

TOBB EKONOMİ VE TEKNOLOJİ ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**FEMUR KIRIKLARININ İNTRAMEDÜLLER ÇİVİLEMESİNDE
EKSTERNAL FİKSATÖR İLE HİBRİT SABİTLEMENİN BİYOMEKANİK
OLARAK İNCELENMESİ**

YÜKSEK LİSANS TEZİ

Alper YETİŞ

Tez Danışmanı: Prof. Dr. Teyfik DEMİR

Makine Mühendisliği Anabilim Dalı

AĞUSTOS 2019

Fen Bilimleri Enstitüsü Onayı

.....
Prof. Dr. Osman EROĞUL
Müdür

Bu tezin Yüksek Lisans derecesinin tüm gereksinimlerini sağladığımı onaylarım.

.....
Doç. Dr. Murat Kadri AKTAŞ
Anabilimdalı Başkanı

TOBB ETÜ, Fen Bilimleri Enstitüsü'nün 151511053 numaralı Yüksek Lisans Öğrencisi **Alper Yetiş**'in ilgili yönetmeliklerin belirlediği gerekli tüm şartları yerine getirdikten sonra hazırladığı "**FEMUR KIRIKLARININ İNTRAMEDÜLLER ÇİVİLEMESİNDE EKSTERNAL FİKSATÖR İLE HİBRİT SABİTLEMENİN BİYOMEKANİK OLARAK İNCELENMESİ**" başlıklı tezi **27.08.2019** tarihinde aşağıda imzaları olan jüri tarafından kabul edilmiştir.

Tez Danışmanı : **Prof. Dr. Teyfik DEMİR**
TOBB Ekonomi ve Teknoloji Üniversitesi

Jüri Üyeleri : **Prof. Dr. Yusuf USTA (Başkan)**
Gazi Üniversitesi

Doç. Dr. Tolga TOLUNAY
Gazi Üniversitesi

TEZ BİLDİRİMİ

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

Alper YETİŞ

ÖZET

Yüksek Lisans Tezi

FEMUR KIRIKLARININ İNTRAMEDÜLLER ÇİVİLEMESİNDE EKSTERNAL FİKSATÖR İLE HİBRİT SABİTLEMENİN BİYOMEKANİK OLARAK İNCELENMESİ

Alper Yetiş

TOBB Ekonomi ve Teknoloji Üniversitesi
Fen Bilimleri Enstitüsü
Makine Mühendisliği Anabilim Dalı

Danışman: Prof. Dr. Teyfik Demir

Tarih: Ağustos 2019

Femur kemiği vücuttaki en uzun ve güçlü kemiktir. Femurun şaft kırıkları da sıkça karşılaşılan ve tedavi edilmesi gerek kırık tipleridir. Femur şaft kırıklarında tedavi yöntemi olarak intramedüller çivileme ve eksternal fiksasyon yöntemleri kullanılır. İntramedüller çivileme tekniğinde çivi femur kırık hattından geçerek femur kanalına yerleştirilir ve femurun distal ve proksimal uçlarından sabitlenir. İntramedüller çivileme yöntemi stabilitesi yüksek bir yöntemdir fakat distal uçta kemik ve çivinin bağlantısı operasyonu zorlaştırmaktadır. Eksternal fiksasyon yönteminde bir metal çubuk femur şaftının distal ve proksimal kısımlarından derinin dışından vidalar sayesinde femura sabitlenir. Eksternal fiksasyon yöntemi uygulanış olarak avantajlı bir yöntemdir fakat hizalama performansı intramedüller çivileme tekniğine göre düşüktür. Diğer bir yandan da intramedüller çivileme tekniğinin rotasyonel performansı düşüktür. Bu çalışmada iki tekniğin dezavantajlarını azaltacak iki tekniğin bir arada kullanıldığı hibrit bir teknik geliştirmesi amaçlanmıştır. Geliştirilen hibrit teknikte intramedüller çivi kırık hattından geçerek femur kanalına yerleştirilir ve

eksternal fiksator ile proksimal uca kemiğe sabitlenir. Distal uca intramedüller çivi serbest bırakılır, eksternal fiksator vidalar ile kemiğe sabitlenir. Çalışmada bilgisayarlı tomografi ile elde edilmiş femur modeli kullanılmıştır. İntramedüller çivileme, eksternal fiksasyon ve hibrit teknik modelleri CAD programında modellenmiştir. Bu modeller kullanılarak tedavi yöntemlerinin üç boyutlu modelleri oluşturulmuş ve modellere statik aksel basma testi ve statik burma testleri uygulanarak sonlu eleman analizleri yapılmıştır. Çıkan sonuçlarda modellerde meydana gelen deformasyon incelenmiş ve geliştirilen hibrit tekniğin diğer iki yöntemden daha stabil olduğu sonucuna varılmıştır.

Anahtar Kelimeler: Femur, Femur kırıkları, Fiksasyon teknikleri, Eksternal fiksasyon, İntramedüller çivileme



ABSTRACT

Master of Science

THE BIOMECHANICAL STUDY OF HYBRID STABILIZATION WITH EXTERNAL FIXATOR AT FEMUR FRACTURES' INTRAMEDULLAR NAILING

Alper Yetiş

TOBB University of Economics and Technology
Institute of Applied Sciences
Mechanical Engineering Science Programme

Supervisor: Prof. Dr. Teyfik Demir

Date: August 2019

The femur bone is the strongest and longest bone in human body. Femoral shaft fractures are one of the most widespread injuries which need treating. There are two types of treatment techniques applied for the femur shaft fractures. The first technique is intramedullary nailing technique. With this technique, intramedullary nail is placed into the femur's marrow canal. Then it is screwed to the femur's proximal and distal ends. The second technique is external fixation technique. In this technique, a metal bar which is fixed to the femur with screws is placed outside the skin. These techniques have some drawbacks such as rotational and alignment instability. This study aims to decrease the disadvantages of these techniques, and to generate a new hybrid technique by using them. In this hybrid technique, the intramedullary nail inserted to the marrow canal and the external fixator are fixed to the proximal end of the femur via screws. At the femur's distal end, external fixator is attached to the femur, whereas the distal end of the intramedullary nail is free. In this study, a CT (computed tomography) scanned femur model was used. Intramedullary nailing, external fixation and hybrid techniques models were developed in Solidworks software. These models' finite element analyses

were carried out in ANSYS software. Axial compression and torsion tests were applied to models. Stress distribution and total deformation on the femur and treatment materials were investigated. In conclusion, hybrid technique's rotational and alignment stability was found to be more stable than the other techniques.

Keywords: Femur, Fractures, Fixation techniques, External fixation, Intramedullary nailing



TEŞEKKÜR

Tez çalıőmam ve asistanlığım boyunca desteğini esirgemeyen ve değerli yardım ve katkılarıyla beni yönlendiren kıymetli hocam Prof. Dr. Teyfik Demir'e,

Yüksek lisans eđitimim boyunca bana burs sağlayan TOBB Ekonomi ve Teknoloji Ünivesitesi'ne,

Lisans ve lisansüstü eğitimim boyunca yanımda olan, destek ve hoşgörülerini eksik etmeyen değerli dostlarım Kübra Asena Geliőli, Burak Cenik ve Tacettin Utku Süer'e,

Dostluklarıyla yanımdan eksik olmayan Erol Tekmanlı ve Mert Ölmez'e,

Her zaman yanımda olan ve tez sürecimde yardımlarıyla beni yalnız bırakmayan, bana sevgisini veren Buket Tandođan'a,

Ve son olarak hayatımın her alanında verdikleri sonsuz destek ve sevgiyle beni her zaman motive eden, eğitim sürecimde maddi ve manevi desteklerini hiçbir zaman esirgemeyen annem Gülsima Yetiş, babam Ali Yetiş ve sevgili kardeőim Aylin Yetiş'e teşekkür ederim.

İÇİNDEKİLER

Sayfa

ÖZET	iv
ABSTRACT	vi
TEŞEKKÜR	viii
İÇİNDEKİLER	ix
ŞEKİL LİSTESİ	xi
ÇİZELGE LİSTESİ	xii
1. GİRİŞ	1
1.1 Femur.....	1
1.2 Femur shaft kırıkları.....	5
1.3 Tedavi yöntemleri.....	8
1.4 İntramedüler çivileme.....	9
1.5 Eksternal fiksasyon.....	12
1.6 Tezin amacı ve kapsamı	15
2. YÖNTEM	17
2.1 Femur modelinin oluşturulması.....	17
2.2 Sonlu elemanlar modelinin oluşturulması	18
2.3 Test modellerinin oluşturulması.....	21
2.3.1 Bağlantıların belirlenmesi.....	22
2.3.2 Ağ yapısının oluşturulması	23
2.3.3 Sınır koşullarının belirlenmesi.....	24
3. SONUÇLAR	27
3.1 Statik aksenal basma testi sonuçları	27
3.2 Statik burma testi sonuçları	33
4. DEĞERLENDİRME	39
4.1 Statik aksenal basma analiz sonuçlarının değerlendirilmesi	39
4.2 Statik burma analiz sonuçlarının değerlendirilmesi	41
5. SONUÇLAR	43
6. GELECEK ÇALIŞMALAR	45
KAYNAKLAR	47
ÖZGEÇMİŞ	51

ŞEKİL LİSTESİ

Sayfa

Şekil 1.1: Femur başı.....	1
Şekil 1.2: Femur kemiğinin yapısı	3
Şekil 1.3: Trabeküler kemik yapısı	3
Şekil 1.4: Femur gerilim – gerinim grafiği	4
Şekil 1.5: Farklı yönlerde çekme kuvvetinin femur üzerindeki etkisi	5
Şekil 1.6: Kuvvet tipleri	6
Şekil 1.7: Femoral şaft kırık tipleri	6
Şekil 1.8: AO/OTA kırık sınıflandırması.....	7
Şekil 1.9: Winquist – Hansen kırık sınıflandırması	8
Şekil 1.10: İntramedüller çivileme tekniği.....	9
Şekil 1.11: Kilitli, statik, dinamik kilitlemeye sahip intramedüller çiviler.....	10
Şekil 1.12: Eksternal fiksator	12
Şekil 1.13: Eksternal fiksasyon yönteminde stabilite arttırıcı çözümler.....	13
Şekil 1.14: İlizarov fiksatorü.....	14
Şekil 1.15: Geliştirilen tekniğin gösterimi	15
Şekil 2.1: Bilgisayarlı tomografi tekniği ile femur modeli çıkarılması	17
Şekil 2.2: Dügüm noktaları ve sınır koşulu.....	18
Şekil 2.3: Dügüm noktaları ile elemanlarına ayrılmış bir model	18
Şekil 2.4: Sonlu elemanlar metodu çözümü.....	19
Şekil 2.5: Analiz modelinde kortikal kemik olarak belirlenen kısımlar	19
Şekil 2.6: Analiz modelinde trabeküler kemik olarak belirlenen kısımlar.....	19
Şekil 2.7: Kırık hattı bulunmayan model	20
Şekil 2.8: Kırık hattı bulunan model	20
Şekil 2.9: Oluşturulan modeller; (a) sağlam femur modeli intramedüller çivileme, (b) sağlam femur modeli eksternal fiksasyon, (c) sağlam femur modeli hibrit fiksasyon, (d) kırık femur modeli intramedüller çivileme, (e) kırık femur modeli eksternal fiksasyon, (f) kırık femur modeli hibrit fiksasyon. ...	21
Şekil 2.10: Ağ Yapısı, (a) Tetrahedral ağ yapısı, (b) Hezagon ağ yapısı.....	23
Şekil 2.11: Eksenel basma testi gösterimi.....	24
Şekil 2.12: Eksenel basma testi sınır koşulları.....	25
Şekil 2.13: Burma testi sınır koşulları.....	26
Şekil 3.1: Eksenel basma testi sonrası ölçülecek değerler	27
Şekil 3.2: Basma testi sonrası kırık hattındaki daralma	28
Şekil 3.3: Anatomik açıdaki değişimi hesaplama yöntemi	29
Şekil 3.4: Kırık hattı olmayan eksternal fiksasyon tekniğinin eksenel basma analizi	30
Şekil 3.5: Kırık hattı olmayan intramedüller çivileme tekniğinin eksenel basma analizi	30
Şekil 3.6: Kırık hattı olmayan hibrit tekniğinin eksenel basma analizi	31
Şekil 3.7: Kırık hattı bulunan eksternal fiksasyon tekniğinin eksenel basma analizi 32	

Şekil 3.8: Kırık hattı bulunan intramedüller çivileme tekniğinin aksenal basma analizi	32
Şekil 3.9: Kırık hattı bulunan hibrit tekniğinin aksenal basma analizi	33
Şekil 3.10: Kırık hattı olmayan eksternal fiksasyon tekniğinin statik burma analizi ..	34
Şekil 3.11: Kırık hattı olmayan hibrit fiksasyon tekniğinin statik burma analizi	34
Şekil 3.12: Kırık hattı olmayan intramedüller çivileme tekniğinin statik burma analizi	35
Şekil 3.13: Kırık hattı bulunan eksternal fiksasyon tekniğinin statik burma analizi ...	36
Şekil 3.14: Kırık hattı bulunan intramedüller çivileme tekniğinin statik burma analizi	36
Şekil 3.15: Kırık hattı bulunan hibrit fiksasyon tekniğinin statik burma analizi	37



ÇİZELGE LİSTESİ

Sayfa

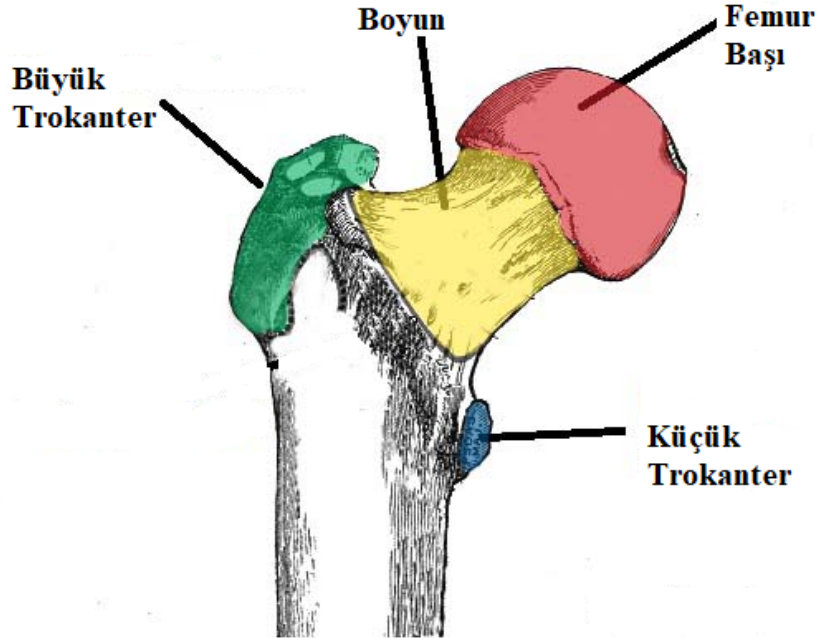
Çizelge 1.1: Femur kemiğinin mekanik özellikler	4
Çizelge 2.1: Analizlerde kullanılan femur mekanik özellikleri	20
Çizelge 2.2: Bağlantı tipleri	22
Çizelge 2.3: Modellerde kullanılan bağlantı tipleri.....	23
Çizelge 3.1: Kırık hattı bulunmayan modeller için aksenal basma testi sonuçları	31
Çizelge 3.2: Kırık hattı bulunan modeller için aksenal basma testi sonuçları	33
Çizelge 3.3: Kırık hattı bulunmayan modeller için statik burma testi sonuçları.....	35
Çizelge 3.4: Kırık hattı bulunan modeller için statik burma testi sonuçları.....	37

1. GİRİŞ

1.1 Femur

Femur kalça eklemi ile diz eklemi arasında bulunan, vücuttaki en uzun, ağır ve güçlü kemiktir. Ayakta dururken, yürürken ve koşarken vücudun ağırlığını destekler [1]. Yaklaşık olarak insan boyunun %26'sı kadardır [2]. Proksimal, shaft ve distal olmak üzere üç bölgeye ayrılır. Proksimal kısım baş, boyun ve iki adet trokanter içermektedir.

Femur başı yarım küreden daha büyük bir yapıdadır ve küresel mafsalsel şeklindeki kalça eklemi için konveks kısmıdır [3]. İliumun acetabulum kısmı femur başının yaklaşık olarak %60-70'ini sarar ve bu da kalça eklemine yüksek hareket aralığı sağlar [4]. Bergmann [5] yaptığı araştırmada femur başının anterior ve medial kısmının günlük aktivitelerde en fazla yük taşıyan bölgeleri olduğunu göstermiştir. Femur başı aşağıda Şekil 1.1'de gösterilmiştir.



Şekil 1.1: Femur başı [6].

Femurun baş kısmı şafta femur boynu ile bağlanır. Şaft ile boyun arasındaki açı genellikle 125° derecedir. Bu açı kalça ekleminin hareket serbestliğini belirler ve açı 120'nin altındaysa coxa vara, 130'nin üzerindeyse coxa valga deformiteleri görülür [3-4].

Trokanterler kasların kemiğe bağlanmasını sağlayan çıkıntılardır, femurda büyük ve küçük olmak üzere iki adet trokanter vardır. Büyük trokanter femurun proksimal lateral kısmında bulunur. Büyük trokante piriformis, obturator internus ve eksternus, gemelli ve gluteus medius ve minimus kasları bağlanır. Küçük trokanter femurun proksimal medial kısmında bulunur. Buraya psoas majör ve iliacus kasları bağlanır.

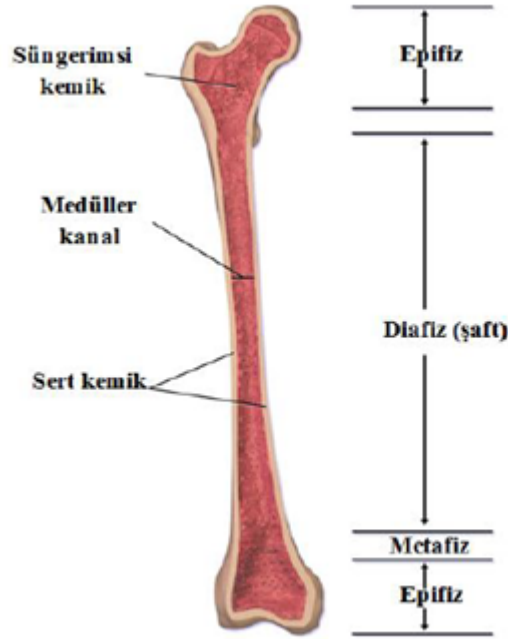
Femurun şaft kısmı, yaklaşık olarak silindirik forma sahip olan ve femurun proksimal ile distal kısmı arasında kalan uzun bölgedir. Hafif arklı bir yapıdadır bu yüzden anteriordan convex, posteriordan konkav görünümündedir [7]. Superior ve inferior uçlarda geniş orta kısımda ise dar bir yapıdadır. Femur şaftının posterior kısmı boyunca linear aspera adında bir çıkıntı vardır. Linear asperanın görevi yürüme ve koşma esnasında femurun stabilizasyonunu ve bazı kasların femura tutunumunu sağlamaktır.

Femurun distal ucu, proksimal ucundan daha büyüktür ve medial ve lateral kondillerden oluşmaktadır [8]. Kondiller tibia ve patella ile hareket yüzeyi sağlayarak diz eklemine oluşturmaktadır.

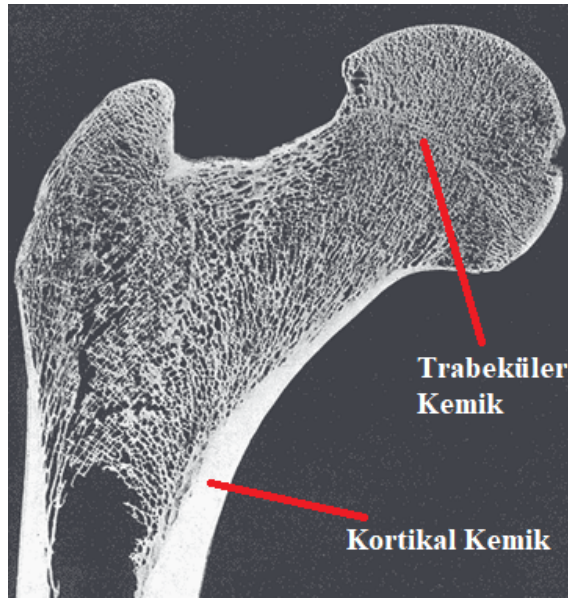
Femur tüm bölgelerinde aynı mekanik özelliklere sahip değildir. Proksimal ve distal uçlarda daha gözenekli yapıda, şaft kısmında ise daha katı yapıdadır. Bu gözenekli ve daha katı yapı bu bölgelerde femurun farklı mekanik özelliklere sahip olmasını sağlamaktadır. Gözenekli yapıda olan kemiğe trabeküler, katı olan kısma ise kortikal kemik denmektedir. Femurun proksimal ve distal uçları epifiz, şaft kısmı diafiz olarak adlandırılmaktadır. Epifiz ve diafiz bölgeleri arasındaki bölge de metafiz bölgesi olarak adlandırılır [9]. Metafiz bölgesinde kemiğin boyuna büyümesini sağlayan epifizyal plak bulunmaktadır. Bu bölümler Şekil 1.2 ve Şekil 1.3'te gösterilmiştir.

Şekil 1.2 ve Şekil 1.3'te görüldüğü gibi femurun proksimal ve distal uçları gözenekli, şaft kısmı ve kabuk kısımları daha katı yapıdadır. Kemiğin gözenekli kısmı yani trabeküler kemik kortikal kısma göre daha esnek ve yumuşak bir yapıdadır. Çizelge 1.1'de görüldüğü gibi kortikal kemiğin basma yönündeki elastisite katsayısı trabeküler

kısmın elastisite katsayısının yaklaşık üç katıdır, bu da iki kemik tipi arasındaki mekanik özellik farkını göstermektedir.



Şekil 1.2: Femur kemiğinin yapısı [9].



Şekil 1.3: Trabeküler kemik yapısı [10].

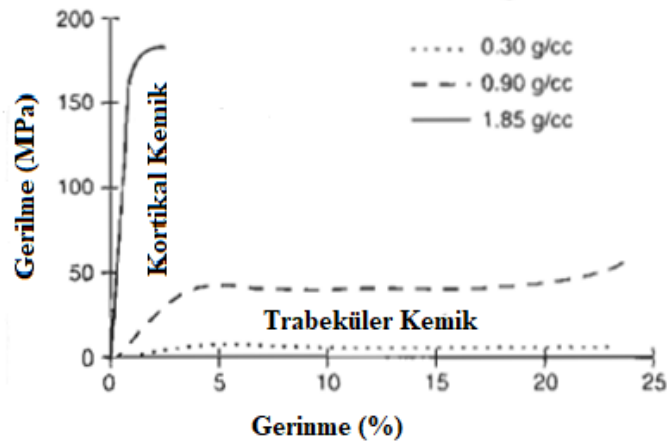
Femur ortotropik özellik gösteren bir yapıdır. Ortotropik malzemeler her yönde ayrı mekanik özellik göstermektedirler. Zakiuddin [11]'in yaptığı çalışmaya göre femurun

kortikal ve trabeküler kısımlarının mekanik özellikleri aşağıda Çizelge 1.1’de verilmiştir. Ayrıca kemiğin farklı yönlerdeki yüklemelerde gösterdiği gerilme-gerinim davranışı da Şekil 1.5’te gösterilmiştir. Bu şekilde kemiğin en yüksek dayanımı basma yönünde en düşük dayanımı ise kesme yönünde gösterdiği görülmektedir.

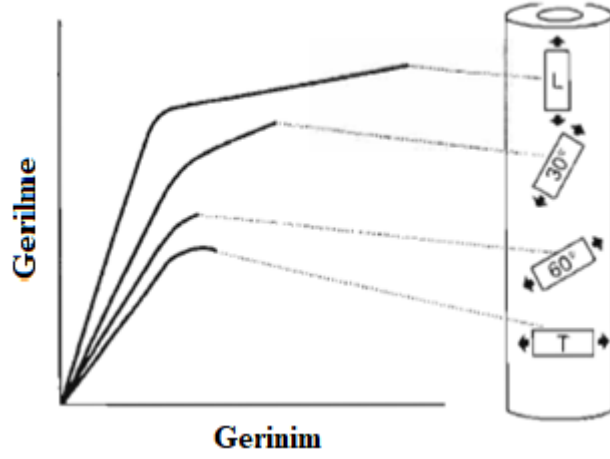
Çizelge 1.1: Femur kemiğinin mekanik özellikleri [11].

İmplant Tipi	Kortikal Kemik	Trabeküler Kemik
Elastikiyet Modülü (MPa)	$E_x = 6982.9$ $E_y = 6982.9$ $E_z = 18155$	$E_x = 2029.4$ $E_y = 2029.4$ $E_z = 3195.3$
Poisson Oranı	$\nu_{xy} = 0.4$ $\nu_{yz} = 0.25$ $\nu_{xz} = 0.25$	$\nu_{xy} = 0.4$ $\nu_{yz} = 0.25$ $\nu_{xz} = 0.25$
Kayma Modülü (GPa)	$G_{xy} = 4.69$ $G_{yz} = 5.61$ $G_{xz} = 7.68$	$G_{xy} = 4.69$ $G_{yz} = 5.61$ $G_{xz} = 7.68$

Kortikal kemik ile trabeküler kemiğin gerilme-gerinim grafiği Şekil 1.4’te verilmiştir. Grafikten de görüldüğü gibi kortikal kemik daha gevrek ve düşük tokluğa sahip bir yapıdayken trabeküler kemik daha sünek ve yüksek tokluğa sahip bir yapıdadır.



Şekil 1.4: Femur gerilim – gerinim grafiği [12].

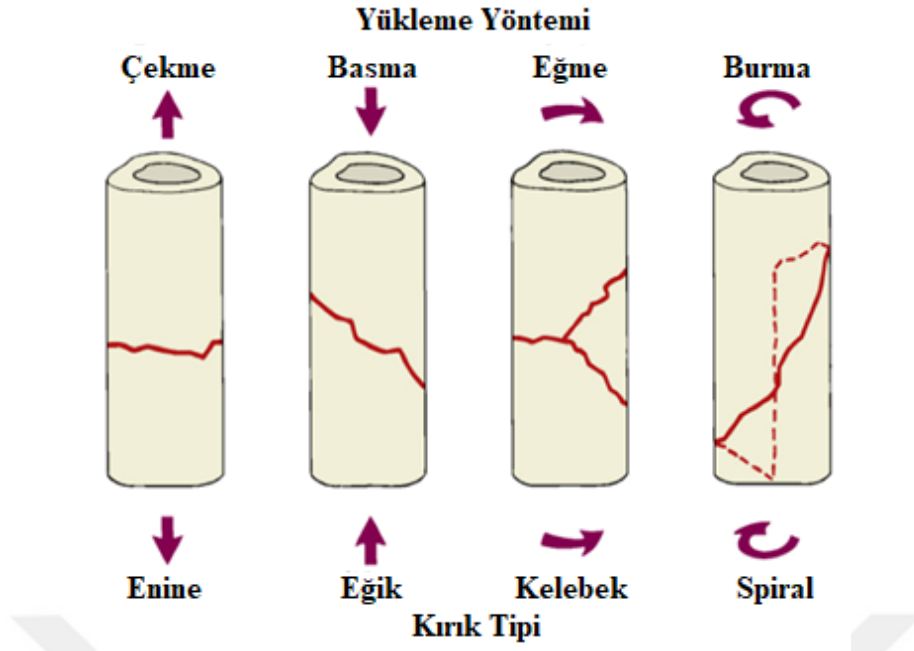


Şekil 1.5: Farklı yönlerde çekme kuvvetinin femur üzerindeki etkisi [12].

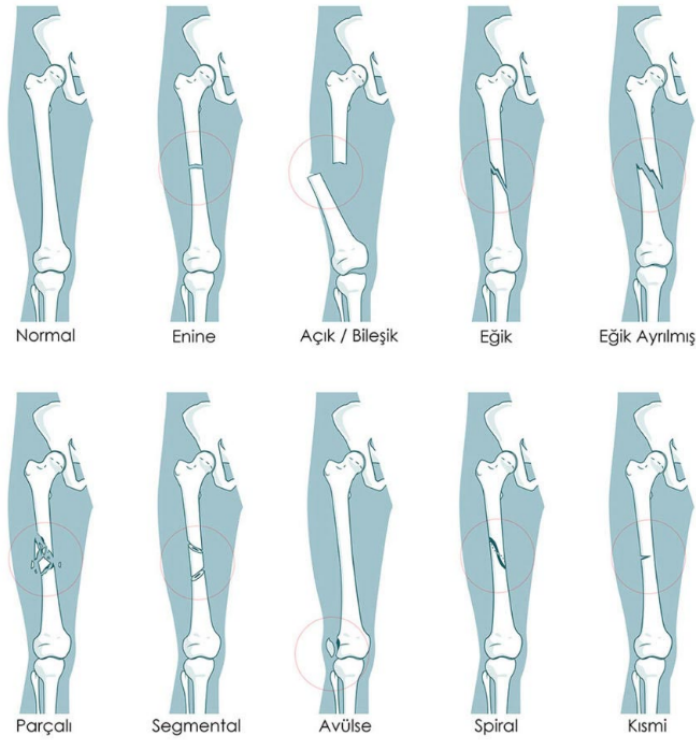
1.2 Femur şaft kırıkları

Kırık, kemikteki sürekliliğin bozulması durumudur [13]. Femur vücuttaki en güçlü kemik olmasına rağmen büyük yüklere maruz kaldığında hasara uğrayabilmektedir. Yüksekten düşme, trafik kazaları femur kırıklarının başlıca nedenlerindedir. Femurun şaft kısmında oluşan kırıklar femur şaft kırıkları olarak adlandırılmaktadır. Uzun kemik kırılmalarının %5-6'sını femur şaft kırıkları oluşturmaktadır [14]. Taylor ve arkadaşları [15] yaptıkları çalışmada femoral şaft kırıklarının %37'sinin yaya kazalarından, %24'ünün düşmeden ve %15'inin motosiklet kazalarından kaynaklandığını göstermişlerdir. Femur şaft kırıkları her yaş grubunda görülebilir ve diğer kırıklar ile karşılaştırıldığında genellikle açık kırık halindedirler [13]. Farklı kuvvet yüklemeleri altında oluşabilecek femoral şaft kırık tipleri 'de gösterilmiştir.

Femoral kırıklar genel olarak transvers, spiral, oblik, segmental, avülse, parçalanmış veya açık ya da kapalı olarak ayrılırlar. Transvers, spiral ve oblik kırıklar femur şaftında enine, spiral ve eğik biçimde oluşan kırıklardır. Parçalanmış kırıklarda kırık bölgesinde kemik birkaç parçaya ayrılmıştır. Kırılma anında kemiğe binen yük ne kadar fazla olursa parçalanma miktarı da o kadar fazladır. Kemiğin kırılarak vücut dışına çıkmış haline de açık kırıklar denir. Çevresindeki dokulara en fazla zarar veren kırık tipidir ve iyileşmesi diğer kırık tiplerine göre daha uzun sürer. Aşağıdaki şekilde kırık tiplerinin şekilleri gösterilmiştir.



Şekil 1.6: Kuvvet tipleri [12].

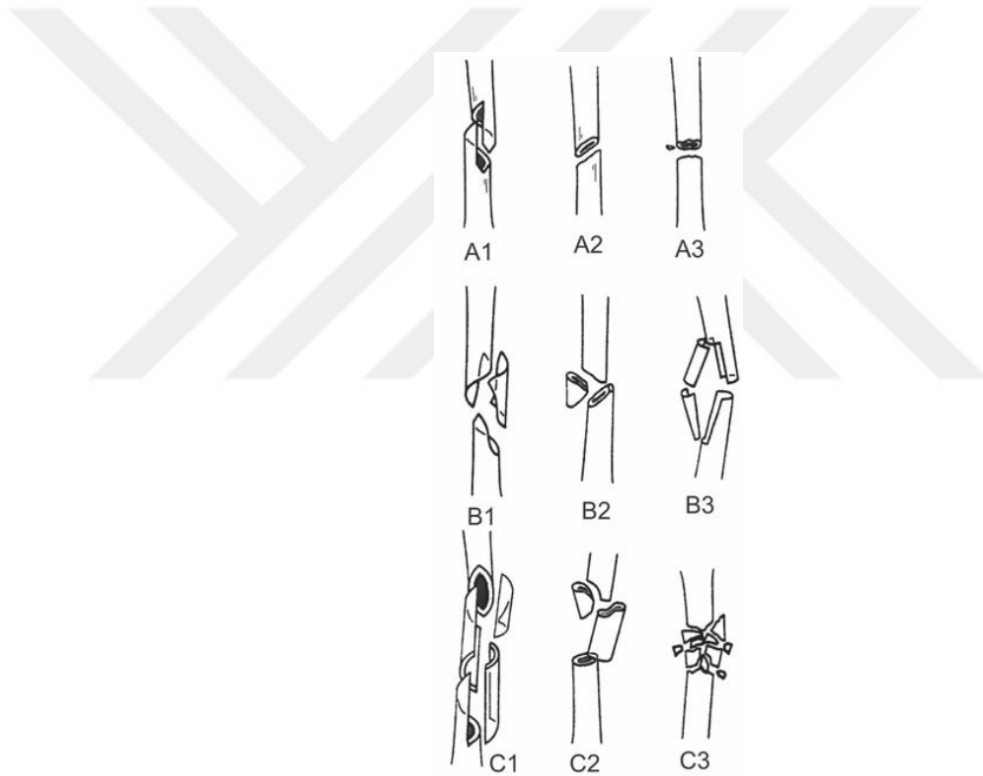


Şekil 1.7: Femoral shaft kırık tipleri.

Kırık tiplerinde kullanılan farklı sınıflandırmalar mevcuttur. Bunlardan yaygın olanları, AO/OTA, Gustillo-Anderson ve Winquist-Hansen sınıflandırmalarıdır.

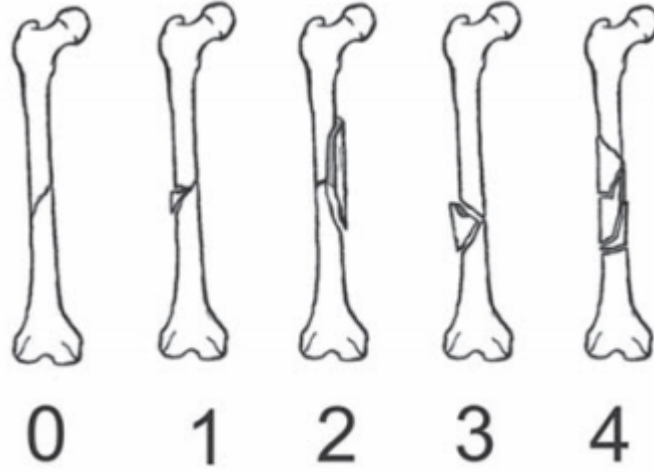
Gustillo ve Anderson 1969 ve 1973 yılları arasında inceledikleri 352 açık kırık vakası sonucu açık kırıkları üç kategoriye ayırmışlardır. 1 cm'den kısa olan yaralar tip I, 1 cm'den uzun yara bulunan ancak yumuşak dokuda zedelenme bulunmayan açık yaralar tip II, yumuşak doku zedelenmesi bulunan yüksek enerjili travma ile oluşan kırıklar tip III olarak sınıflandırılmışlardır [16].

AO/OTA sınıflandırması kırık bölgesini ve tipini göz önünde bulundurur. Her uzun kemiğin proksimal, diyafiz, distal bölgesi için kırık tiplerini A, B ve C olarak üçe ayırmıştır. A, B, C kırık tiplerini de kendi içinde üç kademeye ayırmıştır. Femur shaftı için A tipi kırıklar basit, B tipi wedge, C tipi kompleks kırıklardır. Aşağıdaki şekilde femur için AO/OTA sınıflandırılması gösterilmiştir.



Şekil 1.8: AO/OTA kırık sınıflandırması [17].

Winquist-Hansen sınıflandırması açık kırıkları kemik çapındaki hasara göre beşe ayırır. Tip 0 parçalanma olmayan kırıklardır. Tip I transvers ve oblik parçalanma olmayan kemik çapının %25'inden daha azının hasara uğradığı kırıklardır. Tip II kırıklarda hasar %50'nin altındadır. Tip III kırıklar parçalı kırıklardır ve hasar %50'nin üzerindedir. Tip IV kırıklarında ciddi parçalanma vardır ve kortikal devamlılık yoktur. Aşağıdaki şekilde Winquist-Hansen sınıflandırması gösterilmiştir.



Şekil 1.9: Winquist – Hansen kırık sınıflandırması [17].

1.3 Tedavi yöntemleri

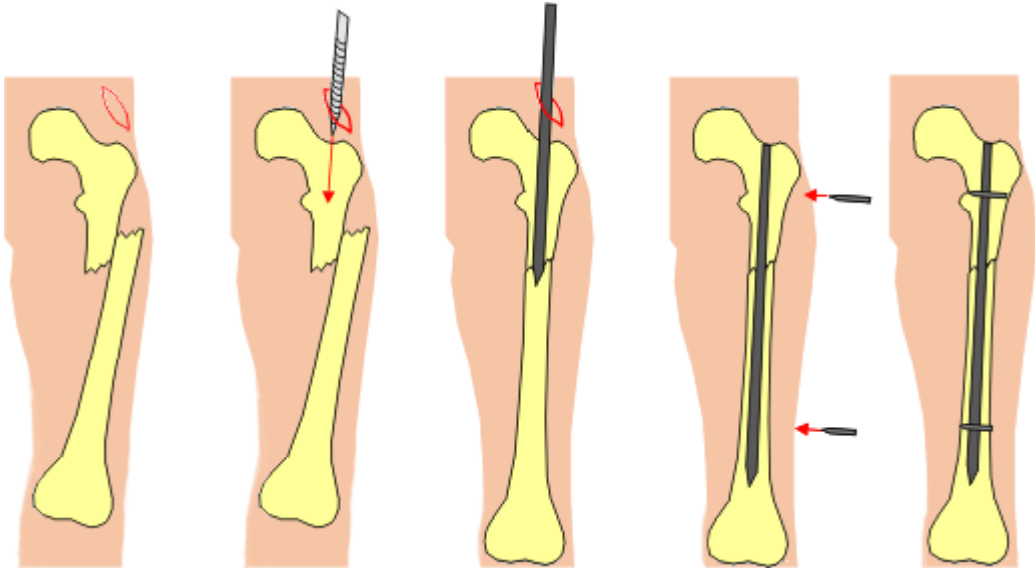
Kırık vakalarında doğru fiksasyon tekniğini kullanmak kırık iyileşmesinde ve uzun dönemli stabilitede çok önemlidir fakat tedavi tekniğini seçmek birçok faktöre bağlıdır. Kırık iyileşmesindeki hedef korteks kısımların kırık yüzeyince birleşmesidir bu da kırık bölgesinin stabilizasyonunun sağlanmasıyla gerçekleşir [13]. Stabilizasyonun sağlanması da kırığın tipine, bulunduğu konuma, üstüne binen yüke göre değişmektedir. Bazı kırıklar alçıya alma gibi basit tedavi yöntemleri uygulanırken; femur, humerus gibi uzun kemiklerde oluşan şaft kırılmalarında intramedüller çivileme, eksternal fiksasyon gibi daha karmaşık tedavi yöntemleri uygulanmaktadır [3]. Burada en önemli faktör mekanik yüklemelerdir. Yükün tipi (eğme, basma, burma) ve büyüklüğü fiksasyon metodunun seçilmesinde önemlidir. Diğer bir faktör de kırık bölgesindeki kemik kalitesidir. Bu kullanılacak olan fiksasyon aletinin destekleyeceği dayanımı belirler. Ayrıca yaralanma türü ve yumuşak doku zedelenmesi de fiksasyon metodunun seçilmesinde etkilidir. Fiksasyon aletlerinin tasarımı ve kullanımı kırığın durumuna ve kırık üzerindeki kuvvetlere göre değişmektedir [3].

Femur şaft kırıklarının tedavisinde eksternal fiksasyon, intramedüller çivileme ve plak teknikleri kullanılır. Bu çalışmada intramedüller çivileme ve eksternal fiksasyon teknikleri üzerine bir çalışma yapılmıştır.

1.4 İntramedüller çivileme

İntramedüller çivi ya da çubuk genellikle humerus, tibia ve femur gibi uzun kemik kırıklarının tedavilerinde kullanılır ve uzun kemik diyafiz kırıklarında ve bazı metafiz kırıklarında standart hale gelmiştir. Çoğu femoral diyafiz kırığı intramedüller çivi ile tedavi edilebilir. İntramedüller çivileme tekniği hastada erken hareketlilik ve diz ve kalça fonksiyonunu artırır ayrıca kemiğin anatomik olarak daha iyi hizalanmasını sağlar [18]. Fakat geç füzyon ve operasyon zorluğu gibi dezavantajları da vardır [14]. İntramedüller çivinin amacı kırık bölgesinin stabilizasyonunu sağlamak ve kemiğin anatomik duruşunu koruyarak kırık bölgesine binen yükü transfer etmektir. İntramedüller çivi kemiğin içine açılan kanala yerleştirilir ve vidanın türüne göre kemiğin distal ve proksimal uçlarından vidalarla sabitlenir. Bu vidalar kırık bölgesindeki kompresyona ve rotasyonel harekete karşı direnç sağlar [11-12].

İntramedüller çiviler kemiğin nötral eksenine yakın olduğundan eksternal tedavi yöntemlerinde kullanılan implantlara göre daha az yük taşırlar. Ayrıca intramedüller çivilerin boyutları kritik öneme sahiptir çünkü eğilme ve burulma dirençleri çaplarının dördüncü kuvvetiyle doğru orantılıdır [3]. Aşağıdaki şekilde intramedüller çivinin femur üzerinde uygulaması gösterilmiştir.



Şekil 1.10: İntramedüller çivileme tekniği [19].

Yaygın olarak üç tip intramedüller çivi kullanılmaktadır. Bunlar standart intramedüller çiviler, esnek intramedüller çiviler ve kilitli intramedüller çivilerdir. Standart intramedüller çiviler kemiğe kemikle çivi arasındaki sürtünme ile tutunurlar, çiviye sabitlemek için vida kullanılmaz. İlk olarak Küntscher tarafından geliştirilmiştir. Kilitli intramedüller çiviler kemiğe distal ve/veya proksimal uçtan kilitleme vidaları ile sabitlenir. Statik ve dinamik olmak üzere iki çeşit kilitleme türü vardır. Statik kilitleme yönteminde intramedüller çivi femurun distal ve proksimal uçlarından vidalanarak sabitlenir. Böylece aksenal ve rotasyonel yükler çivi üzerinden transfer edilerek kısılma ve rotasyonel bozukluk sorunları kontrol altına alınmış olur. Winquist ve Hansen Tip III ve IV kırıklarında kullanılır. Dinamik kilitlemede ise intramedüller çivi femurun sadece proksimal veya distal ucundan vidalanır. Dinamik kilitleme Winquist Hansen Tip I ve II gibi kortikal temasın daha fazla olduğu kırık tiplerinde kullanılır [20].



Şekil 1.11: Kilitli, statik, dinamik kilitlemeye sahip intramedüller çiviler.

McDermott ve arkadaşları [18] yaptıkları çalışmada femur kırıklarında kilitli ve kilitli intramedüller çivileme tekniklerini karşılaştırmışlardır. Yapılan çalışma sonucunda eğme testinde her iki intramedüller çivileme tekniği benzer özellikler

gösterse de burma testinde kilitli intramedüller çivileme tekniği kilitsize göre çok daha yüksek burulma değerlerine direnç göstermiştir.

Kreb ve arkadaşları kilitli intramedüller çivilemede tedavinin uygulanabilirliğinin zorluğundan ve operasyon süresinin uzunluğundan dolayı 12 femur, 17 tibia toplam 29 kırık vakasında kilitsiz intramedüller çivileme tekniğini kullanmışlardır. Tedavi sonrasında 1 hastada eksenel ve rotasyonel instabilite oluşmuştur, geri kalan 25 hastada bir sorunla karşılaşmamıştır. Yapılan çalışma sonucunda kilitsiz intramedüller çivileme ile çok daha kısa operasyon süresi ve kolay uygulanabilirlikle tedavi yapılabileceği gösterilmiştir.

Brumback ve arkadaşları [20] 133 femur kırığı vakasında dinamik kilitleme metodunu kullanmışlardır ve çalışmanın sonucunda daha stabil ve kararlı füzyon gerçekleşebilmesi için transvers ve kısa oblik kırıklarda dinamik kilitleme tekniğinin kullanılmasına ulaşmışlardır.

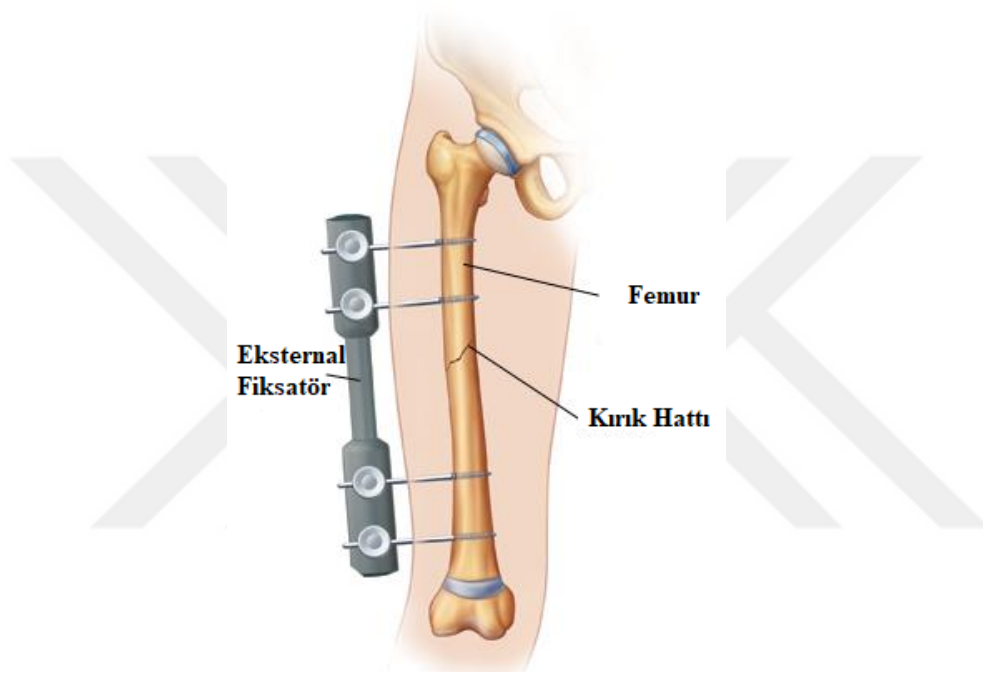
Guodong Wang ve arkadaşları [21] yaptıkları çalışmada yeni bir kilitleme sistemi geliştirmişlerdir. Geliştirdikleri yeni tasarımda intramedüller çivi proksimal uçtan vidalarla sabitlenirken distal uçta vida kendi uçlarından genişleyerek kemiğin iç duvarında sürtünme ile kendisi tutunmaktadır. Tasarımlarına 4 nokta eğme, eksenel basma ve burulma testleri uygulayarak statik kilitleme yöntemi ile karşılaştırmışlardır. Yaptıkları testler sonucunda geliştirdikleri kilitleme sisteminin statik kilitleme tekniği ile yaklaşık aynı değerlerde hasara uğradıklarını göstermişlerdir.

Intramedüller çivilerin üretildiği malzeme çivinin stabilitesini ve dayanımını etkilemektedir. Aitchison ve Johnstone [22] yaptıkları çalışmada paslanmaz çelikten üretilmiş intramedüller çivilerin titanyumdan üretilenler ile yaklaşık aynı kopma dayanımına sahipken paslanmaz çelik ile üretilmiş çivilerin % 25 daha fazla torka direnç gösterebildiklerini göstermişlerdir.

Çivi çapı intramedüller çivinin eğilme ve burulma rijiditesini etkilemektedir. Yapılan çalışmalarda çivi çapının 3. derece kuvveti eğilme, 4. derece kuvveti ise burulma rijiditesiyle doğru orantılıdır. Ayrıca çap, intramedüller çivinin kemik içine yerleşmesinde de etkilidir, iyi yerleşmiş bir intramedüller çivi kemik içinde daha az hareket edeceğinden daha kararlı bir füzyon sağlar [23].







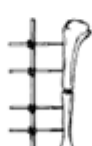


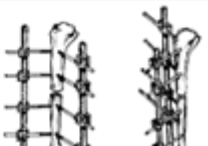
1.5 Eksternal fiksasyon

Eksternal fiksasyon pin, kablo, metal çubuk gibi elemanların birlikte kullanımıyla kemiği anatomik pozisyonunda hizalamak için uygulanan bir tekniktir. İlk olarak Lambotte tarafından 1902 yılında icat edilmiştir [24]. Basit haliyle eksternal fiksasyon yöntemi bir metal çubuğun femura vücut dışından kırık bölgesinin distal ve proksimal kısımlarından Schanz vidaları ile bağlanmasını kapsar. Aşağıdaki şekilde bir eksternal fiksator örneği gösterilmiştir.



Şekil 1.12: Eksternal fiksator [25].

İntramedüller çivi ve plaklar ile kıyaslandığında yumuşak dokuya, bölgedeki kan akışına ve periostuma daha az zarar verir [26]. Şekil 1.13'te gösterilen unilateral fiksatorların stabilitesi Schanz vidalarının konumuna, metal çubuğun kemiğe olan uzaklığına, metal çubuk sayısına, Schanz vidalarının çapına ve fiksasyonun uygulandığı düzlem sayısına göre değişmektedir. Aşağıdaki şekilde stabiliteyi etkileyen etmenler gösterilmiştir.

Stabilite Arttırma Yöntemleri	Az Stabil Yapı	Daha Stabil Yapı
Vidaların Kemik Parçalarının Yakın ve Uzak Uçlarına Olan Uzaklığı		
Eksternal Rod ve Kemığın Uzaklığı		
Eksternal Rodun Sayısı		
Vidaların Çapını Arttırmak		
Çok Eksenli Fiksator Kullanmak		

Şekil 1.13: Eksternal fiksasyon yönteminde stabilite arttırıcı çözümler [26].

Unilateral fiksatorlerin dışında çember çerçevesi fiksatorler de bulunmaktadır. Bu tasarımı 1950 yılında ilk olarak Gavriil İizarov tasarladığından bu tarz fiksatorlere İizarov fiksatorü denmektedir [27]. Aşağıdaki şekilde İizarov fiksatorü gösterilmiştir.

Eksternal fiksasyon tekniğinde rotasyonel bozukluklar oluşmamaktadır fakat hastanın vücudu dışında bir parça olduğundan hareketi kısıtlamaktadır ve pinlerin vucütle temas ettiği bölgelerde genellikle enfeksiyon meydana gelir [29].

İizarov fiksatorlerde kullanılan çemberin çapı, sayısı, aralarındaki uzaklık fiksatorün stabilitesini etkilemektedir. Kullanılan çemberin çapının küçük olması stabiliteyi arttırmaktadır. Carrell ve Girard [24] yaptıkları çalışmada İizarov fiksatorlerinde kullanılan çemberin çapını 2 cm düşürdüklerinde fiksatorün aksel stabilitesinin %70 arttığı sonucuna varmışlardır. Fiksatorde kullanılan çember sayısı arttıkça ve bunlar arasındaki uzaklık azaldıkça da fiksatorzn stabilitesi artmaktadır [26].



Şekil 1.14: İlizarov fiksatorü [28].

Murphy ve arkadaşları [30] toplam 35 femur kırığı vakasında eksternal fiksator ve intramedüller çivileme tekniklerini karşılaştırmışlardır. Çalışmanın sonucunda intramedüller çivileme tekniği ile tedavinin daha iyi sonuçlar verdiği gözlemlenmiş ve eksternal fiksasyon tedavisi uygulanan hastalarda diz ekleminde hareket kısıtlılığı ve enfeksiyon görülmüştür.

Kim ve arkadaşları [31] yaptıkları çalışmada eksternal fiksator ve elastik intramedüller çivi ile tedaviyi karşılaştırmışlardır. 28 pediyatrik femur shaft kırığı vakasının 15'inde elastik intramedüller çivi, 13'ünde eksternal fiksator kullanmışlardır. Çalışma sonucunda iki grup da yaklaşık olarak aynı sonucu verse de eksternal fiksator grubunda enfeksiyon, açılmal deformiteler gibi sorunlar çıkmıştır.

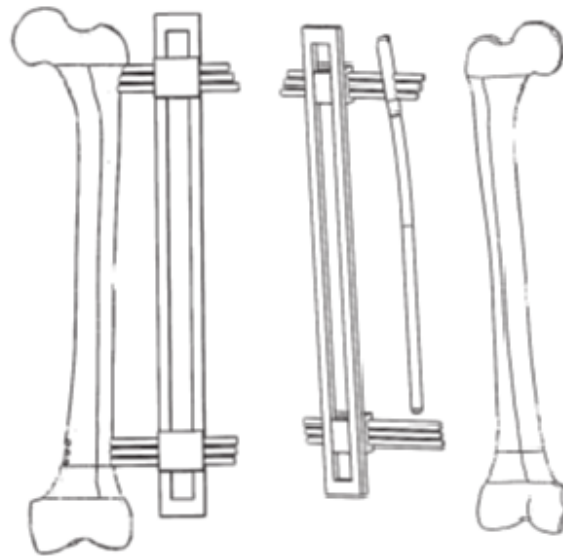
Gülabi ve arkadaşları [32] çalışmalarında tibiadaki kemik kaybı ile füzyon olmama durumlarında İlizarov fiksatorü ile intramedüller çiviyi beraber kullanmışlardır. Bu teknikte intramedüller çivi kemiğin içine yerleştirildikten sonra İlizarov fiksatorü ile dışarıdan sabitlenmektedir. Toplamda 5 hasta üzerinde yapılan çalışma sonucunda hiçbir hastada yanlış füzyon olması veya füzyon olmaması durumu görülmemiştir.

Paley ve arkadaşları [29] yaptıkları çalışmada femur ve tibia kırıklarında intramedüller çivileme ve eksternal fiksasyon tekniklerini sıralı bir şekilde uygulamışlardır. Öncelikli olarak eksternal fiksator ile deformiteleri gidermişlerdir. İntramedüller çivi yerleştirildikten sonra eksternal fiksator sökülmüştür. Bu sayede eksternal fiksator ile kırık bölgesinin anatomoik pozisyonda füzyon olmasını sağlarken intramedüller çivi

ile de hastanın hareketliliğine kısıtlama getirmemiş olmuşturlardır. Geliştirilen bu teknik 14 femur ve 6 tibia shaft kırığı vakasında uygulanmıştır. Sonuç olarak hastalarda yanlış füzyon görülmemiştir. Tüm hastalar ortalama 8 hafta içerisinde iyileşme göstermiştir.

1.6 Tezin amacı ve kapsamı

Bu tezin amacı eksternal fiksasyon ve intramedüller çivileme tekniklerinin hibrit kullanımının mekanik karşılaştırmasını yapmaktır. Bu yöntemle eksternal fiksatörün hizalama ve aksenal yöndeki kuvvetlere karşı olan zayıflıklarını bir hizalama aparatı yani intramedüller çivi ile geliştirmek ve intramedüller çivileme yöntemindeki rotasyonel yük altındaki zayıflığı ve distal uçtaki vida kilitleme operasyonel zorluğunu azaltmak hedeflenmiştir. Yani çalışma sonucunda eksternal fiksasyon tekniğinden daha stabil, intramedüller çivileme tekniğinden ise daha kolay uygulanabilir bir tedavi tekniği geliştirmek amaçlanmıştır. Bu bağlamda geliştirilen hibrit yöntem ile kırık kemiğin içinde yer alan medüller kanal içerisine yerleştirilen intramedüller çivi ile kemiğin eş merkezli sabitlemesinin, eksternal fiksatör ile de dıştan sabitlemesinin gerçekleşmesi amaçlanmaktadır. Bu durum kemiğin kaynaması sırasında eğrilik oluşmasını engellemektedir. Hibrit teknikte medüller kanala yerleştirilen intramedüller çivinin proksimal ucu eksternal fiksatöre bağlanırken diğer ucu yüzey sürtünmesini engellemek amacıyla distal uçta serbesttir. Geliştirilen hibrit tekniğin gösterimi Şekil 1.15'te verilmiştir.



Şekil 1.15: Geliştirilen tekniğin gösterimi.

Tez çalışması kapsamında hibrit tedavi tekniğini intramedüller çivileme ve eksternal fiksasyon teknikleri ile karşılaştırmak için üç tekniğin üç boyutlu modeli bilgisayar ortamında oluşturulmuştur ve femur modeli üzerinde sonlu elemanlar yöntemi ile statik aksenal basma ve burma testleri uygulanmıştır.

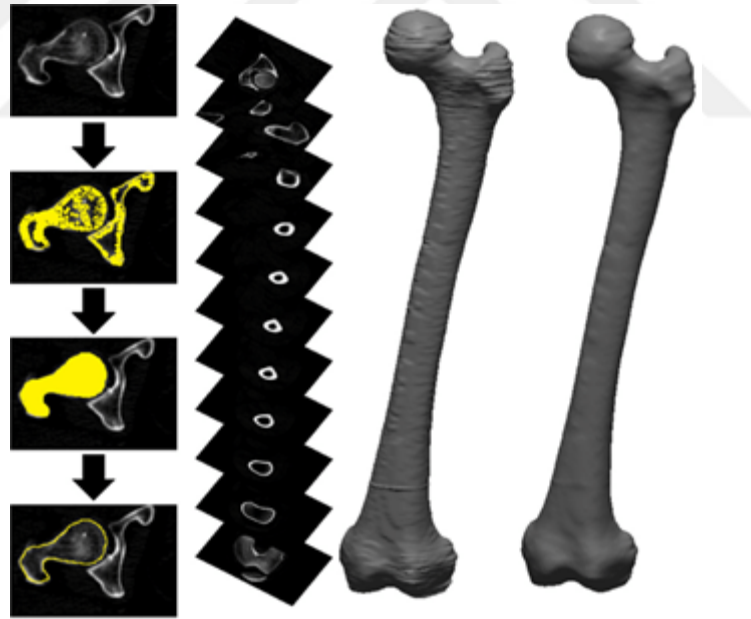


2. YÖNTEM

Bu bölümde, analizlerde kullanılan femur ve implant modelleri, statik basma ve burma testleri hakkında bilgi verilecektir.

2.1 Femur modelinin oluşturulması

Analizleri gerçekleştirmek için Şekil 2.1’de gösterilen femur modeli kullanılmıştır. Bu femur modeli BT yani bilgisayarlı tomografi yöntemi ile oluşturulmuş bir modeldir. Bilgisayarlı tomografi ile bir femur distal uçtan proksimal uca kadar numunesi belirli aralıklarla kesit kesit taranır, sonrasında bu kesitler tersine mühendislik ile birleştirilir ve üç boyutlu femur modeli oluşur. Bu tez çalışmasında BT ile taranıp oluşturulmuş bir femur modeli kullanılmıştır.

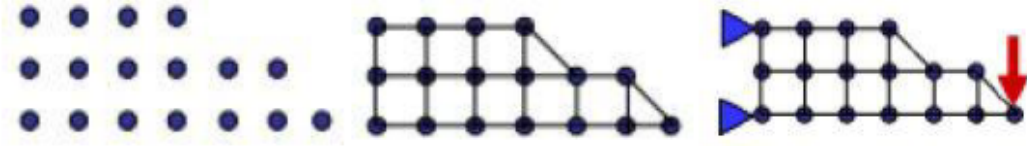


Şekil 2.1: Bilgisayarlı tomografi tekniği ile femur modeli çıkarılması [33].

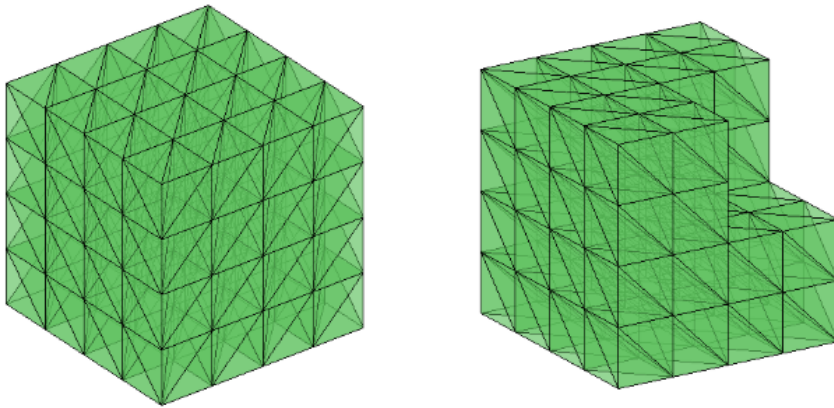
2.2 Sonlu elemanlar modelinin oluşturulması

Sonlu elemanlar yöntemi analizi, problemin sonlu küçük parçalara ayrılarak çözüldüğü çözüm yöntemidir. Bu yöntemle tek bir büyük problem yerine çoklu sayıda küçük problem modern bilgisayarlarla çözdürülür. Çok sayıda ayrık problem çözmek analiz sonucu çıkan sonucun (gerilim dağılımı vs.) daha eşdağılımlı ve doğru olmasını sağlar. Modeli sonlu küçük elemanlara ayırmak için düğüm noktaları kullanılır. Düğüm noktaları birleşerek elemanları oluşturur. Sonrasında elemanlara problemin sınır koşulları uygulanarak problem çözülür. Şekil 2.2’de düğüm noktalarının oluşmasından sınır koşulu uygulanmasına kadar olan süreç gösterilmiştir.

Şekil 2.3’te ise 3 boyutlu bir modelin düğüm noktaları ile elemanlara ayrılması gösterilmiştir.

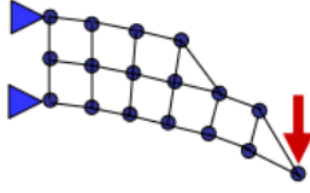


Şekil 2.2: Düğüm noktaları ve sınır koşulu [34].



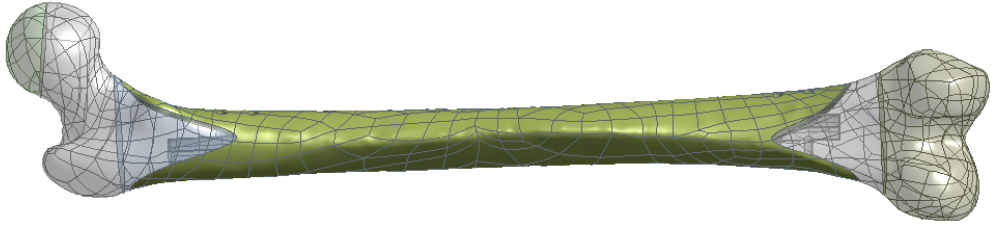
Şekil 2.3: Düğüm Noktaları ile Elemanlarına Ayrılmış Bir Model [35].

Model oluşturulduktan sonra problem sınır koşullarına göre çözülür.

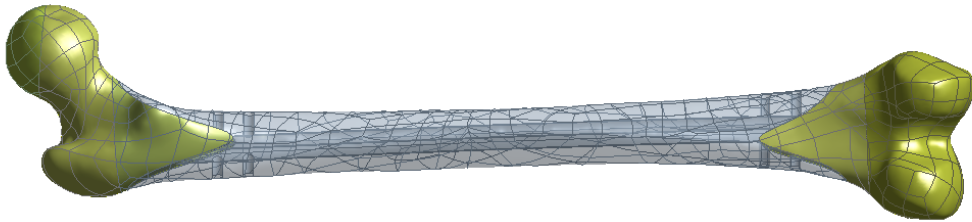


Şekil 2.4: Sonlu elemanlar metodu çözümü [34].

Femur modelinin mekanik özellikleri femur kemiğinde olduğu gibi proksimal ve distal kısımlarda trabeküler, şaft kısmında kortikal kemik olarak belirlenmiştir. Analizlerde kemiğin izotropik yani her yönde aynı mekanik özelliğe sahip yapıda olduğu kabul edilmiştir. Şekil 2.5 ve Şekil 2.6’da kullanılan femur modelinde belirlenen kortikal ve trabeküler bölgeler gösterilmiştir.



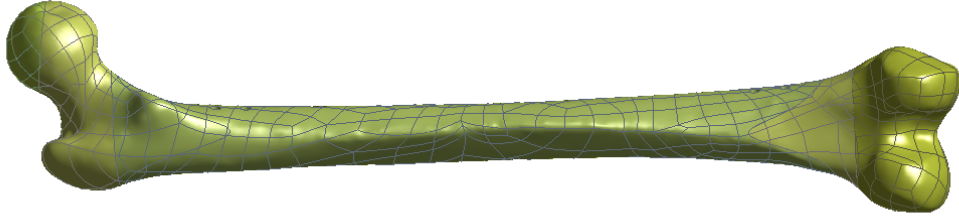
Şekil 2.5: Analiz modelinde kortikal kemik olarak belirlenen kısımlar.



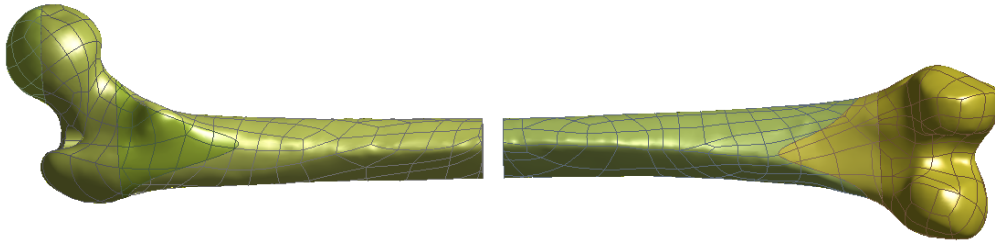
Şekil 2.6: Analiz modelinde trabeküler kemik olarak belirlenen kısımlar.

Femur modeli hazırlanırken femurun anatomik duruş pozisyonu da göz önünde bulundurulmalıdır. Femur anatomik pozisyonunda femur başı ile distal ucu dikey düzlemde hizalanır şekilde femur şaftı dikey düzlem ile yaklaşık 6 derece açı yapacak

şekilde durmaktadır. Bu tez çalışmasında kırık ve sağlam iki tip femur modeli kullanılmıştır. Kırık femur modeli için femur shaftının ortasında 10 mm uzunluğunda bir parça kesilmiştir. Şekil 2.7 ve Şekil 2.8’de kırık ve kırık olmayan femur modelleri gösterilmiştir.



Şekil 2.7: Kırık hattı bulunmayan model.



Şekil 2.8: Kırık hattı bulunan model.

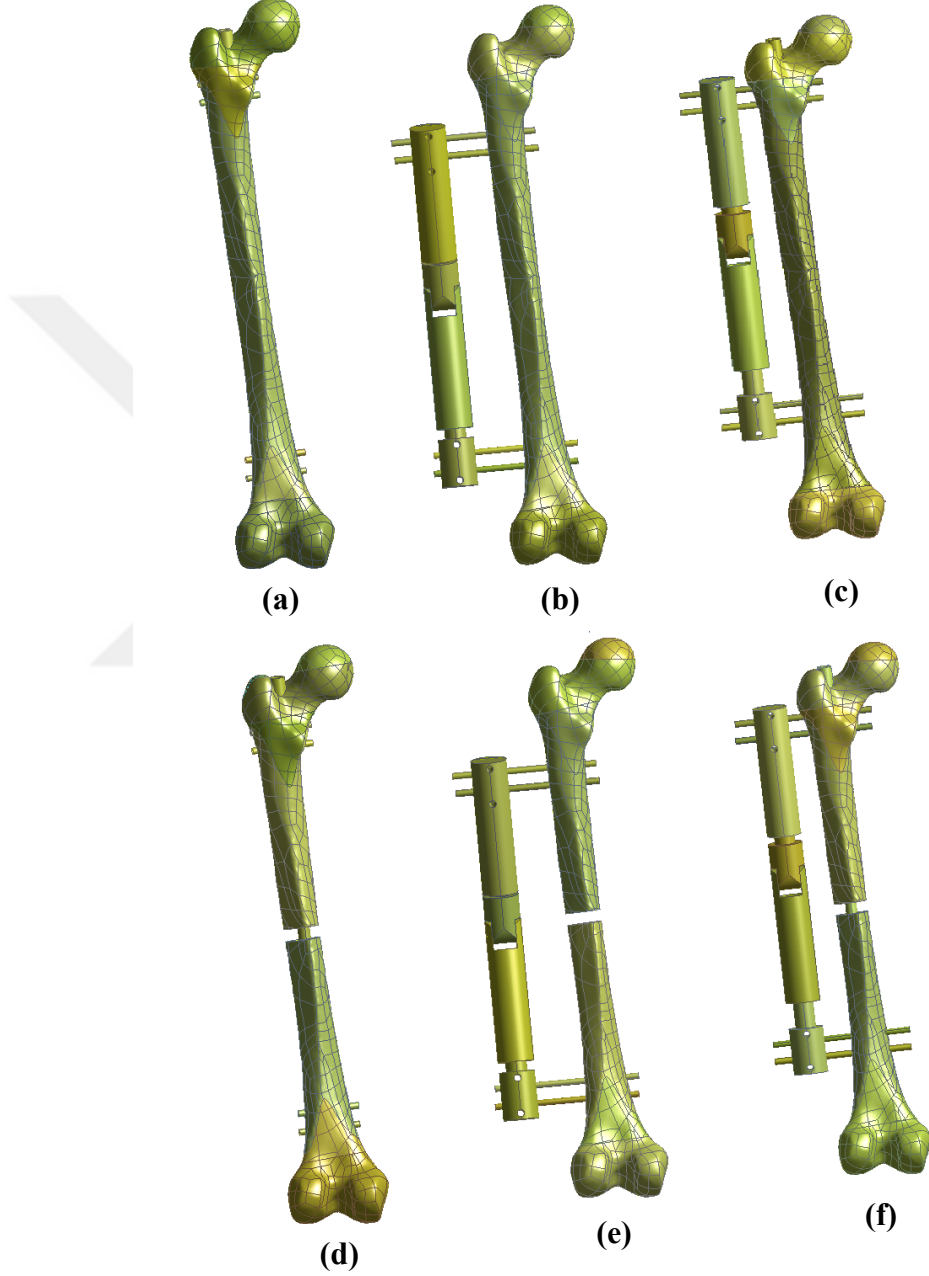
İmplant modelleri SolidWorks ortamında modellenmiştir. İmplantlar için malzeme olarak Ti6Al4V alaşımı seçilmiştir. Bu malzemenin elastik modülü 113.8 GPa, Poisson oranı 0.342 alınmıştır. Trabeküler kemiğin elastik modülü 5 GPa, kortikal kemiğin elastik modülü 17 GPa, her iki kemik tipinin Poisson oranı da 0.3 alınmıştır [25-2]. Çizelge 2.1’de analizlerde kullanılan mekanik özellikler gösterilmiştir.

Çizelge 2.1: Analizlerde kullanılan femur mekanik özellikleri [25-2].

Ti-6Al-4V		Femur			
		Kortikal		Trabeküler	
E (GPa)	v	E (GPa)	v	E (GPa)	v
113.8	0.342	17	0.26	5	0.3

2.3 Test modellerinin oluşturulması

Bu tez kapsamında 3 fiksasyon tekniği modeli oluşturulup sonrasında bu modeller kırık ve kırık olmayan femur modellerine uygulanmıştır böylece toplamda 6 farklı test modeli oluşturulmuştur. Oluşturulan test modelleri Şekil 2.9’da gösterilmiştir. Oluşturulan modellere statik burma ve statik aksel basma testleri uygulanmıştır.



Şekil 2.9: Oluşturulan modeller; (a) sağlam femur modeli intramedüller çivileme, (b) sağlam femur modeli eksternal fiksasyon, (c) sağlam femur modeli hibrit fiksasyon, (d) kırık femur modeli intramedüller çivileme, (e) kırık femur modeli eksternal fiksasyon, (f) kırık femur modeli hibrit fiksasyon.

2.3.1 Bağlantıların belirlenmesi

Analizlere başlanmadan önce modeldeki bağlantıların ve sınır koşullarının belirlenmesi gereklidir. ANSYS programında yapışık, sert, ayrılma olmayan, sürtünmesiz ve sürtünmeli olmak üzere 5 tip kontakt tipi vardır. Çizelge 2.2’de bu kontakt tiplerinin özellikleri verilmiştir.

Çizelge 2.2: Bağlantı tipleri.

Kontakt Tipi	Yüzeyler Ayrılabilir mi?	Yüzeyler Birbiri Üzerinde Kayabilir mi?
Yapışık	Hayır	Hayır
Sert	Evet	Hayır, Sonsuz μ
Ayrılma Olmayan	Hayır	Evet, $\mu = 0$
Sürtünmesiz	Evet	Evet, $\mu = 0$
Sürtünmeli	Evet	Hayır $F_s > F_f$, Evet $F_s < F_f$

Kontakt tiplerinin ortak noktası yüzeylerin birbirleri içine penetre edememeleridir. Yapışık kontakt durumu, iki parçanın yüzeylerinin birbirlerinden ayıramayacağını ve birbirleri üzerinde kayamayacaklarını yani tek bir parça gibi davrandıklarını ifade eder. Sert kontakt durumunda yüzeyler birbirlerinden ayrılabilirler fakat birbirleri üzerinde kayamazlar, bu kontakt tipinde yüzeyler arası sürtünme katsayısı 1’dir. Ayrılma olmayan kontakt tipinde, yüzeyler arası sürtünme katsayısı 0’dır yani yüzeyler birbiri üzerinde serbestçe kayabilir fakat birbirlerinden ayıramazlar. Sürtünmesiz kontakt tipinde yüzeyler arası sürtünme katsayısı 0’dır, yüzeyler birbiri üzerinde serbestçe kayabilir ve birbirlerinden ayrılabilirler. Sürtünmeli kontakt durumunda yüzeyler arası sürtünme katsayısını kullanıcı girer, sürtünme katsayısına göre oluşacak sürtünme kuvvetine göre yüzeyler birbiri üzerinde kayabilir veya kayamaz, bu kontakt tipinde de yüzeyler ayrılabilir.

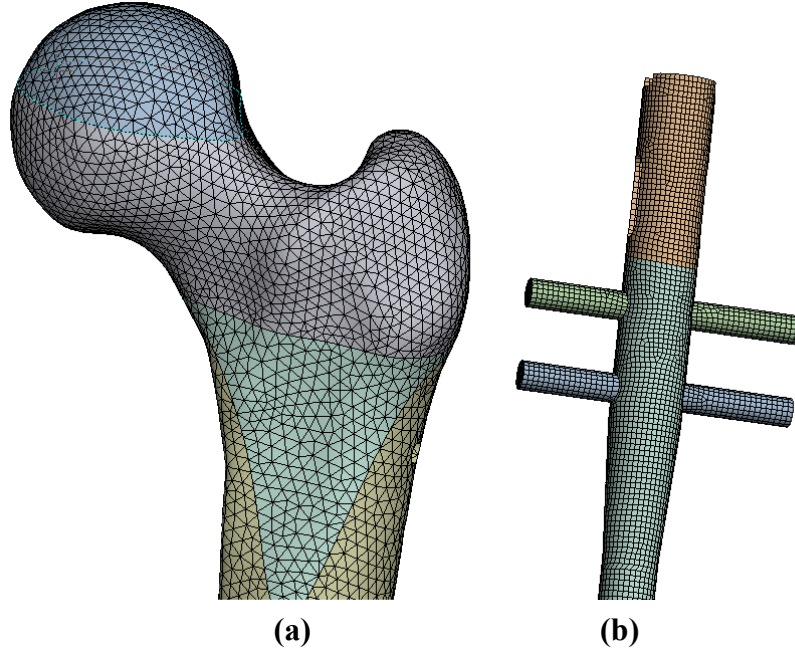
Bu çalışmada femurun trabeküler ve kortikal bağlantı bölgeleri yapışık, bağlantı vidaları ve femur yüzeyleri yapışık intramedüller çivi ve medüller kanal yüzeyi ise sürtünmeli olarak tanımlanmıştır. İntramedüller çivi ile medüller kanal yüzeyi arası sürtünme katsayısı 0.3 olarak belirlenmiştir [2-25]. Çizelge 2.3’te çalışmada analizlerde kullanılan kontakt tipleri verilmiştir.

Çizelge 2.3: Modellerde kullanılan bağlantı tipleri.

Yüzeyler	Kontakt Tipi
İmplant - Kemik	Sürtünmeli, $\mu = 0.3$
Vida - Kemik	Yapışık
Kemik - Kemik	Yapışık

2.3.2 Ağ yapısının oluşturulması

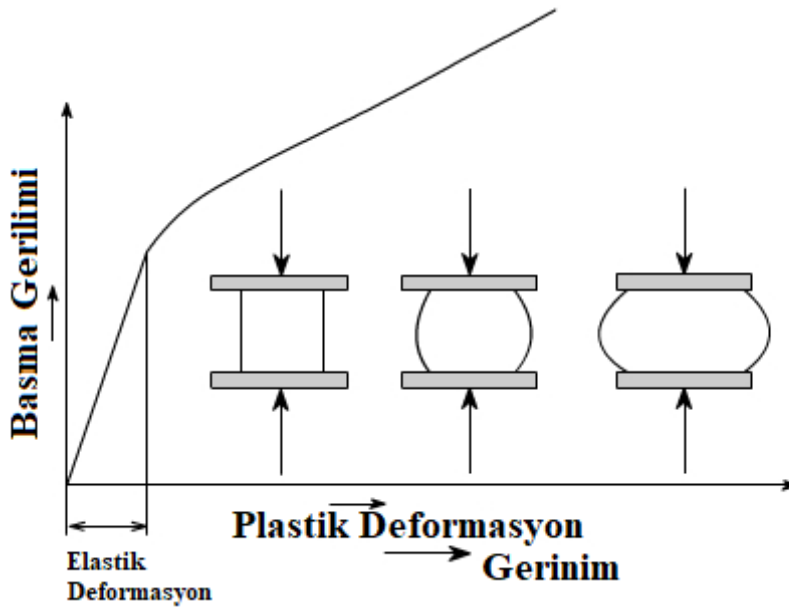
Ağ örme işleminde eleman boyutu olarak 1 mm seçilmiştir. Ramos yaptığı çalışmada proksimal femur için tetrahedral ve hegzagon ağ yapısını karşılaştırmıştır. Yaptığı çalışma sonucu tetrahedral ağ yapısında alınan sonuçların teorik sonuçlara daha yakın olduğunu, hegzagon ağ yapısının da daha stabil olduğunu gözlemlemiştir. Bu nedenle bu çalışmada femur modellerinde tetrahedral, implant modellerinde hegzagon ağ yapısı tercih edilmiştir. Eleman boyutu seçme adımında sağlam femur modeli üzerinde 4, 2, 1 ve 0.5 mm'lik elemanlardan oluşan ağ yapıları oluşturulmuş ve bu modellere 2300 N değerinde basma yükü uygulanmıştır. Çıkan deformasyon değerleri birbiriyle kıyaslandığında 1 ve 0.5 mm eleman boyuna sahip analiz sonuçları arasında %5'ten düşük fark görülmüştür ve analizi süresini kısaltmak amacıyla 1 mm eleman boyutu tercih edilmiştir. Şekil 2.10'da femur ve implant üzerindeki ağ yapısı gösterilmiştir.



Şekil 2.10: Ağ Yapısı, (a) Tetrahedral ağ yapısı, (b) Hegzagon ağ yapısı.

2.3.3 Sınır koşullarının belirlenmesi

Kontaktlar belirlendikten sonra model üzerindeki sınır koşulları belirlenmiştir. Çalışmada modele statik aksel basma ve burma testi uygulanmıştır. Statik aksel basma testi; kuvvetin, parçanın aynı eksen üzerindeki iki ucundan eksen boyunca sıkıştırılarak uygulandığı testtir. Statik basma testinde kuvvet 0 N değerinden başlayarak belirlenen kuvvet değerine kadar arttırılır. Şekil 2.11’de aksel basma testinin şematik bir gösterimi verilmiştir.



Şekil 2.11: Aksel basma testi gösterimi [37].

Statik basma testi femur kemiğine uygulanırken femurun anatomik pozisyonu göz önünde bulundurulmalıdır. Anatomik uygunluğu yerine getirmek amacıyla femur, femur başından yüklenirken distal uçtan sabitlenir ve femur shaftının dikey eksen ile açısı 6 derece olacak şekilde konumlandırılır. Bu çalışmada da bu göz önünde bulundurularak femurun anatomik pozisyonuna uygun bir model oluşturulmuştur. Statik aksel basma için oluşturulan model ve modelin sınır koşulları Şekil 2.12’de gösterilmiştir. Şekildeki mavi kısım femurun sabitlenen kısmını, kırmızı kısım yükün uygulandığı kısmı göstermektedir.



Şekil 2.12: Eksenel basma testi sınır koşulları.

Statik burma testi; torkun, bir parçanın bir ucu sabit iken aynı eksen üzerindeki diğer ucuna uygulandığı testtir. Statik burma testinde tork 0 N.m değerinden başlayarak belirlenen tork değerine kadar artırılır. Burma testinde femurun distal ucu sabitlenirken proksimal ucundan tork uygulanır. Şekil 2.13'te statik burma testinin sınır koşulları gösterilmiştir. Şekilde mavi kısım femurun sabitlenen kısmını kırmızı kısım torkun uygulandığı kısmı göstermektedir.



Şekil 2.13: Burma testi sınır koşulları.

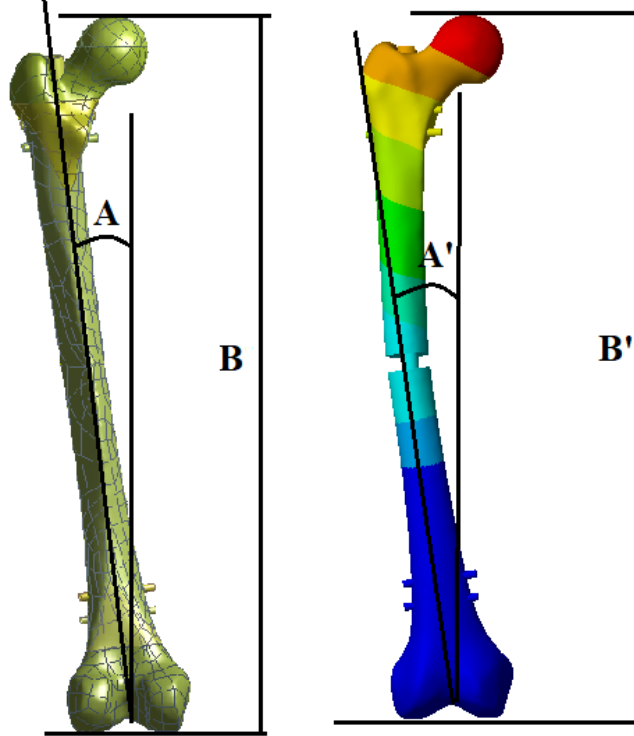
ISO 7206-4 standardına göre statik eksenel basma için 2300 N, statik burma testi için 15 N.m yük uygulanmalıdır. Analizlerde modellere standartta belirtilen yükler uygulanmıştır.

3. SONUÇLAR

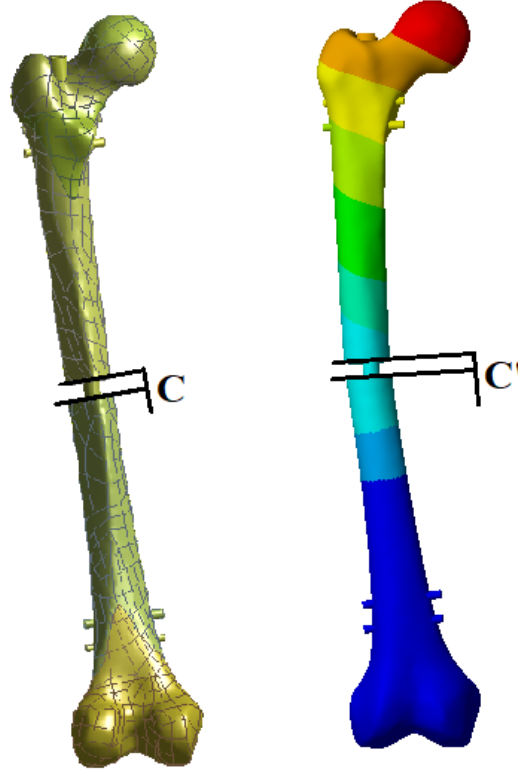
Bu bölümde, yapılan analizler sonucunda modeller üzerinde oluşan deformasyon değerleri verilmiştir.

3.1 Statik aksenal basma testi sonuçları

Kırık olmayan femur modellerinde analiz öncesi ve sonrası femur anatomik duruş açısının ve femurun proksimal ucu ile distal ucu arasındaki dikey uzunluğun değişimi, kırık bulunan femur modellerinde ise analiz öncesi ve sonrası kırık bölgesindeki iki kemik arası mesafe ve femurun proksimal ile distal ucu arasındaki dikey uzunluğun değişimi de incelenmiştir. Şekil 3.1 ve Şekil 3.2’de basma testi öncesi ve sonrası model üzerinden alınacak ölçümler gösterilmektedir.



Şekil 3.1: Aksenal basma testi sonrası ölçülecek değerler.



Şekil 3.2: Basma testi sonrası kırık hattındaki daralma.

Şekillerde gösterilen ölçülerde; A anatomik duruş açısını, B femur boyunu, C osteotomi uygulanmış femur numunelerinde iki kırık yüzeyi arasındaki uzaklığı göstermektedir. A', B', C' ise modellere statik aksenal basma kuvveti uygulandıktan sonraki değerleri göstermektedir. Femur modeli oluşturulurken A değeri 7 derece, B değeri 420 mm, C değeri 10 mm olarak belirlenmiştir.

Test sonrası anatomik duruş açısındaki yani A ölçüsündeki değişimi bulabilmek için femurun distal orta bölgesi ve shaft bölgesine ve de distal orta bölgesi ve femur başı orta noktasına birer izleme noktaları yerleştirilmiştir. Distal uç sınır koşulu olarak sabitlendiğinden buradaki nokta test sonrasında yer değiştirmeyecektir. Femur shaftı ve femur başı ortasında belirlenen noktalar, test sonrası oluşan deformasyon sonucu yer değiştirecektir. Distal uçtaki nokta ile shaft ortasındaki nokta ve femur başı ortasındaki nokta arasında oluşturulan doğruların arasındaki analiz sonrası açı anatomik duruş açısındaki değişimi verecektir. Şekil 3.3'te açı hesabı şematik olarak gösterilmiştir. O noktası sabit bir noktayı, P noktası hareketli noktayı, P' ise hareket sonrası P noktasının konumunu göstermektedir.

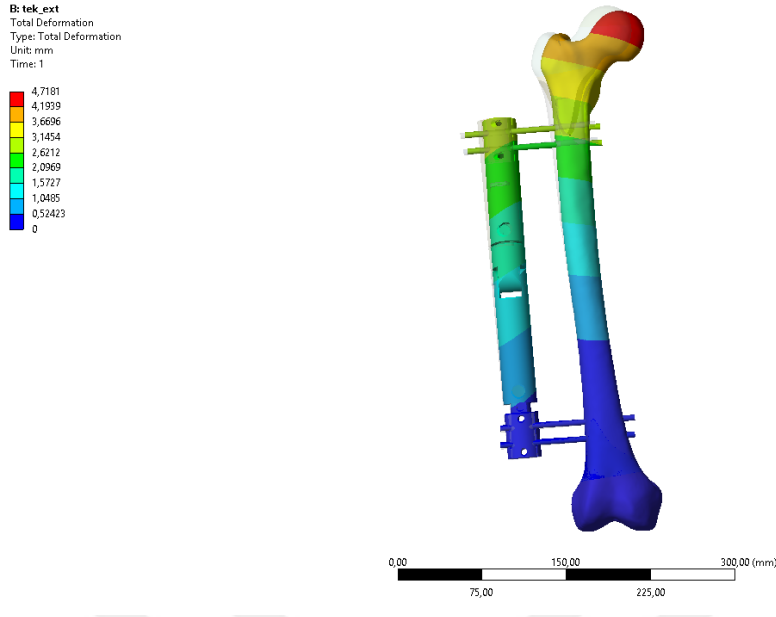


Şekil 3.3: Anatomik açıdaki değişimi hesaplama yöntemi.

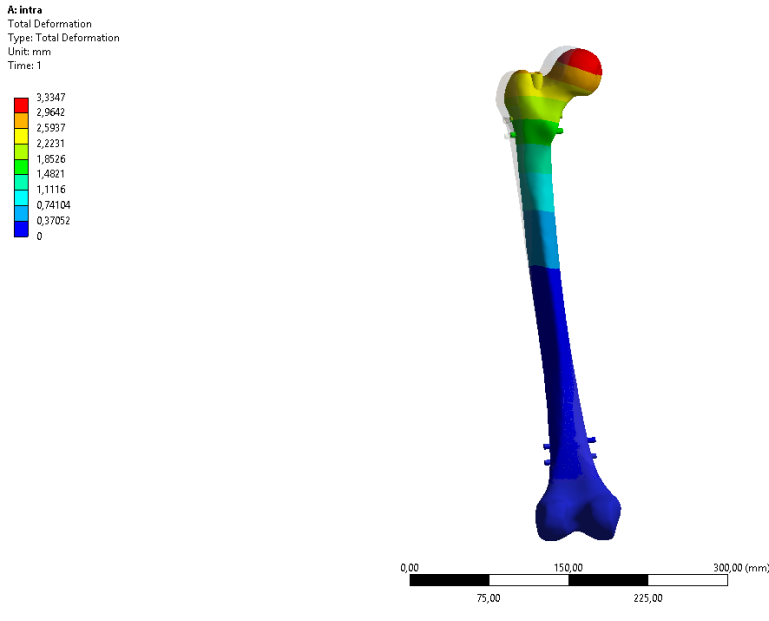
İki doğru arasındaki açıyı bulabilmek için ANSYS programından noktaların x ve y koordinatları alınmış ve aşağıda denklem 1’de gösterilen denklemde yerine konularak açı değişimi bulunmuştur. Bulunan bu açı değişimi ile A açısı toplanarak A’ değeri hesaplanmıştır.

$$\mathbf{atan2}((Py - Oy), (Px - Ox)) - \mathbf{atan2}((P'y - Oy), (P'x - Ox)) \quad (3.1)$$

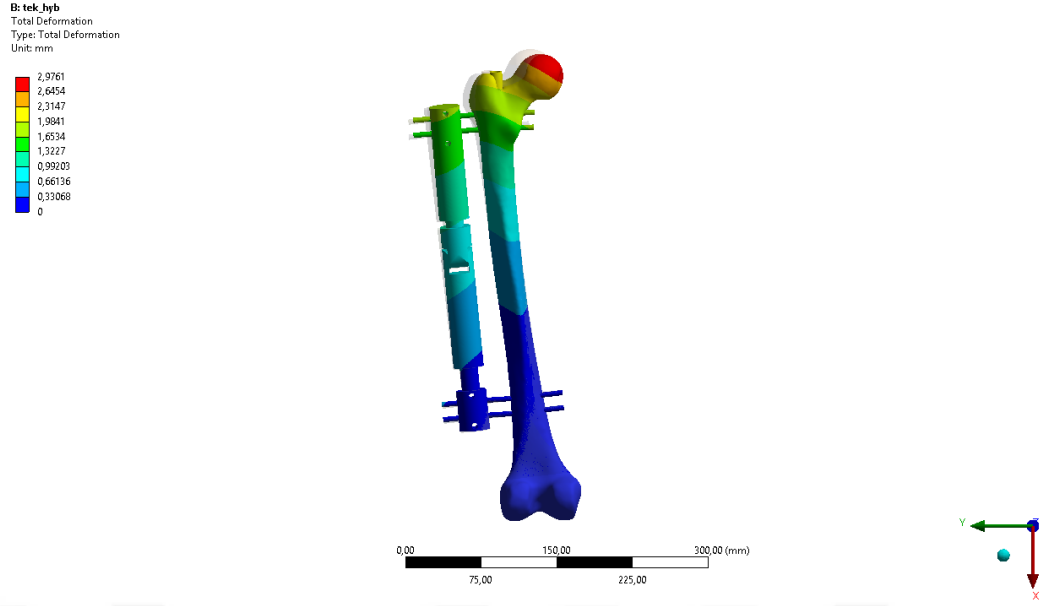
Çizelge 3.1’de osteotomi uygulanmamış femur numuneleri için ölçümlerin analiz öncesi ve sonrası farkları verilmiştir. Osteotomi uygulanmamış numunelerde kırık hattı olmadığından C ölçümü yoktur. Osteotomi uygulanmamış modellerin analiz sonrası deformasyon haritaları Şekil 3.7, Şekil 3.8, Şekil 3.9’da verilmiştir.



Şekil 3.4: Kırık hattı olmayan eksternal fiksasyon tekniğinin aksenal basma analizi.



Şekil 3.5: Kırık hattı olmayan intramedüller çivileme tekniğinin aksenal basma analizi.



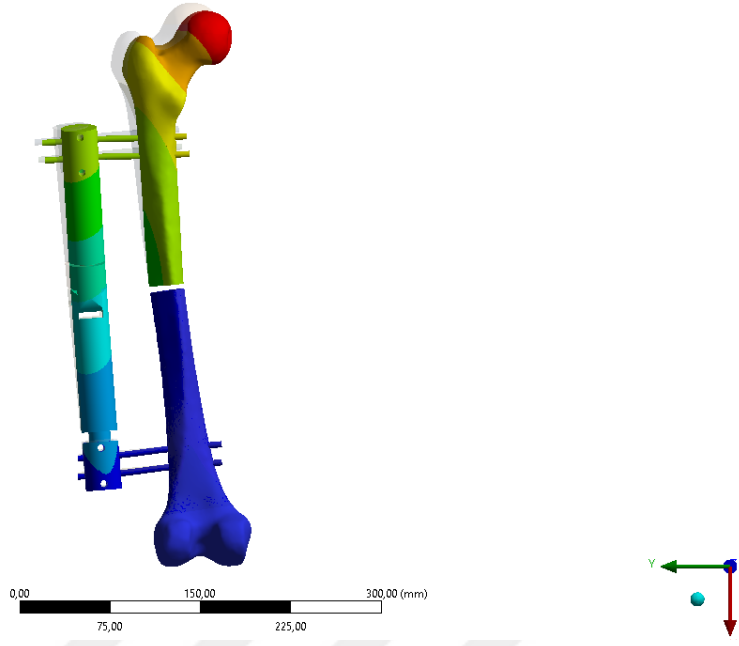
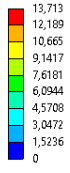
Şekil 3.6: Kırık hattı olmayan hibrit tekniğinin aksenal basma analizi.

Çizelge 3.1: Kırık hattı bulunmayan modeller için aksenal basma testi sonuçları.

İmplant Tipi	A' - A (deg)	B - B' (mm)
Eksternal Fiksator	2.7	4.6
İntramedüller Çivi	2.1	3.27
Hibrit Teknik	1.9	2.9

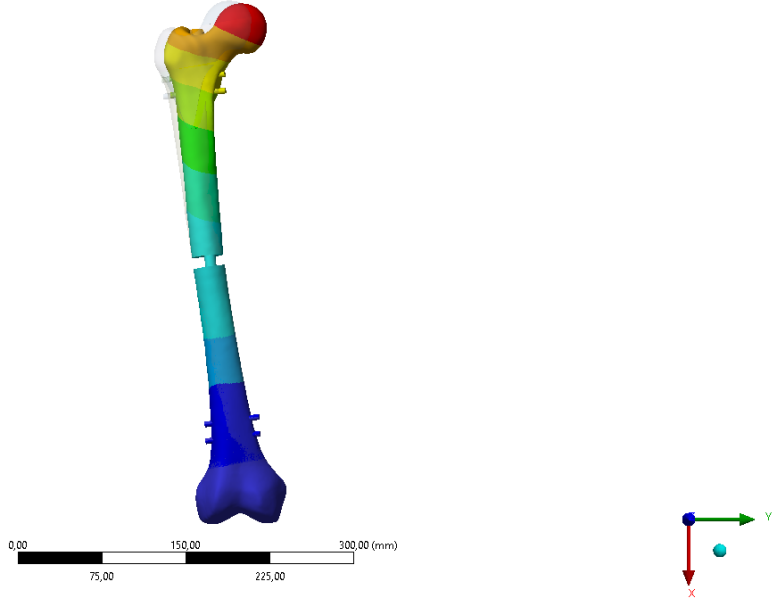
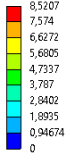
Çizelge 3.2’de osteotomi uygulanmış femur numuneleri için ölçümlerin ilk değeri ile analiz sonraki değerleri arasındaki fark verilmiştir. Şekil 3.4, Şekil 3.5 ve Şekil 3.6’da osteotomi uygulanmış femur numunelerinin analiz sonrası deformasyon haritaları verilmiştir. Şekillerde saydam olan kısım modelin deformasyona uğramadan önceki halini göstermektedir.

B: ext kesik
Total Deformation
Type: Total Deformation
Unit: mm
Time: 1



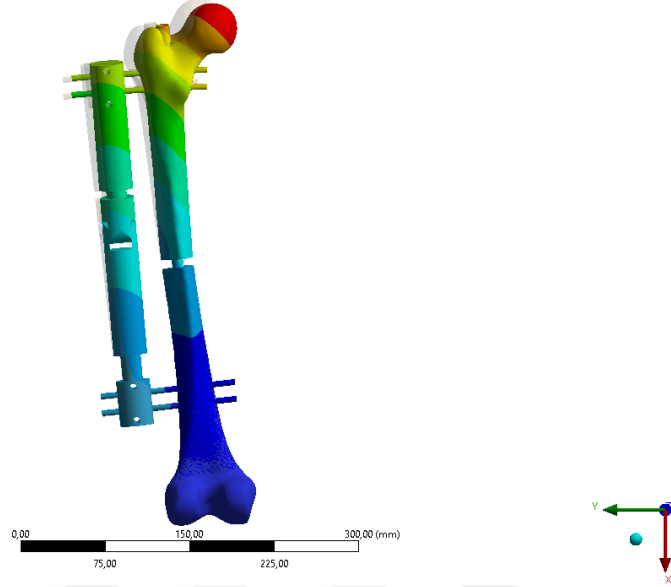
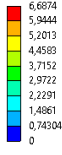
Şekil 3.7: Kırık hattı bulunan eksternal fiksasyon tekniğinin aksenal basma analizi

A: intra
Total Deformation
Type: Total Deformation
Unit: mm
Time: 1



Şekil 3.8: Kırık hattı bulunan intramedüller çivileme tekniğinin aksenal basma analizi.

B:hyb_kesik
Total Deformation
Type: Total Deformation
Unit: mm
Time: 1



Şekil 3.9: Kırık hattı bulunan hibrit tekniğinin aksenal basma analizi.

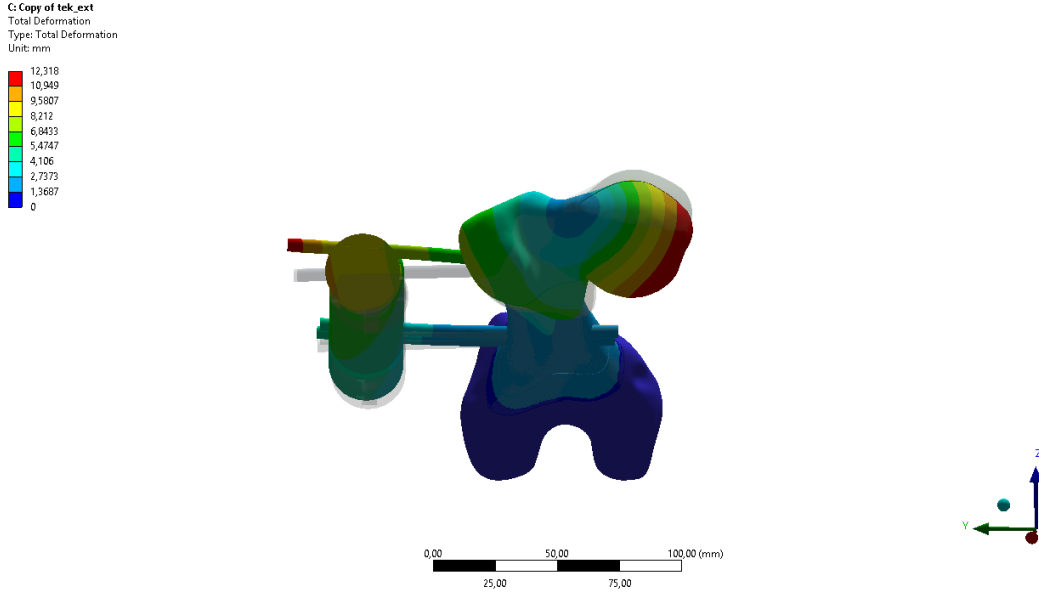
Çizelge 3.2: Kırık hattı bulunan modeller için aksenal basma testi sonuçları.

İmplant Tipi	A' - A (deg)	B - B' (mm)	C - C' (mm)
Eksternal Fiksator	9.2	13.6	6.2
İntramedüller Çivi	3.6	8.4	2.45
Hibrit Teknik	3	6.5	2.05

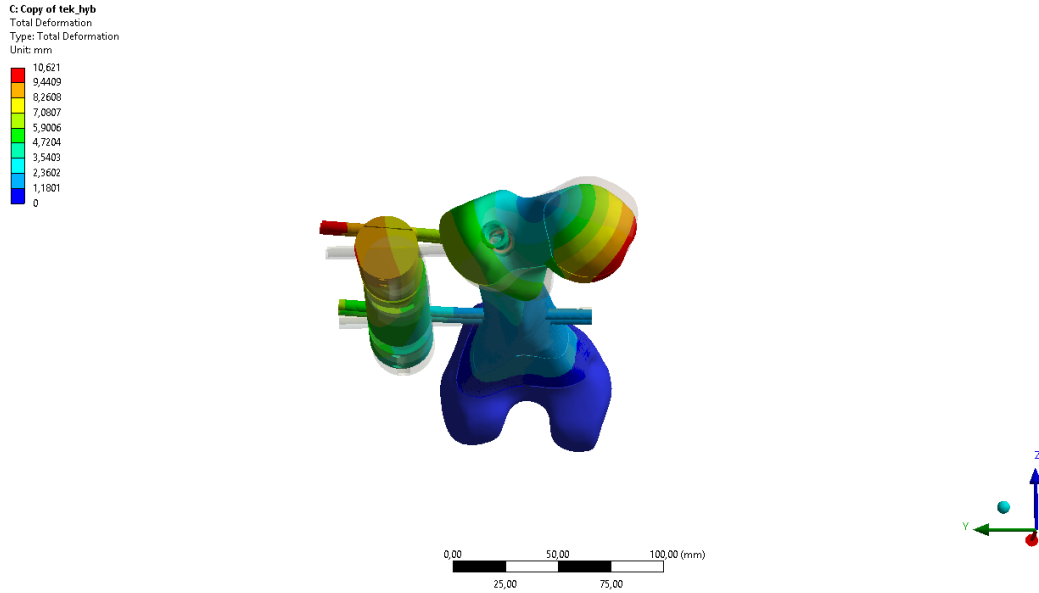
3.2 Statik burma testi sonuçları

Femura uygulanan 15 Nm büyüklüğündeki tork sonucunda femur başında meydana gelen açısal değişim hesaplanmıştır. Bu açı hesaplanırken statik burma testinde anatomik duruş açısındaki değişimi hesaplarırken kullanılan denklem 1 kullanılmıştır. Femur başının üst görünümünde dönüş eksenine üzerine ve femur başının üst görünümde uç kısmına birer izleme noktası yerleştirilmiştir. Dönüş eksenine üzerindeki nokta yer değiştirmeyecektir, femur başındaki nokta ise uygulanan torkun etkisiyle açısal bir hareket yapacaktır. Bu değişimden yararlanılarak denklem 3.1 kullanılarak meydana gelen açı değişimi hesaplanmıştır.

Çizelge 3.3'te kırık hattı bulunmayan modeller için femur başında meydana gelen açılma deformasyonu verilmiştir. Modellerin deformasyon haritaları Şekil 3.10, Şekil 3.11 ve Şekil 3.12'de gösterilmiştir. Şekillerde saydam olan kısımlar modelin analiz öncesi halini göstermektedir.

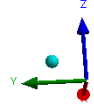
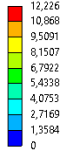


Şekil 3.10: Kırık hattı olmayan eksternal fiksasyon tekniğinin statik burma analizi.



Şekil 3.11: Kırık hattı olmayan hibrit fiksasyon tekniğinin statik burma analizi.

B: Copy of Intra
Total Deformation
Type: Total Deformation
Unit: mm



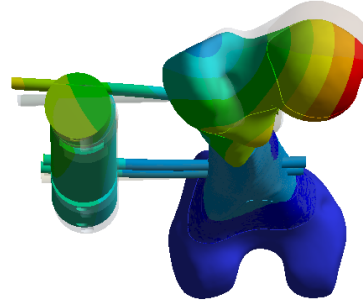
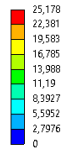
Şekil 3.12: Kırık hattı olmayan intramedüller çivileme tekniğinin statik burma analizi.

Çizelge 3.3: Kırık hattı bulunmayan modeller için statik burma testi sonuçları.

İmplant Tipi	Deformasyon (deg)
Eksternal Fiksator	10.2
İntramedüller Çivi	12
Hibrit Teknik	9.6

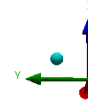
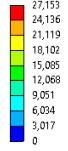
Çizelge 3.4'te kırık hattı bulunan modellerde uygulanan tork sonrası oluşan açısız deformasyon verilmiştir. Modellerin deformasyon haritaları Şekil 3.13, Şekil 3.14 ve Şekil 3.15'te verilmiştir.

C: Copy of ext_kesik
Total Deformation
Type: Total Deformation
Unit: mm
Time: 1



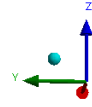
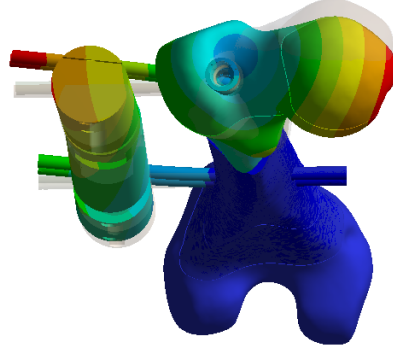
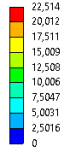
Şekil 3.13: Kırık hattı bulunan eksternal fiksasyon tekniğinin statik burma analizi.

B: Copy of Copy of Static Structural
Total Deformation
Type: Total Deformation
Unit: mm



Şekil 3.14: Kırık hattı bulunan intramedüller çivileme tekniğinin statik burma analizi.

C: Copy of hyb_kesik
Total Deformation
Type: Total Deformation
Unit: mm



Şekil 3.15: Kırık hattı bulunan hibrit fiksasyon tekniğinin statik burma analizi.

Çizelge 3.4: Kırık hattı bulunan modeller için statik burma testi sonuçları.

İmplant Tipi	Deformasyon (deg)
Eksternal Fiksator	21.7
İntramedüller Çivi	23.4
Hibrit Teknik	18.7

4. DEĞERLENDİRME

Bu bölümde, analizlerde ortaya çıkan sonuçların değerlendirilmesi yorumlanması yer almaktadır. Hibrit teknik ile eksternal fiksasyon ve hibrit teknik ile intramedüller çivileme teknikleri karşılaştırılmıştır. Fiksasyon teknikleri kırık hattı bulunan ve bulunmayan aynı mekanik özelliklere sahip aynı femur modellerine uygulanmıştır. Kullanılan implantların mekanik özellikleri her fiksasyon tekniğinde aynıdır. Analizlerde fiksasyon teknikleri yani implantların konfigürasyonu değişmiştir. Basma ve burma testlerinin başlangıç koşulları her analiz için aynıdır. Sonuçlar değerlendirilirken her sistemin başlangıç koşulları eş olduğundan analizler sonucu elde edilen deformasyon değerleri birbirleri ile kıyaslanmıştır.

4.1 Statik aksenal basma analiz sonuçlarının değerlendirilmesi

Çizelge 3.1’de kırık hattı bulunmayan femur modelleri için statik aksenal basma analiz sonuçları verilmiştir. Sonuçlara bakıldığında eksternal fiksasyon tekniği, intramedüller çivileme tekniği ve hibrit teknik için anatomik duruş açısındaki değişimin sırasıyla 2.7, 2.1, 1.9 derece; toplam boydaki kısalmanın 4.6, 3.27, 2.9 mm olduğu görülmektedir. Anatomik duruş açısındaki değişimler incelendiğinde değişim miktarlarının birbirine yakın olduğu görülmektedir. Hibrit teknik ile intramedüller çivileme tekniği arasındaki açı farkı 0.2 derece iken eksternal fiksasyon ile açı farkı 0.6 derecedir. Bu değerler kırık hattı bulunmayan femurda hibrit teknik ile intramedüller çivileme tekniğinin anatomik açı korunumu konusunda daha stabil olduğunu göstermektedir. Hibrit teknik ile intramedüller çivileme tekniği ise birbirine yakın değerler göstermiştir. Toplam boydaki kısalma değerlerine bakıldığında hibrit teknik ile intramedüller çivileme tekniği arasındaki farkın 0.37 mm, hibrit teknik ile eksternal fiksasyon arasındaki farkın 1.7 mm olduğu görülmektedir. Toplam boydaki kısalma sonuçlarında da anatomik duruş açısı sonuçlarına paralel bir sonuç çıkmıştır.

Çizelge 3.2’de kırık hattı bulunan femur modelleri için statik aksenal basma analiz sonuçları verilmiştir. Çizelgenin A’-A sütunu yani anatomik duruş açısındaki değişim incelendiğinde eksternal fiksasyon, intramedüller çivileme ve hibrit teknik için

değişim değerlerinin sırasıyla 9.2, 3.6 ve 3 derece olduğu görülmektedir. Hibrit teknik ile intramedüller fiksasyon tekniği kıyaslandığında aralarında 0.6 derecelik bir açı farkı olduğu görülmektedir. Anatomik duruş açısı olan 7 derece ile bu farkı karşılaştırdığımızda iki teknik arasında % 8.57'lik bir fark olduğu görülmektedir. Aradaki 0.6 derecelik fark hibrit tekniğin anatomik duruş açısını koruma konusunda intramedüller çividen daha iyi olduğunu fakat iki tekniğin de birbirine yakın sonuçlar verdiğini göstermektedir. Hibrit teknik ile eksternal fiksasyon tekniği karşılaştırıldığında iki teknik için anatomik duruş açısı arasındaki farkın 6.2 derece olduğu görülmektedir. Açı değişimlerine ayrı ayrı bakıldığında eksternal fiksasyon tekniğindeki 9.2 derecelik değişimin, hibrit teknikteki 3 derecelik açı değişiminin üç katından fazla olduğu görülmektedir. İki teknik arasındaki yüzdesel fark anatomik duruş açısı olan 7 derece ile kıyaslandığında % 88.7'lik bir fark olduğu görülmektedir. Bu da hibrit tekniğin kırık hattı bulunan aksel basma analizlerinde eksternal fiksasyon tekniğinden çok daha stabil olduğunu göstermektedir.

Çizelge 3.2'de kırık hattı bulunan femur numuneleri için statik aksel basma testi analizleri için toplam boydaki kısalmaya bakıldığında eksternal fiksasyon tekniği, intramedüller çivileme tekniği ve hibrit teknik için boylardaki kısalmaların sırasıyla 13.6, 8.4 ve 6.5 mm olduğu görülmektedir. Aynı sırayla kırık yüzeyler arasındaki analiz sonrası yakınlaşmanın 6.2, 2.45 ve 2.05 mm olduğu görülmektedir. Bu sonuçlara bakıldığında toplam boydaki kısalma konusunda hibrit teknik ile intramedüller çivileme tekniği arasında 2.9 mm fark var iken hibrit teknik ile eksternal fiksasyon tekniği arasında 7.1 mm fark vardır. Hibrit teknikteki boy kısalması 6.5 mm iken eksternal fiksasyon tekniğindeki boydaki kısalma bu değer iki katından fazla olan 13.6 mm'dir. Bu durumda eksternal fiksasyon tekniğine göre % 52.2'lik bir iyileştirme görülmektedir. Bu iyileştirme hibrit teknik ile intramedüller çivileme arasında % 22.6 kadardır. Toplam boyun korunması konusunda hibrit tekniğin diğer iki teknikten daha rijit bir yapıda olduğu görülmektedir. Her modelde kırık yüzeylerin birbirine uzaklığı 10 mm'dir. Bu bağlamda hibrit teknikte kırık bölgesinde % 20.5, intramedüller çivileme tekniğinde % 24.5, hibrit teknikte ise % 60.2'lik bir daralma söz konusudur. Burada açıkça görülmektedir ki geliştirilen hibrit teknik eksternal fiksasyon tekniğinden kırık bölgesinin muhafazası konusunda daha stabil bir yapıya sahiptir. Ayrıca hibrit teknik kırık bölgesinin korunumu konusunda intramedüller çivileme tekniğinden daha yüksek rijiditeye sahip gözükse de aradaki fark göz önünde

bulundurulduğunda iki teknik de benzer davranışlar göstermektedir. Bunlara ek olarak kırık yüzeylerin arasındaki daralmanın toplam boydaki kısalmaya oranına bakıldığında eksternal fiksasyon, intramedüller çivileme tekniği ve hibrit teknik için sırasıyla yüzdesel olarak % 45.5, % 29.2, % 31.5 olduğu görülmektedir. Kırık yüzeylerin korunması konusundaki stabilite bu değerlere bakıldığında hibrit teknik ve intramedüller çivileme tekniği için benzer olmakla beraber en düşük performans eksternal fiksasyon tekniğine aittir.

Eksenel basma analiz sonuçları genel olarak gözden geçirildiğinde hibrit tekniğin eksternal fiksasyon tekniğinden eksenel yükler altında çok daha rijit olduğu, intramedüller çivileme tekniği ile benzer rijiditeye sahip olduğu görülmektedir. Bunun sebebi olarak femurun kendi rijit yapısına ek olarak medüller kanalından geçirilen femurdan daha yüksek dayanıma sahip çivi gösterilebilir, bu çivi basma ekseninde olduğundan iki teknikte de femura ekstra dayanım sağlamıştır. Hibrit teknik ve intramedüller çivileme tekniği benzer bir yapıda olduğundan iki tekniğin sonuçları birbirine yakın çıkmıştır. Hibrit teknikteki eksternal fiksator femuru dıştan da desteklediği için hibrit tekniğin intramedüller çivileme tekniğinden daha stabil olmasını sağlamıştır. Eksternal fiksasyon tekniğinde ise diğer iki teknik gibi femurun basma ekseninde femura dayanım katan bir yapı yoktur. Ayrıca femur eksenel basma yüküne maruz kalırken eksternal fiksator bu basma ekseninde dışta kaldığından eğilme yükü altında kalmaktadır. Bu da yapıya intramedüller çivi kadar dayanım sağlayamamasına neden olmaktadır. Bu nedenlerden dolayı eksternal fiksator diğer iki tekniğe göre daha düşük bir stabiliteye sahiptir. Böylece geliştirilen hibrit teknik ile eksternal fiksatorün hizalama ve eksenel basma kuvvetleri altındaki zayıflığı giderilmiştir.

4.2 Statik burma analiz sonuçlarının değerlendirilmesi

Çizelge 3.4'te gösterilen kırık hattı bulunmayan ve kırık hattı bulunan femur modelleri üzerinde yapılan statik burma testi analizleri sonucunda burma yükü altında en düşük açısal deformasyonun hibrit tekniği sonra eksternal fiksasyon tekniğine, en yüksek açısal deformasyonun ise intramedüller çivileme tekniğinde olduğu görülmektedir. Sonuçlar incelendiğinde kırık hattı bulunmayan analizlerde hibrit teknik ile eksternal fiksasyon tekniğindeki açısal deformasyon değerleri arasında 0.6 derece fark varken hibrit teknik ile intramedüller çivileme tekniği arasında 1.6 derece fark vardır. Bu

analizlerde femurda kırık hattı bulunmadığından ve sonuçlar birbirine yakın çıktığından teknikler arasında net bir kıyaslama yapılamamaktadır. Kırık hattı bulunan analizlere bakıldığında intramedüller çivileme, eksternal fiksasyon ve hibrit teknik için açısız deformasyon değerleri sırasıyla 21.7, 23.4 ve 18.7 derecedir. Bu değerlere bakıldığında hibrit teknik ile eksternal fiksasyon tekniği arasında 2 derece fark varken hibrit teknik ile intramedüller çivi arasında 4.6 derece fark vardır. Bu durumda görülmektedir ki kırık olan femur analizlerinde burma yükü altında hibrit teknik eksternal fiksasyon tekniği ile benzer stabiliteye sahipken intramedüller çivileme tekniğinden daha üstündür. Bunun nedeni olarak hibrit teknik ve eksternal fiksasyon tekniğinde bulunan kemiği eksen dışından ve sabit tutan metal yapı yani eksternal fiksator gösterilebilir. Eksternal fiksator burma yükü altında kemiğin burulma ekseninde olmadığından bağlantı vidalarında eksen dışı bir deformasyona neden olmaktadır bu da yapının daha az deforme olmasını sağlamaktadır. İntramedüller çivileme tekniğinde ise sadece intramedüller çivi olduğundan ve bu çivi burma ekseninin tam üzerinde olduğundan kolayca burulmaya maruz kalmaktadır. Hibrit teknikte eksternal fiksasyon tekniğine fazladan olarak medüller kanalında bulunan intramedüller çivi hibrit tekniğe burma yükü altında daha fazla rijidite katmış ve eksternal fiksator göre yakın da olsa daha düşük bir açısız deformasyon meydana getirmiştir. Bu sayede geliştirilen hibrit teknik ile intramedüller çivileme tekniğinin rotasyonel yükler altındaki zayıf performansı geliştirilmiştir.

5. SONUÇLAR

Yapılan analizler sonucunda geliştirilen hibrit tekniğin aksenal basma yükleri altında intramedüller çivileme tekniği ile benzer, eksternal fiksasyon tekniğinden daha stabil; burma yükü altında eksternal fiksator ile benzer, intramedüller çivileme tekniğinden daha rijit bir yapıda olduğu gözlemlenmiştir. Ancak yapılan analizlerde model oluşturulurken yapılan bazı kabuller (femurun epifiz bölgesinin tamamen trabeküler yapıda kabul edilmesi, yüzeyler arası kontakt tipleri gibi) nedeniyle analiz sonuçları yapılacak deney sonuçları ile birebir aynı olmayabilir. Fakat her analiz aynı kemik modeli üzerinde ve koşullarda yapıldığından sonuçlar yine birbirine paralel olacaktır. Geçmişte yapılan bazı çalışmalar ile çıkan sonuçlar kıyaslandığında; İyidiker [9] farklı distal kilitleme sistemine sahip intramedüller femur çivilerinin biyomekanik özelliklerini deneysel olarak kıyaslamıştır. Çalışmasında geleneksel olarak sınıflandırdığı intramedüller çivileme tekniği bu çalışmada kullanılan intramedüller çivileme tekniği ile aynıdır. İyidiker, çalışmasında kırık hattı bulunan femur numunelerine iki farklı distal kilitleme sistemine sahip intramedüller çivileme tekniği uygulayarak bu numunelere aksenal basma, burma ve yorulma testleri uygulamıştır. Geleneksel distal kilitleme uygulanan numunelerde aksenal basma testi için kırık hattındaki daralma değerini 2.1 mm olarak bulmuştur, bu değer bu çalışmadaki analizlerde 2.4 mm olarak bulunmuştur. Yapılan deneysel çalışma ile bu çalışmada yapılan analiz sonuçları birbirine yakındır. İyidiker'in çalışmasındaki 2.1 mm'lik kırık hattındaki daralma hibrit teknik ile karşılaştırıldığında hibrit teknikteki daralmanın 2.05 mm olduğu görülmektedir. Bu iki değer arasında kayda değer bir fark olmadığı görülmektedir. Bu analizler modellenirken yapılan kabullerden kaynaklanabilir, bu yüzden bu çalışmanın deneysel çalışmasının da yapılması gerekmektedir.

Ivanov ve arkadaşları [38] geliştirdikleri yeni intramedüller çivi ile geleneksel intramedüller çiviye kıyaslamak amacıyla kırık femur modeli üzerinde sonlu eleman analizi yapmışlardır. Yaptıkları analiz sonucu modeldeki toplam boy değişimini 1.65 mm olarak bulmuşlardır. Bu değer bu çalışmada intramedüller çivileme tekniği için 8.4 mm, hibrit teknik için 6.5 mm'dir. Ivanov ve arkadaşları kırık femur modelinde kırık yüzeylerini bitişik ama sürtünmesiz olarak tanımlamışlarken bizim çalışmamızda

kırık yüzeyler arasında 10 mm mesafe vardır, ayrıca aksenal yük olarak 1000 N uygulamışlardır bu değer bizim çalışmamızda 2300 N'dur. Problemin modellenmesinde uygulanan bu farklılıklar sonuçlar arasında da büyük farklar olmasına neden olmuştur.

Sternick ve arkadaşları [39] yaptıkları çalışmada eksternal fiksatorün stabilitesinin bağlantı vidası sayısı ile arasındaki ilişkiyi araştırmışlardır. Çalışmada 4, 6 ve 8 bağlantı vidasına sahip eksternal fiksatöre sonlu elemanlar yöntemi ile aksenal basma testi uygulanmıştır. Yapılan analizler sonucu 4 bağlantı vidasına sahip eksternal fiksatörde kırık hattındaki daralmanın 0.5 mm olduğu görülmüştür. Bu değer bizim çalışmamızda eksternal fiksasyon tekniği için 6.2 mm, hibrit teknik için 2.05 mm'dir; iki teknik için de çıkan değerler Sternick'in çalışmasından çok daha yüksektir. Sternick çalışmasında 200 N değerinde basma yükü uygulamıştır ve eksternal fiksatorün malzemesini 190 GPa esneklik modülüne sahip AISI 304 paslanmaz çeliği kullanmıştır. Bizim çalışmamızda basma yükü 2300 N olarak belirlenmiştir ve malzeme olarak esneklik modülü 113.8 GPa olan Ti6Al4V kullanılmıştır. Bizim çalışmamızda yaklaşık 11 kat daha fazla basma yükü kullanılması ve daha düşük esneklik modülüne sahip malzeme kullanılması sonuçlar arasındaki farkın artmasına neden olmuştur.

6. GELECEK ÇALIŞMALAR

Bilgisayar ortamında oluşturulan model üzerinden statik aksenal basma ve statik burma test analizleri gerçekleştirilen bu tekniğin gerçek modeli üretilerek femur numuneleri üzerinde statik aksenal basma, burma deneyleri ve yorulma deneyleri yapılarak ürünün tam ölçekte deneylerinin gerçekleştirilmesi ile tekniğin tamamen doğruluğu sağlanabilir.



KAYNAKLAR

- [1] **T. D. White, P. A. Folkens**, (2005), “Leg: Femur, Patella, Tibia & Fibula”, *The Human Bone Manual*, Elsevier, 255–286.
- [2] **M. R. Feldesman, J. G. Kleckner, and J. K. Lundy**, (1990), “Femur/Stature Ratio And Estimates Of Stature İn Mid- And Late-Pleistocene Fossil Hominids”, *Am. J. Phys. Anthropol.*, 83(3), 359–372.
- [3] **V. H. Frankel**, (1973), *Biomechanics of the Musculoskeletal System: Introduction*, 107(3), 3. Baskı.
- [4] **D. E. Lunn, A. Lampropoulos, and T. D. Stewart**, (2016), “Basic biomechanics of the hip,” *Orthop. Trauma*, 30(3), 239–246.
- [5] **G. Bergmann, F. Graichen, and A. Rohlmann**, (1993), “Hip joint loading during walking and running, measured in two patients,” *J. Biomech.*, 26, 969–990.
- [6] **O. Jones**, “The Femur.” Erişim Adresi: <https://teachmeanatomy.info/lower-limb/bones/femur/>, Erişim Tarihi: 26 Haziran 2019
- [7] **M. Harty**, (1984), The anatomy of the hip joint. In: Tronzo R, *Surgery of the Hip Joint*, New York: Springer-Verlag, 2, 49-74.
- [8] **H. Gray**, “Anatomy of the Human Body,” *Anat. Rec.*, 136(4), 505–505, 1960.
- [9] **M. A. İyidiker**, (2015), “İntramedüler Femur Çivilerinin Biyomekanik Özelliklerinin Deneysel Olarak Karşılaştırılması,” Yüksek Lisans Tezi, Makine Mühendisliği, TOBB ETÜ, Ankara.
- [10] **D. Douroumis**, (2012), “Application Of Neural Network And Finite Element Method For Multiscale Prediction Of Bone Fatigue Crack Growth In Cancellous Bone Ridha”.
- [11] **K. S. Zakiuddin, I. A. Khan, and R. A. Hinge**, (2016), “A Review Paper on Biomechanical Analysis of Human Femur,” *Int. J. Innov. Res. Sci. Eng.*, 2. Baskı, 356–363.
- [12] **A. A. W. III and M. M. Panjabi**, (1990), *Clinical Biomechanics of The Spine*. 2. Baskı.

- [13] **T. Duckworth and C. M. Blundell**, (2010), *Lecture Notes: Orthopedics and Fractures*, 4. Baskı.
- [14] **A.B. Li, W.J. Zhang, W.J. Guo, X.-H. Wang, H.M. Jin, and Y.M. Zhao**, (2016), “Reamed Versus Unreamed Intramedullary Nailing For Treatment Of Femoral Fractures”, *Medicine (Baltimore)*, 95(29).
- [15] **M. T. Taylor, B. Banerjee, E. K. Alpar**, (1994), “Injuries Associated With A Fractured Femur”, *Injury*, 25(3), 185–187.
- [16] **Ramon B. Gustilo**, (1975), “Prevention of Infection in the Treatment of One Thousand and Twenty-five Open Fractures of Long Bones,”*The Journal of Bone and Joint Surgery*, 58(4), 523–527.
- [17] **E. Duman and Y. Ateş**, (2008), “Femur Cisim Kırıkları”, *TOTBİD*, 7(2), 1–2.
- [18] **McDermott, A., Halifax, N., Russell, L., Gross, A., Ready, J.** (1987), “Biomechanical Testing Of The Locking Compression Plate”, *Orthop Trans*, 11. Baskı, 383-384
- [19] **A. P. Singh**, “Intramedullary Nailing of Fractures.”. Erişim Adresi: <https://boneandspine.com/intramedullary-nailing/>, Erişim Tarihi. 30 Haziran 2019.
- [20] **M. D and P. Reilly**, (2006), “Intramedullary Nailing of Femoral Shaft Fractures”, 70(10), 1–12.
- [21] **G. Wang, T. Pan, X. Peng, and J. Wang**, (2008), “A new intramedullary nailing device for the treatment of femoral shaft fractures :A biomechanical study,” 23. Baskı, 305–312.
- [22] **G. Aitchison, A. Johnstone, D. E T Shepherd, and M. A. Watson**, (2004), A Comparison Of The Torsional Performance Of Stainless Steel And Titanium Alloy Tibial Intramedullary Nails: A Clinically Relevant Approach, *Biomedical Material Engineering*, 14. Baskı.
- [23] **F. J. Kummer, K. J. Koval, and K. A. Egol**, (2007), “Intramedullary Nailing of the Lower Extremity : Biomechanics and Biology”, *Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons*, 15(2).
- [24] **W. B. Carrell, P. M. Girard**, (2018), “Removable Internal Fixation In Fractures”, *Journal of the American Medical Association*, 96. Baskı.
- [25] “When Your Child Has a Femur Fracture.”, Erişim Adresi: <https://www.mountnittany.org/articles/healthsheets/7278>, Erişim

Tarihi; 25 Haziran 2019.

- [26] **A. T. Fragomen and S. R. Rozbruch**, (2007), “The mechanics of external fixation”, *HSS J.*, 3(1), 13–29.
- [27] **G. A. Ilizarov**, (1990), “Clinical Application of the Tension-Stress Effect for Limb Lengthening”, *Clinical orthopaedics and related research*, 250.
- [28] **A. R. Zamani and S. O. Oyadiji**, (2009), “Analytical modelling of Kirschner wires in Ilizarov circular external fixator as pretensioned slender beams,” *J.R. Soc. Interface*, 6(32), 242–256.
- [29] **D. Paley, J. E. Herzenberg, and N. Bor**, (1997), “Fixator-Assisted Nailing Of Femoral And Tibial Deformities”, *Techniques in Orthopaedics*, 12(4), 260–275.
- [30] **C. P. Murphy, R. D. D’Ambrosia, E. J. Dabezies, J. H. Acker, H. Shoji**, (1988), “Complex Femur Fractures: Treatment With The Wagner External Fixation Device Or The Grosse-Kempf Interlocking Nail”, *The Journal of Trauma*, 28(11), 1553–1561.
- [31] **D. Kim, S. Shin, U. Jeong, Y. Park, S. Lee, and K. Park**, (2008), “Comparison of Flexible Intramedullary Nailing with External Fixation in Pediatric Femoral Shaft Fractures,”, *The Journal of the Korean Orthopaedic Association*, 43(1), 30–35.
- [32] **D. Gulabi, M. Erdem, G. S. Cecen, C. C. Avci, N. Saglam, and F. Saglam**, (2014), “Ilizarov Fixator Combined With an Intramedullary Nail for Tibial Nonunions With Bone Loss: Is It Effective?,” *Clin. Orthop. Relat. Res.*, 472(12), 3892–3901.
- [33] **B. Eidel, A. Gote, A. Ohrndorf, and H. J. Christ**, (2018), “How Can A Short Stem Hip Implant Preserve The Natural, Pre-Surgery Force Flow? A Finite Element Analysis On A Collar Cortex Compression Concept (CO4),” *Med. Eng. Phys.*, 58, 1–12.
- [34] **G. Kaplan**, (2013), “Investigation of Compliant Mechanisms By Using Finite Element Method”, Yüksek Lisans Tezi, Hacettepe Üniversitesi, Makine Mühendisliği, Ankara.
- [35] “Edge Finite Element Method for Maxwell-type Equations.” Erişim Adresi: https://www.math.uci.edu/~chenlong/iFEM/project/html/projectMaxwell_01.png, Erişim Tarihi: 22 Temmuz 2019.

- [36] **P. Chen, H. Lu, H. Shen, W. Wang, B. Ni, and J. Chen**, (2017), “Newly Designed Anterolateral And Posterolateral Locking Anatomic Plates For Lateral Tibial Plateau Fractures: A Finite Element Study,” *J.Orthop. Surg. Res.*, 12(1), 1–9.
- [37] “Strength Of Material.” [Online]. Erişim Adresi: <https://nptel.ac.in/courses/112107146/12>, Erişim Tarihi: 17 Haziran 2019.
- [38] **D. Ivanov, A. Barabash, and Y. Barabash**, (2015), “Preclinical Biomechanics Of A New Intramedullary Nail For Femoral Diaphyseal Fractures”, 4(2),1–7.
- [39] **M. B. Sternick, D. Dallacosta, D. Á. Bento, and M. L. do Reis**, (2012), “Relationship Between Rigidity of External Fixator and Number of Pins: Computer Analysis Using Finite Elements”, *Rev. Bras. Ortop.*, 47(5), 646–650, (2012).

ÖZGEÇMİŞ

Ad-Soyad : Alper Yetiş
Uyruğu : T.C.
Doğum Tarihi ve Yeri : 15.11.1993 Ankara
E-posta : yetisalper@gmail.com

ÖĞRENİM DURUMU:

- **Lisans** : 2016, TOBB Ekonomi ve Teknoloji Üniversitesi, Mühendislik Fakültesi, Makine Mühendisliği

MESLEKİ DENEYİM VE ÖDÜLLER:

Yıl	Yer	Görev
2016 - 2019	TOBB Ekonomi ve Teknoloji Üniversitesi Makine Mühendisliği Bölümü	Burslu Yüksek Lisans Öğrencisi
2019 -	TUSAŞ Türk Havacılık ve Uzay Sanayii A.Ş.	Tasarım Mühendisi

YABANCI DİL: İngilizce

TEZDEN ÜRETİLEN YAYINLAR, SUNUMLAR VE PATENLER

- **Yetiş A., Demir T., (2019),** Hizalama Aparatına Sahip Bir Eksternal Fiksator Tasarımı, 29. Ulusal Türk Ortopedi ve Travmatoloji Kongresi, Antalya.