with or without augmentation in osteopenic and severely osteoporotic bones in rotator cuff repair: a biomechanical study on polyurethane foam model. *Journal of Orthopaedic Surgery and Research*, 9, 48.
- 2) Verim, O., Er, M. S., Altinel, L., and Tasgetiren, S. (2014). Biomechanical evaluation of syndesmotomic screw position: a finite-element analysis. *Journal of Orthopaedic Trauma*, 28(4), 210-215.

- 3) Er, M. S., Eroglu, M., Verim, O., and Altinel, L. (2013). Finite element analysis of the pelvis after modular hemipelvic endoprosthesis reconstruction. *International Orthopaedics*, **37**: 2097-2098.
- 4) Verim, Ö., Taşgetiren, S., Er, M. S., Timur, M., and Yuran, A. F. (2013). Anatomical comparison and evaluation of human proximal femurs modeling via different devices and FEM analysis. *The International Journal of Medical Robotics and Computer Assisted Surgery*, **9**: 19-24.
- 5) Er, M. S., Verim, O., Altinel, L., and Tasgetiren, S. (2013). Three-dimensional finite element analysis used to compare six different methods of syndesmosis fixation with 3.5-or 4.5-mm titanium screws: a biomechanical study. *Journal of the American Podiatric Medical Association*, **103**: 174-180.
- 6) Verim, O., Tasgetiren, S., Er, M. S., Ozdemir, V., and Yuran, A. F. (2013). Anatomical evaluation and stress distribution of intact canine femur. *The International Journal of Medical Robotics and Computer Assisted Surgery*, **9**: 103-108.
- 7) Unlu, E., Unlu, B. S., Turamanlar, O., Acay, M. B., Kacar, E., Yıldız, Y., Verim, O., and Yucel, A. (2014). Alterations in pituitary gland volume in polycystic ovary syndrome: a structural magnetic resonance imaging study. *Clinical imaging*. (In Press)
- 8) Er, M. S., Verim, O., Eroglu, M., Altinel, L., Gokce, B., and Tasgetiren, S. (2015). Biomechanical Evaluation of Syndesmotic Screw Design via Finite Element Analysis and Taguchi's Method. *Journal of the American Podiatric Medical Association*. (In Press).

## DİĞER

- 1) Bir Mermer Üretim Fabrikasında Üretim Akışının Aksayan Kısmının Simülasyonu, *UMES 2007 Ulusal Teknik Eğitim, Mühendislik ve Eğitimi*, 2007. (Gayretli B., Eleren A., Dursun M., ile birlikte)
- 2) Esnek Üretim Sistemine Bir Kalite Kontrol Ünitesinin Eklenmesi, *Makine Teknolojileri Elektronik Dergisi*, 6, 41-53, 2009 (Taşgetiren S., ile birlikte)

- 3) Bilgisayar Destekli Organ Mühendisliği Temel Yaklaşımları, *Bioteknoloji Elektronik Dergisi*, 1, 27-34, 2010 (Süleyman TAŞGETİREN, Mustafa ÖKSÜZ, ile birlikte)
- 4) Farklı Medikal Cihazlar ile Modellenmiş İnsan Proximal Femurların Karşılaştırılması ve FEM Analizleri, *6 th International Advanced Technologies Sympos*, 16-18 May 2011.
- 5) İnsan Tibia ve Fibula Kemiklerinin 3D Modeli ve Statik Sonlu Elemanlar Analizi, *6 th International Advanced Technologies Sympos*, 16-18 May 2011. (Taşgetiren S., Songur A., Akçer S., ile birlikte)

Diğer konular

## EKLER



T.C.  
AFYON KOCATEPE ÜNİVERSİTESİ  
Hayvan Deneyleri Yerel Etik Kurulu  
(AKUHADYEK)

Sayı: 49533702/ **345**  
Konu: AKUHADYEK-242-13-Referans nolu araştırma

Tarih : 13/06/2013

Prof. Dr. Süleyman TAŞGETİREN  
A.K. Ü. Teknik Eğitim Fakültesi Biyomedikal Mühendislik  
Afyonkarahisar

Üniversitemiz Hayvan Deneyleri Yerel Etik Kurulu'na sunmuş olduğunuz "Yeni Tasarlanan Sirküler Eksternal Fiksator (SEF) Kompresyon Cihazının Tavşan Tibia Kırık İyileşmesi Üzerine Etkileri" isimli araştırma projesi AKUHADYEK yönetmeliğine ve evrensel etik ilkelere uyumlu olduğuna karar verilmiş ve **onaylanmıştır.**

Görevi	Adı	İmza	Görevi	Adı	İmza
Başkan	Prof. Dr. Yahya KUYUCUOĞLU		Üye	Doç. Dr. Bülent ELİTOK	
Üye	Prof. Dr. Hatice ÇİÇEK		Üye	Vet. Hekim Engin GÖKSEL	
Üye	Doç. Dr. Z. Kadir SARITAŞ		Üye	(sivil toplum kuruluş üyesi) Halil KARGA	
Üye	Doç. Dr. Reha DEMİREL		Üye	(Halk üyesi) Yunus DOLU	