

**RADIUS İNTRAMEDÜLLER ÇİVİLERDE  
FARKLI SABİTLEME POZİSYONLARI İLE  
OLUŞAN MEKANİK ETKİLERİN SONLU  
ELEMENLAR YÖNTEMİ İLE İNCELENMESİ**

**Halim KOVACI**

Y. Lisans Tezi

Makine Mühendisliği Anabilim Dalı

Prof. Dr. Ayhan ÇELİK

2011

Her hakkı saklıdır

ATATÜRK ÜNİVERSİTESİ  
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

Y. LİSANS TEZİ

**RADIUS İNTRAMEDÜLLER ÇİVİLERDE FARKLI SABİTLEME  
POZİSYONLARI İLE OLUŞAN MEKANİK ETKİLERİN  
SONLU ELEMANLAR YÖNTEMİ İLE İNCELENMESİ**

Halim KOVACI

MAKİNE MÜHENDİSLİĞİ ANABİLİM DALI

ERZURUM  
2011

Her hakkı saklıdır



T.C.  
ATATÜRK ÜNİVERSİTESİ  
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ



TEZ ONAY FORMU

RADİUS İNTRAMEDÜLLER ÇİVİLERDE FARKLI SABİTLEME  
POZİSYONLARI İLE OLUŞAN MEKANİK ETKİLERİN SONLU  
ELEMENLAR YÖNTEMİ İLE İNCELENMESİ

Prof. Dr. Ayhan ÇELİK danışmanlığında, Halim KOVACI tarafından hazırlanan bu çalışma 11/08/2011 tarihinde aşağıdaki jüri tarafından. Makine Mühendisliği Anabilim Dalı'nda Yüksek Lisans tezi olarak ~~oybirliği/oy çokluğu (.../...)~~ ile kabul edilmiştir.

Başkan : Prof. Dr. Ayhan ÇELİK

İmza :

Üye : Doç. Dr. İrfan KAYMAZ

İmza :

Üye : Yrd. Doç. Dr. A. Fatih YETİM

İmza :

Yukarıdaki sonucu onaylıyorum

**Prof. Dr. Ömer AKBULUT**

## ÖZET

Y. Lisans Tezi

### RADIUS İNTRAMEDÜLLER ÇİVİLERDE FARKLI SABİTLEME POZİSYONLARI İLE OLUŞAN MEKANİK ETKİLERİN SONLU ELEMANLAR YÖNTEMİ İLE İNCELENMESİ

Halim KOVACI

Atatürk Üniversitesi  
Fen Bilimleri Enstitüsü  
Makine Mühendisliği Anabilim Dalı

Danışman: Prof. Dr. Ayhan ÇELİK

Görevi insan vücuduna destek sağlamak olan kemikler pek çok dış etki nedeniyle hasara uğramaktadır. Radius kemiği, bir taraftan dirsek ve el bileği eklemlerini oluşturması, diğer taraftan da üst ekstremitede dirsek eklemine gelen yükleri distalde el bileğine aktarması nedeni ile günlük hayatta çok önemli bir yer tutar. Yetişkinlerdeki radius kırıklarının tedavi etmede kullanılan en yaygın cerrahi teknikler plak-vida veya intramedüller çivi ile tespittir. İntramedüller çivilerin plaklara göre sahip olduğu avantajlardan yararlanmak amacıyla, yeni nesil intramedüller çiviler geliştirilmiştir. Radiusun anatomik yapısından kaynaklanan kompleks bir geometrisi vardır ve bu sebeple radius kırıklarında iyileşme sürecinde oluşan kallus yapısının aşırı yük veya hareket gibi dış etkilerden fazla etkilenmemesi gerekmektedir.

Bu çalışmada radius kırıklarının tedavisinde kullanılan intramedüller çivilerin stiloid kısım, dorsal kısım ve ulnar çentik kenarından sabitlenmesi durumunda iyileşme sürecine olan etkileri incelenmiştir. Bu inceleme için bir gönüllüden alınan önkola ait bilgisayarlı tomografi görüntülerinden radiusun üç boyutlu katı modeli elde edilmiş, elde edilen modelin shaft kısmına kırık olması durumunda oluşan kallus modeli yerleştirilmiş ve implantların farklı pozisyonlarda yerleşimi gerçekleştirilmiştir. Elde edilen modellerin bilekten radius kemiğine iletilen aksenal yükler dikkate alınarak sonlu elemanlar yöntemi ile analizi gerçekleştirilmiştir. Yapılan analizler sonucunda intramedüller çivinin stiloid kısımdan yerleştirilmesi durumunda hem kallus hareketliliği hem de oluşan gerilmeler açısından iyileşme sürecini olumlu yönde etkileyeceği sonucuna varılmıştır.

**2011, 54 sayfa**

**Anahtar Kelimeler:** Radius kırıkları, İntramedüller çivi, Kallus, Sonlu elemanlar yöntemi

## **ABSTRACT**

Master Thesis

### **INVESTIGATION OF MECHANICAL EFFECTS CAUSED BY VARIOUS FIXATION POSITIONS ON RADIUS INTRAMEDULLARY NAILS USING FINITE ELEMENT METHOD**

**Halim KOVACI**

Atatürk University  
Graduate School of Natural and Applied Sciences  
Department of Mechanical Engineering

Supervisor: Prof. Dr. Ayhan ÇELİK

Primary function of the bones is to support human body and bones fail due to many external effects. The radius bone has a significant place on daily life because while it articulates with elbow and wrist, it also transfers loads from upper extremity to the wrist on distal side. The most common surgical treatment technics used for radius bone fractures on adults are plating and intramedullary nailing. New generation of intramedullary nails are developed in order to utilize the advantages of intramedullary nails against plates. Because of its anatomical structure, the radius bone has a complex geometry. Therefore, callus structure, which forms during the healing period, should not be affected from external effects such as excess loads or motion.

In this study, effects of styloid process, dorsal side and ulnar notch edge fixations of intramedullary nails on the healing period were investigated. For these investigations, 3D solid model of radius was obtained from CT images of a volunteer and callus structure model, which forms in the case of shaft fractures, was placed accordingly and different fixations of implants were performed. Obtained models were analyzed under axial loads transferring from the wrist to the radius bone using finite element method. As the result of analysis, fixation of intramedullary nail from styloid process was found to be beneficial on healing period in terms of both callus motion and emerging stresses.

**2011, 54 pages**

**Keywords:** Radius fractures, Intramedullary nail, Callus, Finite element method

## TEŞEKKÜR

Bu tezin hazırlanmasında benden yardımını, anlayışını, desteğini ve zamanını esirgemeyen tez yöneticim Sayın Prof. Dr. Ayhan ÇELİK'e sonsuz teşekkürü bir borç bilirim.

Yaptığım çalışmada bana daima yol gösteren ve benden bilgilerini esirgemeyen değerli hocalarım Sayın Prof. Dr. Akgün ALSARAN, Sayın Doç. Dr. İrfan KAYMAZ ve Sayın Op. Dr. Gürsel SAKA başta olmak üzere; Sayın Yrd. Doç. Dr. Ali Fatih YETİM'e, Sayın Arş. Gör. Dr. S. Yenal VANGÖLÜ'ye, Sayın Arş. Gör. Özgü BAYRAK'a,

Oluşturdıkları bilimsel çalışma ortamı dolayısı ile Arş. Gör. Dr. Mustafa Tolga YURTCAN'a, Sayın Öğr. Gör. Özlem BARAN'a, Sayın Öğr. Gör. Çiğdem ALBAYRAK'a, Sayın Arş. Gör. İlyas HACISALİHOĞLU'na, Sayın Arş. Gör. Filiz KARABUDAK'a, Sayın Mak. Müh. Hojjat GHAHRAMANZADEH ASL'ye ve Sayın Mak. Müh. Fatih Medet ALİBEYOĞLU'na,

Tez çalışmam süresince fikir alışverişinde olduğum değerli arkadaşım Sayın Mak. Müh. Erkan ÖZYILMAZ'a,

Tezde kullanılan çivi modellerinin temin edilmesini sağlayan TST Rakor ve Tıbbi Aletler San. ve Tic. Ltd. Şti. adına Sayın Ahmet POLAT'a,

Desteğini esirgemeyen tüm arkadaşlara ve aileme teşekkür ederim.

Halim KOVACI

Ağustos 2011

## İÇİNDEKİLER

ÖZET.....	i
ABSTRACT.....	ii
TEŞEKKÜR.....	iii
SİMGELER ve KISALTMALAR DİZİNİ.....	vi
ŞEKİLLER DİZİNİ.....	vii
ÇİZELGELER DİZİNİ.....	x
<b>1. GİRİŞ.....</b>	<b>1</b>
<b>2. KURAMSAL TEMELLER.....</b>	<b>11</b>
2.1. İskelet Sistemi ve Kemikler.....	11
2.2. Kırıklar.....	13
2.2.1. Kırıklarda iyileşme süreci.....	14
2.3. Önkol ve Kısımları.....	16
2.4. Önkol Kırıkları ve Tedavi.....	18
<b>3. MATERYAL ve YÖNTEM.....</b>	<b>24</b>
3.1. Bilgisayarlı Tomografi Görüntülerinden 3 Boyutlu Radius Kemik Modelinin Elde Edilmesi ve İntramedüller Çivilerin Farklı Pozisyonlarda Yerleştirilmesi.....	25
3.1.1. Hacimsel mesh yapılarının oluşturulması.....	28
3.2. Sınır Şartlarının Uygulanması ve Sonlu Elemanlar Analizleri.....	30
3.2.1. Malzeme özelliklerinin belirlenmesi.....	31
3.2.2. Sınır şartlarının uygulanması.....	32
<b>4. ARAŞTIRMA BULGULARI ve TARTIŞMA.....</b>	<b>34</b>
4.1. İntramedüller Çiviler ve Kemiklerde Oluşan Gerilmelerin İncelenmesi.....	34
4.1.1. Kortikal ve trabeküler kemiklerde oluşan gerilmeler.....	34
4.1.2. İntramedüller çiviler ve sabitleme vidalarında oluşan gerilmeler.....	39
4.2. Kallusta Oluşan Hareketliliğin İncelenmesi.....	43
4.3. İntramedüller Çivi, Kemik Yapılarında Oluşan Gerilmelerin ve Kallus Hareketinin İyileşme Sürecine Olan Etkileri.....	46
<b>5. SONUÇ ve ÖNERİLER.....</b>	<b>48</b>

**KAYNAKLAR.....51**

**ÖZGEÇMİŞ**



## SİMGELER ve KISALTMALAR DİZİNİ

3B	Üç Boyutlu
BT-CT	Bilgisayarlı Tomografi
cm	Santimetre
E	Elastisite Modülü
GPa	Gigapascal
mm	Milimetre
MPa	Megapascal
N	Newton
$\nu$	Poisson Oranı
$\sigma$	Gerilme

## ŞEKİLLER DİZİNİ

<b>Şekil 1.1.</b>	Farklı tipte fiksasyon yöntemleri; femur kırığında eksternal fiksatör kullanımı (a) (Bar-On <i>et al.</i> 1997), intramedüller çivi ve diz protezi kullanımı (b) (Althausen <i>et al.</i> 2003).....	2
<b>Şekil 1.2.</b>	Farklı tipte intramedüller çiviler; humerus kilitli intramedüller çivi (a) (Petsatodes <i>et al.</i> 2004), tibia kilitli intramedüller çivi (b) (Martinez and Murphy 2005) .....	5
<b>Şekil 2.1.</b>	İskelet sistemi; ön görünüş (a), arka görünüş (b) (Stewart and Cooley 2009) .....	11
<b>Şekil 2.2.</b>	Uzun kemiğin makro ve mikro yapısı (Duckworth and Blundell 2009).....	13
<b>Şekil 2.3.</b>	Farklı kırık tipleri; humerus shaft kırığı (a) (Petsatodes <i>et al.</i> 2004), proksimal tibia kırığı (b) (Weninger <i>et al.</i> 2010) .....	14
<b>Şekil 2.4.</b>	Kırıklarda iyileşme sürecinin genel aşamaları (Duckworth and Blundell 2009).....	15
<b>Şekil 2.5.</b>	Önkol (a), radius ve ulna (b) (Stewart and Cooley 2009) .....	16
<b>Şekil 2.6.</b>	Distal radius'un görünüşü (Gültekin 2007) .....	18
<b>Şekil 2.7.</b>	Önkol kırıkları; Monteggia tipi kırık (a) (John and Cresswell 2010), Galeazzi tipi kırık (b) (John and Cresswell 2010), Colles tipi kırık (c) (Arnander and Newman 2006) .....	19
<b>Şekil 2.8.</b>	Plakla tedaviden sonra ulna kemiğinde kırılma (Weckbach <i>et al.</i> 2006).....	20
<b>Şekil 3.1.</b>	Modelleme ve sonlu elemanlar analizlerinde yapılan işlemler .....	24
<b>Şekil 3.2.</b>	BT görüntülerinden önkol geometrisinin oluşturulması .....	25
<b>Şekil 3.3.</b>	Önkol modelinden çıkarılan radius ve ulna kemikleri .....	25
<b>Şekil 3.4.</b>	Radius kemiğinin farklı görünüşleri; anterior-posterior ve posterior- anterior görünüş (a), distal radius kısmının farklı görünüşleri (b), kortikal kemik-trabeküler kemik ve kemik iliği olarak ayrılmış model (c).....	26
<b>Şekil 3.5.</b>	İntramedüller çivi-vida modeli.....	27
<b>Şekil 3.6.</b>	İntramedüller çivileme pozisyonları; stiloid kısımdan intramedüller çivileme uygulanan model (a), dorsal kısımdan intramedüller çivileme uygulanan model (b), ulnar çentik kenarından intramedüller çivileme yapılan model (c).....	28

<b>Şekil 3.7.</b>	Oluşturulan hacimsel mesh yapıları; kortikal kemik (a), kallus (b), vida (c), intramedüller çivi (d) .....	29
<b>Şekil 3.8.</b>	Oluşturulan sonlu elemanlar mesh modeli .....	30
<b>Şekil 3.9.</b>	Sınır şartları; her yönden sabitlenen proksimal radius kısmı (a), skafoid-A ve lunatum-B eklem yüzeylerine uygulanan yüklerin doğrultuları (b) .....	33
<b>Şekil 4.1.</b>	Stiloid kısımdan sabitlenen model; kortikal kemikte gerilme dağılımı (a), maksimum gerilmenin olduğu bölge (b) .....	34
<b>Şekil 4.2.</b>	Dorsal kısımdan sabitlenen model; kortikal kemikte gerilme dağılımı (a), maksimum gerilmenin olduğu bölge (b) .....	35
<b>Şekil 4.3.</b>	Ulnar çentik kısımdan sabitlenen model; kortikal kemikte gerilme dağılımı (a), maksimum gerilmenin olduğu bölge (b) .....	35
<b>Şekil 4.4.</b>	Stiloid kısımdan sabitlenen model; trabeküler kemikte gerilme dağılımı (a), maksimum gerilmenin olduğu bölge (b) .....	37
<b>Şekil 4.5.</b>	Dorsal kısımdan sabitlenen model; trabeküler kemikte gerilme dağılımı (a), maksimum gerilmenin olduğu bölge (b) .....	37
<b>Şekil 4.6.</b>	Ulnar çentik kısımdan sabitlenen model; kortikal kemikte gerilme dağılımı (a), maksimum gerilmenin olduğu bölge (b) .....	38
<b>Şekil 4.7.</b>	Stiloid kısımdan sabitlenen model; intramedüller çivide gerilme dağılımı (a), maksimum gerilmenin olduğu bölge (b) .....	39
<b>Şekil 4.8.</b>	Dorsal kısımdan sabitlenen model; intramedüller çivide gerilme dağılımı (a), maksimum gerilmenin olduğu bölge (b) .....	40
<b>Şekil 4.9.</b>	Ulnar çentik kenarından sabitlenen model; intramedüller çivide gerilme dağılımı (a), maksimum gerilmenin olduğu bölge (b) .....	40
<b>Şekil 4.10.</b>	Stiloid kısımdan yapılan sabitlemede kullanılan vidada oluşan; gerilme dağılımı (a), maksimum gerilme (b) .....	41
<b>Şekil 4.11.</b>	Dorsal kısımdan yapılan sabitlemede kullanılan vidada oluşan; gerilme dağılımı (a), maksimum gerilme (b) .....	42
<b>Şekil 4.12.</b>	Ulnar çentik kenarından yapılan sabitlemede kullanılan vidada oluşan; gerilme dağılımı (a), maksimum gerilme (b) .....	42
<b>Şekil 4.13.</b>	Kallusta x yönünde oluşan deplasman; stiloid kısımdan sabitlenen model (a), dorsal kısımdan sabitlenen model (b), ulnar çentik kenarından sabitlenen model (c) .....	44

- Şekil 4.14.** Kallusta y yönünde oluşan deplasman; stiloid kısımdan sabitlenen model (a), dorsal kısımdan sabitlenen model (b), ulnar çentik kenarından sabitlenen model (c) ..... 44
- Şekil 4.15.** Kallusta z yönünde oluşan deplasman; stiloid kısımdan sabitlenen model (a), dorsal kısımdan sabitlenen model (b), ulnar çentik kenarından sabitlenen model (c) ..... 45
- Şekil 4.16.** Kallusta oluşan toplam deplasman; stiloid kısımdan sabitlenen model (a), dorsal kısımdan sabitlenen model (b), ulnar çentik kenarından sabitlenen model (c) ..... 45

## ÇİZELGELER DİZİNİ

<b>Çizelge 3.1.</b> Farklı çivileme pozisyonları için kullanılan mesh özellikleri.....	31
<b>Çizelge 3.2.</b> Analizlerde kullanılan malzeme özellikleri.....	32
<b>Çizelge 4.1.</b> Kortikal kemik modellerinde oluşan gerilme değerleri.....	36
<b>Çizelge 4.2.</b> Kallus modellerinde oluşan maksimum deplasman değerleri.....	46

## 1. GİRİŞ

Radius kemiği; bir taraftan dirsek ve el bileği eklemlerini oluşturması, diğer taraftan da üst ekstremitede dirsek eklemine gelen yüklerin distalde el bileğine aktarması nedeni ile yaşam süreci içinde çok önemli bir yer tutar. Böylesine önemli görevi olan bu bölge aynı zamanda konumu gereği sıkça travmaya uğramaktadır. Bu travmalara bağlı yaralanmalar içinde üst ekstremitte ve özellikle önkol kırıkları morbidite açısından giderek önem kazanmaktadır.

Farklı sebeplerle travmaya uğrayan ekstremitede oluşan kırığın tipine göre kullanılacak implantın seçimi; gerek ekstremitenin iyileşme süresi, gerekse de fonksiyonun yeniden kazanılması açısından büyük önem taşımaktadır. İnsan vücudunda kullanılan implantlardan istenen temel özellikler; iyileşme sürecini geciktirmemesi, bu süreci hızlandırması, vücut ile biyo-uyumlu olması, kullanıldığı organın konumuna bağlı olarak hasara uğramaması ve eğer tedaviden sonra vücuttan çıkartılacaksa o ekstremitede minimal hasar oluşturmasıdır. Özellikle insan vücudundaki kırıkların tedavisinde kırığın tipine göre kullanılacak implantın seçimi iyileşme sürecini doğrudan etkilemektedir.

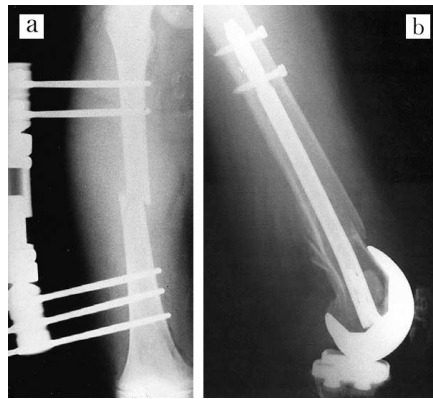
Görevi insan vücuduna destek sağlamak olan kemikler pek çok dış etki sonucunda hasara uğramaktadır. Oluşan bu hasarlar kırılma ve çatlama şeklinde olabilmektedir. Kırılma genel olarak, kemikte geometrik olarak sürekliliğin bozulması ve kemiğin üstlendiği fonksiyonu yerine getirememesi olarak tanımlanabilir (Duckworth and Blundell 2009).

Teknolojik gelişime paralel olarak adeta bir “hız çağı” haline gelen günümüzde ortalama insan ömrünün de uzamasına bağlı olarak bir taraftan motorlu araç kazaları, diğer taraftan endüstriyel yaralanmalar sıklıkla yüksek enerjili travmalara yol açmakta; bu durum kas-iskelet sistemine parçalı kırıklar olarak yansımaktadır. Bu nedenle

konservatif (cerrahi dışı) tedavi yöntemleri yerini sıklıkla cerrahi tedaviye bırakmaktadır.

Zira kırık bir ekstremitenin konservatif yöntemlerle (Alçı-atel) tedavisinde kısalık, kaynama gecikmesi (delayed-union), uygun olmayan pozisyonda kaynama (mal-union) ya da kaynamama (non-union) gibi sorunlara ek olarak uzun süreli tespitte bağlı eklemden hareket kısıtlılığı görülebilir. Bu sorunlar özellikle erişkin hastalarda kırığın tipi ve lokalizasyonuna göre plak-vida tespiti, eksternal fiksatörler, intramedüller çiviler ya da diğer internal ve eksternal tespit yöntemleri gibi uygun cerrahi yöntemlerin kullanılması ile azaltılabilir. Bu metotlar iyileşme gerçekleşirken kırık kemikte mekanik stabilite sağlayarak; kemiğe farklı yönlerden gelen burulma, basma ve eğilme kuvvetlerinin kemiğin sağlam kısımları arasında dengeli bir şekilde iletilmesini sağlar. Böylece, eklemin hareketsizleşmeden kaynaklanan problemleri önleyerek hastanın erken hareketini mümkün kılar. Kemik ile tespit materyali arasında direk kontak olduğundan yanlış kaynama ya da kaynama gecikmesi gibi sorunlar azaltılarak, iyileşme kontrollü bir şekilde gerçekleşir (Eveleigh 1995).

Kırığın tipine göre tespit materyalinin seçimi tedavi sürecindeki en önemli parametrelerden biridir. Bazı kırık tiplerinin tedavisinde herhangi bir tespitte gerek yokken, bazı kırıklarda ise tespit yöntemlerinden bir veya bir kaç aynı anda birlikte uygulanabilmektedir. Şekil 1.1’de farklı tipte fiksasyon yöntemleri gösterilmiştir.



**Şekil 1.1.** Farklı tipte fiksasyon yöntemleri; femur kırığında eksternal fiksatör kullanımı (a) (Bar-On *et al.* 1997), intramedüller çivi ve diz protezi kullanımı (b) (Althausen *et al.* 2003)

Günümüzde kırıkların tedavisinde, kırığın yeri ve tipine göre plak-vidalar, eksternal fiksatorler, intramedüller çiviler, spinal implantlar, kablolar ve protezler gibi pek çok farklı implant kullanılmaktadır. İmplant seçiminde en temel parametreler, implantın kırık tipine uygunluğu ve ekstremitenin fonksiyonunu kısa zamanda geri kazanmasıdır. Günümüzde olabildiğince az yumuşak doku hasarı yaparak (minimal invazif yöntemlerle) tespit materyali uygulaması kırık iyileşmesi ve fonksiyonel geri dönüş üzerindeki olumlu etkisi nedeniyle tercih edilmektedir. İnternal fiksasyon tekniklerinin avantajları ve dezavantajları aşağıda sıralanmıştır (Duckworth and Blundell 2009).

#### Avantajları:

- Uygun redüksiyon ve pozisyon sürekliliği sağlar.
- Hastada erken hareket sağlayarak iyileştirme için katkı sağlar.
- Anatomiye uygun ve yeterince güçlü bir tespit kaynamayı kolaylaştırır.
- Hastanede kalış süresi kısalmır.

#### Dezavantajları:

- Enfeksiyon riski oluşturabilir.
- Teknik olarak detaylı bir yöntemdir ve operasyona yönelik tanı gerektirir.
- Tespit materyali yetersizliği veya enfeksiyon gelişmesi halinde bu durum kaynama gecikmesi veya kaynamama ile sonuçlanabilir.
- Uygulanan tespit materyali ekstremitenin kullanımı için yeterince güçlü olmayabilir.
- Gereğinden fazla rijit bir tespit yapılması ya da periosteal kısmın sıyrılması durumunda kemik kaynaması gecikir.
- İmplantın çıkarılması için cerrahi girişime ihtiyaç vardır.

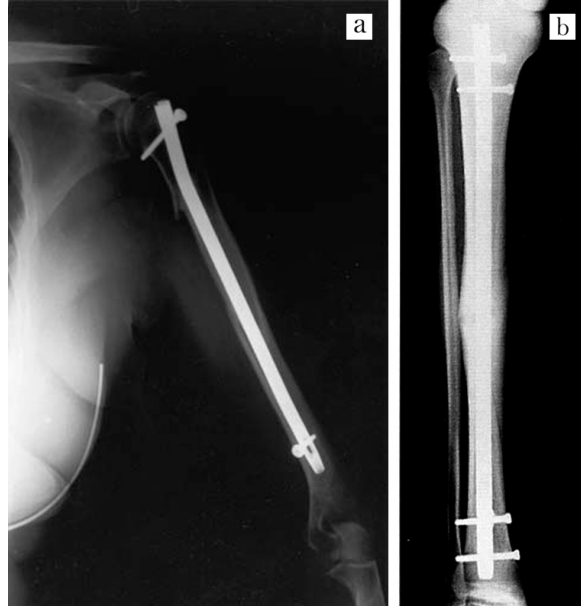
Intramedüller çivileme femur gibi uzun kemik kırıklarının cerrahi tedavisinde kullanılan tespit yöntemlerinden biridir. Çivinin görevi uygun dizilimi sağlayarak kırık parçalar arasında yük transferine izin vermek ve kırık parçaları tespit etmektir. Çivi genellikle



kırık kemik uzunluğunda, kemik iliği boyunca oyularak yerleştirilen metalik veya kompozit silindirik bir borudur. İntramedüller çivi, kemik ve soğuk şekillendirilmiş çivi delikleri boyunca ara kilit vidaları kullanılarak proksimal (kemiğin vücuda yakın olan kısmı) ve distal (kemiğin vücuda uzak olan kısmı) olarak kilitlenebilir. Distal vidalarla kilitlemede cerrahlar uygun pozisyonlandırma için görüntü yoğunlaştırmaya dayanan “free hand” tekniğini tercih ederken, proksimal vidalar genellikle bir kılavuz kullanılarak yerleştirilir. Bu vidalar dönme hareketine izin verir ve kırık kısımda basmaya karşı direnç sağlar. Çiviler kırıklarda, kırık parçalarının kısılma ve dönmesini önlemek için proksimal ve distal kısımlardan ara kilitleme ile bağlanırlar. Birçok çivi distal olarak enine iki vida ile kilitlenir. Ara kilit vidaları tamamen ya da kısmen vida dışı açılmış vidalardır. Çivilerin statik kilitlenmesi proksimal ve distal vida tespiti ile sağlanırken, dinamik kilitleme aksel yüklemeye olanak sağlayan ve dönmeye (burulmaya) imkan veren bir vida seti ile sağlanır (Eveleigh 1995).

Femur ya da tibia gibi uzun kemiklere uygulanacak intramedüller çivilerde implantın dinamizasyonuna izin veren, distalde 2 adet vida deliği bulunur. Bunlar yuvarlak ve oval yapıdırlar. Yuvarlak yapılı olan vida deliği asla dinamizasyonuna izin vermez ve statik kilitleme sağlarken; oval yapılı vida deliği ile dinamizasyon sağlanabilir. Eğer intramedüller sistemin dinamizasyonuna gerek duyulacaksa distaldeki yuvarlak vida deliğine uygulanan ve statik kilitlemeyi sağlayan vida çıkarılır. Sonrasında hastanın ekstremitesine yük verdirilerek distaldeki oval vida üzerinden yüklenme ile sağlanan milimetrik aksel hareketlenmeyle sistemin dinamizasyonu gerçekleşir.

Statik kilitleme büyük bir yük transferi sağlayarak kırığı tamamen sağlamlaştırmasına rağmen, distal kısımdaki vidanın çıkarılması kırık hattına binen yükün artmasını sağlayarak iyileşme sürecini hızlandırır (Eveleigh 1995). Şekil 1.2’de farklı tipte intramedüller çiviler gösterilmiştir.



**Şekil 1.2.** Farklı tipte intramedüller çiviler; humerus kilitli intramedüller çivi **(a)** (Petsatodes *et al.* 2004), tibia kilitli intramedüller çivi **(b)** (Martinez and Murphy 2005)

İntramedüller çivileme Avrupa ve Kuzey Amerika'da 20. yüzyılda tanınmaya ve kullanılmaya başlanmış olsa da, bu tekniğin ilkel uygulamaları Aztek Medeniyetine kadar uzanmaktadır. Aztekli doktorlar, uzun kemik kırıklarını tedavi etmek için kemik içerisine tahta çubuklar yerleştirmişlerdir. 19. yüzyılın ortalarında ve 20. yüzyılın başlarında Alman literatüründe fildişinden yapılmış intramedüller çivilerden bahsedilmiş ve bu çivilerin yerleştirildiği kemik tarafından absorbe edebildiği belirtilmiştir. Yine aynı dönemde Nicolaysen intramedüller çivileme prensiplerini açıklamıştır. İntramedüller çivilemenin bu süreçten sonra asıl temelini atan Kuntscher'dir. Kuntscher V şeklindeki paslanmaz çelikten yapılmış çiviye uzun kemiklere proksimal kısımdan kitleme yaparak yerleştirmiş ve bu çivinin biyomekanik özelliklerini belirlemek için birçok kadavra kemik ve hayvan deneyi gerçekleştirmiştir. Kuntscher'i takiben 1947'de, Amerika'da elmas şeklinde ve kemik iliği içerisinde kemiğe baskı yaparak dönmeyi engelleyen Hansan Street çivisi tanıtılmıştır. 1942'de Alman Fischer, çivi ve kemik kontak alanını artırmak için oymalı/raybalı çivilerin kullanımını öne sürmüştür. 1953'te Mondy ve Barbara intramedüller çivilerde ara kilitlerin kullanılmasını öne sürmüş ve daha sonra bu sistemin femur kırıklarında çok önemli sonuçlar verdiğini bildirmişlerdir (Bong *et al.* 2006). 1990'larda tibia ve femur kırıkları için oymalı veya oymasız çivilerin kullanımı artmış ve titanyum çiviler

kullanılmaya başlanmıştır. Parçalanmış femur shaft kırıklarında yük taşıma yeteneğinden dolayı çabuk iyileşmeyi sağlayan ve yüksek yorulma dayanımına sahip intramedüller çivilerin kullanımı artmıştır (Lucas *et al.* 1993; Brumback *et al.* 1999; Bong *et al.* 2006).

Günümüzde ise intramedüller çiviler, kırık kemiğe ve iyileşme sürecine bağlı olarak farklı geometrilerde ve farklı malzemelerden tasarlanmaktadır. Perez *et al.* (2008) femur kırıkları ile ilgili yaptıkları çalışmada paslanmaz çelik vidalar yerine titanyum alaşımı çivilerin kullanılması halinde, titanyum alaşımından yapılmış intramedüller çivilerin oluşan gerilmeleri paslanmaz çelik çivilere nazaran, çivi eksenine boyunca daha iyi dağıtacağını öne sürmüşlerdir. Zhao *et al.* (2009) ise yaptıkları fiber takviyeli kompozit intramedüller çivilerin titanyum çiviler yerine kullanılabileceğini deneysel olarak ve sonlu elemanlar analizleri ile göstermişlerdir.

Bunların yanında farklı tasarımlara sahip pek çok intramedüller çivi de kullanılmaktadır. Knothe *et al.* (2000) tibia ve femur kırıkları için kendinden kilitlenen çivilerin aksenal yükler ve eğilme yükleri altında standart intramedüller çivilere oranla daha iyi mekanik özellikler sergilediğini belirtmişlerdir. Widjaja and Hartung (2001) femur kırıklarında distal kitleme için ek vidanın kullanılması halinde kemik-implant bileşiminin dayanımının artacağını öne sürmüşlerdir. Wang *et al.* (2003) kırıklarda farklı boylarda intramedüller çiviler kullanmış ve boyu uzun olan intramedüller çivilerin daha fazla kontak gerilmesi oluşturacağını öne sürmüşlerdir.

Intramedüller çiviler, kırığı stabilize etmekten ve yük dağılımını sağlamaktan sorumludurlar. Bu nedenle intramedüller çiviler oldukça büyük yüklere maruz kalacağından, oluşabilecek hasarlara karşı tasarlanması ve mekanik özelliklerinin belirlenmesi gerekmektedir. Çiviler yerleştirildikten sonra çivi ve kemik yeni bir mekanik yapı oluşturur. Oluşan bu yapı proksimal, distal fiksasyon ve sürtünmeden dolayı çivinin tekil özelliklerinden farklı özellikler gösterir. Bunun yanında, oluşan bu kemik-çivi bileşiminin yapısı iyileşme sürecinde değişecektir. Intramedüller çivilerin *in vivo* olarak performansları yerleştirilme şekillerine bağlıdır. Başarısız cerrahi girişim

kırıkta kaynamamaya neden olarak, ilk ameliyattan sonra ikincil cerrahi işlemlere ihtiyaç duyulmasına sebep olabilir (Eveleigh 1995).

İntramedüller çivileme ile önkol kırıklarının; özellikle de önkol kemiklerinden biri olan radius kırıklarının tedavisi; klasik plak-vida ile yapılan tedaviye göre avantajlar sağlamaktadır.

Özellikle erişkin önkol kırıklarının tedavisinde konservatif yöntemler dışında temel olarak plak-vida tespiti, eksternal fiksatörler ve son yıllarda giderek daha fazla kullanıma giren intramedüller çiviler kullanılmaktadır. Erişkinlerdeki önkol diyafiz kırıklarının tedavisinde amaç aksenal stabilite ve burulma stabilitenin sağlanmasıdır. Açık redüksiyon ve plak-vida ile osteosentez, birçok çalışmada önerilmiştir. Ancak, bu tekniğin ciddi yumuşak doku hasarına yol açması, kırık hematomunun boşaltılması, plak basısı nedeniyle periosteal dolaşıma zarar vermesi ve periosteal revaskülarizasyonun engellenmesi gibi dezavantajları vardır. Tekniğin bir diğer dezavantajı, plak çıkartılması sonrasında %11-%20 arasında yeniden kırık görülmesidir (Lee *et al.* 2008). Bu nedenle intramedüller çivileme plak-vida uygulamasına göre daha az insizyon oluşturması, uygun dizilimi sağlaması, iyileşmeyi hızlandırması ve plaklara nazaran implant yerleştirilirken ve çıkarılırken daha az cerrahi operasyon gerektirmesi bakımından büyük avantajlar taşımaktadır (Houshian and Bajaj 2005).

Kilitli intramedüller çiviler halen femur, tibia ve humerus kırıklarının tedavisinde başarıyla uygulanmaktadır. Ancak intramedüller çiviler özellikle önkolun rotasyonel ve lineer stabilizasyonundaki yetersizlik nedeniyle bu bölge kırıklarının cerrahi tedavisinde henüz yoğun olarak kullanılmamaktadır. Çünkü mevcut yayınlarda bildirilen yüksek kaynamama (non-union) oranları ve uzun süreli ek tespit uygulama gerekliliği kullanım endikasyonunu sınırlamaktadır. Fakat bu eğilim son zamanlarda yeni tasarlanmış kilitli intramedüller çivilerin gelişimi ile değişmektedir. Son zamanlarda geliştirilen yeni tip “kilitli intramedüller çivi” tasarımları ile kırık hattındaki “rotasyonel dizilim bozukluğu” kontrol altına alınabilmektedir (Lee *et al.* 2008; Vi a *et al.* 2008).

Önkol kırıklarının tedavisinde intramedüller çivi kullanımı özellikle kırık iyileşmesinde kırık bölgesinde kaynamayı sağlayan kallusun oluşumunu önemli ölçüde etkileyecektir. Bunun sonucunda kallusta oluşan hareketlilik değişecek ve iyileşme süreci de etkilenecektir.

Kırık bölgesindeki mekanik koşullar, özellikle kırık genişliği ve kırık parçalar arası hareket, kırık iyileşmesinin başlangıç safhalarında büyük öneme sahiptir. Kırık fragmanlar arasında azalan aksenal hareket kallus oluşumunu kolaylaştırır, kallus kalitesini artırır ve buna bağlı olarak artmış mekanik stabilite sağlar (Claes *et al.* 1997; Duda *et al.* 2003; Klein *et al.* 2003; Kaspar *et al.* 2005; Burkhart *et al.* 2010). Kırık fragmanlar arasındaki aşırı hareket iyileşme sürecini geciktirir. Bu durumda kemik iyileşmesini sağlamak için ikinci bir müdahale gerekebilir (Burkhart *et al.* 2010).

Bunun yanında intramedüller çivileme pozisyonu değişince kemik ve intramedüller çivi yapısında oluşacak gerilme ve deformasyonlar da değişecektir.

Helwig *et al.* (2009) femur kırıklarında, farklı çivilerin farklı pozisyonlardaki davranışlarını incelemek için sonlu elemanlar yöntemini kullanmışlar ve çivileme pozisyonu değiştikçe çivilerde oluşan gerilmelerin değiştiğini belirlemişlerdir.

Rogge *et al.* (2002) yaptıkları çalışmada distal radius kırıklarının tedavisinde kullanılan çivilerde, çivi pozisyonunun ve çivi malzemesinin radius kemiği üzerinde oluşturacağı etkileri incelemek için sonlu elemanlar yöntemini kullanmışlardır. Yaptıkları analizlerde 2 farklı distal radius kırığı ve 3 farklı çivi malzemesi kullanarak 3 farklı çivi pozisyonunu simüle etmişlerdir. Yaptıkları çalışmayı deneysel olarak doğrulamak için kadavra deneyleri gerçekleştirmişlerdir. Çalışma sonucunda, metal çiviler kullanılmasının kemik-çivi bileşiminin rijitliğini artıracak fakat bu durumda da gerilme konsantrasyonunun artacağını belirtmişlerdir.

Sonlu elemanlar yöntemi önkol kırıkları, intramedüller çivileme, farklı implantların kemik üzerindeki pozisyonları, implantların yerleşim pozisyonları ve radius kemiğine

etkiyen yüklerin incelendiği pek çok biyomekanik çalışmada kullanılmıştır. Tasarlanan bir implant modelinin analizinde ya da dış etkiler sonucunda kemikte oluşacak etkilerin belirlenmesi için sonlu elemanlar yöntemi büyük kolaylıklar sağlamaktadır.

Anderson *et al.* (2005) yaptıkları çalışmada radiokarpal kemiklerden radius üzerine etkiyen yük sonucunda oluşan gerilmeleri incelemek amacıyla yaptıkları çalışmada, kadavra bileğini cryomicrotome metodu ile ince kesitler halinde kesmiş ve her bir kesit görüntüsünü PATRAN programında noktalar halinde tanımlayarak birleştirmiş ve kemik modelini elde etmişlerdir. Lunatum ve skafoid kemiklerinden 100 N etki etmesi durumunu ele almış ve radius eklem yüzeylerinde oluşan gerilmeleri incelemiştir.

Buchanan and Ural (2010) bir insanın düşmesi sırasında radius kemiğinde lunatum ve skafoid'den gelen yükleri farklı doğrultularda ele almış ve sonlu elemanlar yöntemini kullanarak farklı yaşlara göre kemik özelliğinin değişimini de dikkate alarak farklı kırılma yüklerini incelemiştir.

Ulrich *et al.* (1999) kemiklerde kırılma riskini araştırmak için; bir yetişkinin CT görüntülerinden 3D model elde etmişler ve elde ettikleri modelde farklı yükleme şartları için distal radius'ta eklem yüzeyinden transfer edilen yükleri incelemiştir. Bir insanın düşmesi sırasında distal radius eklem yüzeyinden transfer edilen yükün; oluşacak gerilmenin etki şekline ve hastanın anatomisine bağlı olduğu sonucuna varmışlardır.

Troy and Grabiner (2007) distal radius kırıklarında kemik mineral yoğunluğunun ve yükleme doğrultusunun (eksenel ve aksenel olmayan yükleme), kırılma dayanımı ve kırık başlangıç bölgesini nasıl etkilediğini incelemek için bilgisayarlı tomografi görüntülerini MATLAB ve ANSYS programları kullanarak modellemiş; farklı yükleme şartlarında distal radius'e etkiyen yükleri incelemiştir. Yaptıkları çalışma sonucunda kemik mineral yoğunluğunun artmasının kırılma dayanımını yeterince fazla artırmayacağını, aksenel olmayan yüklemede kırılma dayanımının aksenel yüklemeye

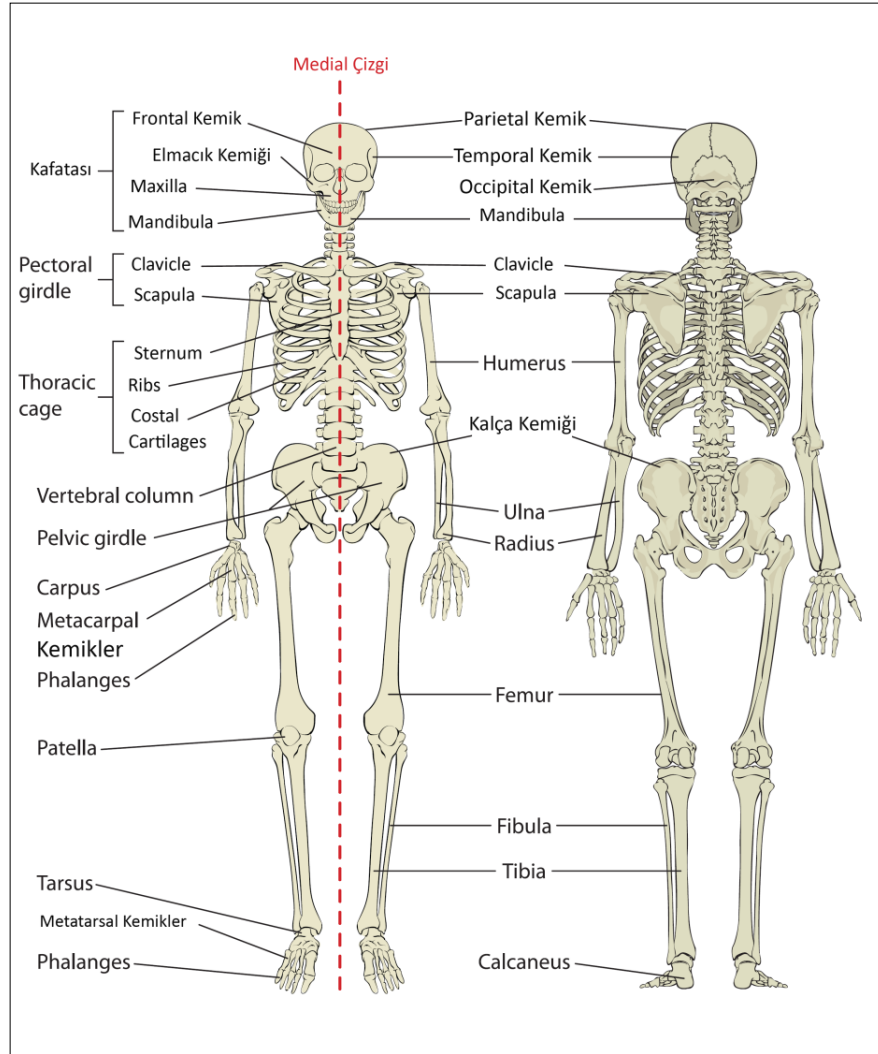
göre dūŖeceđini ve eksenel olmayan yūklemenin aksine eksenel yūklemede hasarın stiloid kısımdan proksimale dođru oluŖacađını belirlemiŖlerdir.

Bu alıŖmada radius kırıklarında kullanılan intramedūller çivilerin, radius kemiđinin distal kısmından farklı pozisyonlarda sabitlenmesi durumunda, el bileđinden gelen eksenel yūklerin kemik ve intramedūller çivide oluŖturacađı mekanik etkiler ve intramedūller çivileme pozisyonunun iyileŖme sūrecine olan etkileri teorik olarak incelenmiŖtir. Bu inceleme için bir gōnūllūden alınan bilgisayarlı tomografi (BT) gōrūntūleri MIMICS 14.01 programı kullanılarak ū boyutlu model haline getirilmiŖ, elde edilen modelin Ŗaft kısmında kırık oluŖması durumunda kemik iyileŖme sūrecinde oluŖan kallus'u temsil eden bir yapı oluŖturulmuŖ ve bu kırık tipinde kullanılan intramedūller çivi modeli gerçek ameliyat prosedūrine uygun olarak farklı yōnlerden (giriŖ noktalarından) yerleŖtirilmiŖtir. MIMICS 14.01 programından elde edilen kemik-intramedūller çivi modeli ANSYS Workbench 13.0 programı kullanılarak yapısal olarak analiz edilmiŖtir.

## 2. KURAMSAL TEMELLER

### 2.1. İskelet Sistemi ve Kemikler

İskelet sistemi, kas sistemi ile birlikte çalışarak vücudumuzun dengesini ve hareketini sağlar. İskelet sistemini oluşturan kemiklerin her biri bulunduğu konum itibarı ile özelleşmiş bir geometri ve fonksiyona sahiptir. Şekil 2.1’de iskelet sistemi ve bu sistemi oluşturan kemikler görülmektedir. İskelet sistemini oluşturan kemikler proksimal ve distalindeki kemikler ile eklemler vasıtasıyla birbirine bağlanmıştır.



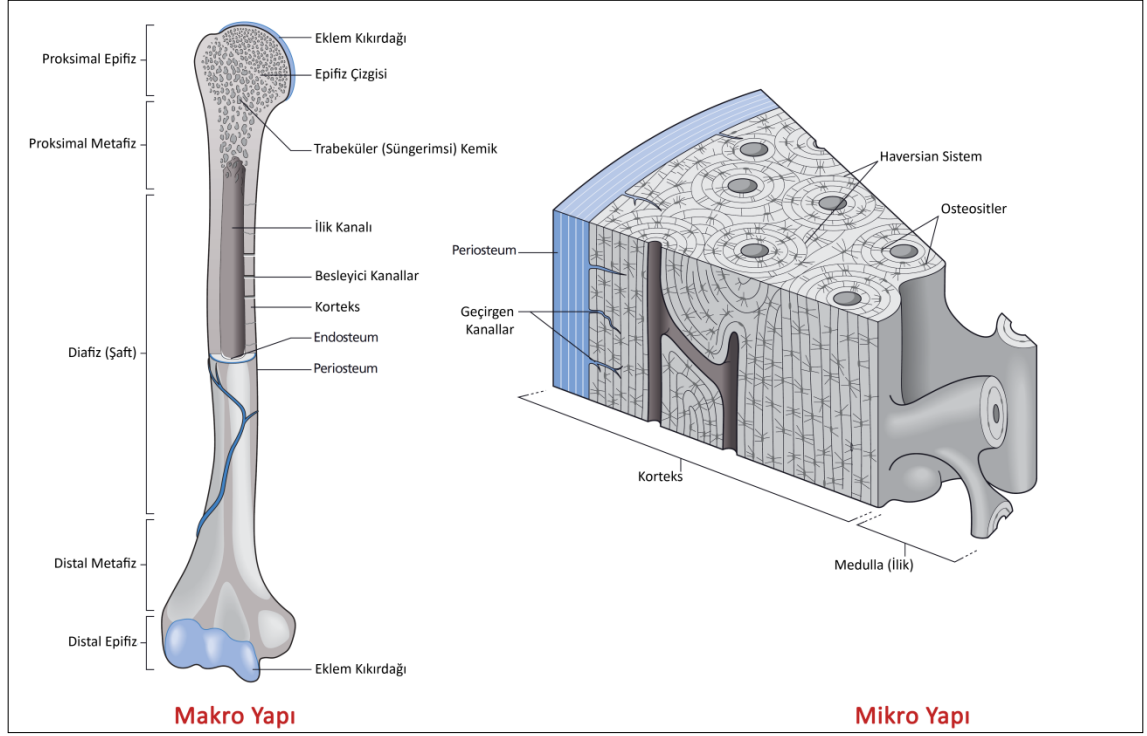
Şekil 2.1. İskelet sistemi; ön görünüş (a), arka görünüş (b) (Stewart and Cooley 2009)



İnsan vücudunda toplam 206 adet kemik vardır ve bu kemikler şekillerine göre; uzun (radius, ulna, tibia, humerus, femur), kısa (talus, karpal), yassı (skapula, sternum), düzensiz (pelvis, omur) kemikler olarak adlandırılır (Stewart and Cooley 2009). Bulunduğu konum ve üstlendiği göreve bağlı olarak her kemik farklı büyüklüğe ve geometriye sahiptir. Uzun kemiklerin yapısı genel olarak incelendiğinde; en dışta kortikal kemik, kortikal kemik tarafından çevrelenen trabeküler (süngerimsi) kemik ve en içte kemik iliği bulunmaktadır. Kemiğin vücuda yakın olan baş kısmına proksimal, uzak olan kısmına distal ve orta kısmına da shaft adı verilmektedir. En dışta kemiğin dışını saran, kemiği koruyan ve kırılma durumunda kemiğin onarımını sağlayan endosteum bulunmaktadır. Kemiğin iç kısmında ise kemik iliğine komşu olan endosteum zarı bulunmaktadır. Bunun yanında kemik makroskobik ve mikroskobik olarak incelenebilir.

Makroskobik olarak, uzun kemik oldukça güçlü olan geniş son kısmı ile karakteristik olarak boru şeklindedir. Kemiğin metafize bölge dışındaki orta bölümü diafiz, epifiz çizgisine komşu olan kısım ise metafiz olarak adlandırılır. Diafiz bölge birçok hastalığa yatkın olabilir. Çünkü bu kısım kan üretiminin sağlandığı aktif bir bölgedir. Normal bir kemik şiddete maruz kaldığında oldukça yüksek basınçlı yüklerine ve eğilme momentine dayanabilir. Fakat kemik herhangi bir nedenle zayıfladığında minimal travma durumunda bile hasara uğrayabilir. Buna neden olan etkenlerden biri kemikte lizise (erimeye) neden olan ve kemiğin dayanımını zayıflatan patolojik kırıklardır. Mikroskobik olarak, kemik osteoid adı verilen güçlü ve kalsiyum tuzları içeren yapıdan oluşmaktadır. Kemiğe sertliği ve dayanımı veren yapıdaki kalsiyum tuzlarıdır. Kemikteki mineralizasyon mekanizması tam olarak anlaşılmasına rağmen kemikteki mineraller hidroksiapatit yapı içerisinde depolanırlar. Kemik, haversian sistem olarak adlandırılan eş merkezli silindirin boşluk etrafında yayıldığı yapıdan oluşmaktadır. Kortikal kemikte, haversian sistemler yan yana gelerek sıralanmıştır. Süngerimsi kemikte ise daha geniş aralıklarla sıralanmışlardır. Wolff yasalarına göre süngerimsi kemik ağırlık taşımadan kaynaklanan gerilmelere ve kas aktivitelerine uygun olarak şekillenmiştir. Süngerimsi kemik açıklıkları ve kemiğin orta kısmındaki boşluk kemik iliği ile dolmuştur ve bu kısım vücuttaki kanın üretim merkezidir.

(Duckworth and Blundell 2009). Şekil 2.2’de kemiğin makroskobik ve mikroskobik olarak yapısı görülmektedir.



**Şekil 2.2.** Uzun kemiğin makro ve mikro yapısı (Duckworth and Blundell 2009)

## 2.2. Kırıklar

Kırılma sonucunda kemik iki veya daha fazla parçaya bölünmüş olabilmektedir. Kırılmanın fiziksel belirtileri şu şekillerde olabilir (Duckworth and Blundell 2009):

- Hassasiyet.
- Kemikte deformasyon.
- Şişlik.
- Lokal ısı artışı.
- Patolojik hareket ve düzensizlik.
- Fonksiyon kaybı.

Kırklar açık kırık ve kapalı kırık olmak üzere ikiye ayrılır. Açık kırıklarda kırık kemik yumuşak doku desteğini kaybederek deriye zarar verir, kapalı kırıklarda ise kırık deri içerisinde kalır fakat kırık oluşan bölgede hematoma (şişme) görülür (Duckworth and Blundell 2009). Bunun yanında kırıklar sınıflandırılırken vücuttaki kemiklerin tiplerine ve kırılma bölgelerine göre de sınıflandırılabilir. Şekil 2.3'te farklı kırık tipleri görülmektedir. Kemikler maruz kaldıkları dış yüke göre farklı yüklerde kırılmaktadır. Kırıkların oluşmasında aynı kemiğin kırılması için gereken yük; yaş ve cinsiyete göre de farklılık göstermektedir. Vücutta aynı kemik için çocuklarda oluşacak bir kırık pediatrik kırık olarak adlandırılırken, yaşlılarda kemik yoğunluğundaki azalmaya bağlı olarak oluşan kırıklar osteoporotik kırıklar, herhangi bir tümöral kitlenin kemiği zayıflatmasına yani osteolizise bağlı olarak oluşan kırıklar ise patolojik kırıklar olarak adlandırılmaktadır. Genel olarak aynı kemikte aynı tip kırık oluşması için gereken yük pediatrik kırıklarda patolojik kırıklara göre daha yüksek olmaktadır. Bunun sebebi, hem çocukluk çağında kemiğin elastisite modülünün yüksek oluşu; hem de osteoporoza bağlı olarak yaşlılarda kemik özelliklerinin değişmesi (mineral yoğunluğunun değişmesi) ve kemiğin buna bağlı olarak zayıflamasıdır.



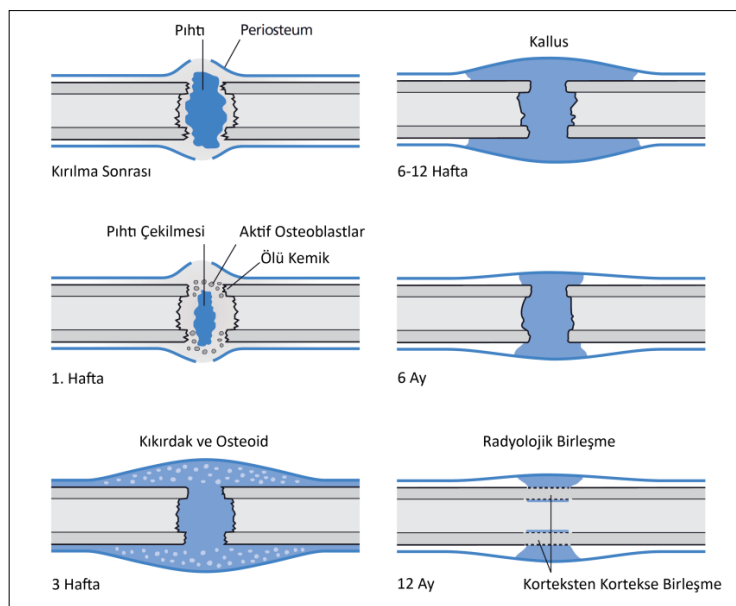
**Şekil 2.3.** Farklı kırık tipleri; humerus şaft kırığı (a) (Petsatodes *et al.* 2004), proksimal tibia kırığı (b) (Weninger *et al.* 2010)

### 2.2.1. Kırıklarda iyileşme süreci

Kırıklarda iyileşme süreci kırığın tipine ve hastanın biyolojik durumuna (yaş, cinsiyet) göre zaman açısından farklılık göstermektedir. Bunun yanında iyileşme sürecinde en

etkin parametrelerden biri kırığı tedavi etmek için kullanılan tespit yöntemidir. Kırıklarda iyileşme süreci incelendiğinde; iyileşmeyi belirleyen temel olay kemikte kırık parçaları (fragmanlar) arasında kallus oluşumudur.

Kırık iyileşmesinde amaç korteksten kortekse (kırık uçları arasında) birleşmeyi sağlamaktır. Bu yavaş bir süreçtir ve kırık parçalarının hareketi birkaç yönden engellenmelidir. Kırığın iyileşme sürecinde geçici örülmüş kemik oluşumuna kallus adı verilir. Kırık iyileşmesi birbiri ile bağlantılı birkaç süreci içerir ve kişiden kişiye farklılık gösterir. Kırık iyileşmesinin ilk birkaç günü ve haftasında birincil kallus oluşumu vardır. Eğer bu yapı kırık parçaları arasında gereken köprülemeyi sağlamadan hasara uğrarsa yumuşak doku tarafından çevrelenen köprülü dış kallus adı verilen ikinci bir mekanizma devreye girer. Eğer köprülü dış kallus oluşumu gerçekleşirse kırıklar birleşir ve yeniden yapılanma ile ölü kemiklerin yerini alır. Bu iki aşama gerçekleşse de gerçekleşmese de üçüncü bir aşama devreye girer ve bu aşamaya geç kallus oluşumu adı verilir. Bu aşama yeni oluşan kemik kısmının yavaş büyümesinden ve kırık boşluklarının kapanmasından sorumludur. Oluşan bu yapı ile kemikte yeterli stabilite sağlanır (Duckworth and Blundell 2009). Şekil 2.4'te kallus oluşumunun genel aşamaları gösterilmiştir.

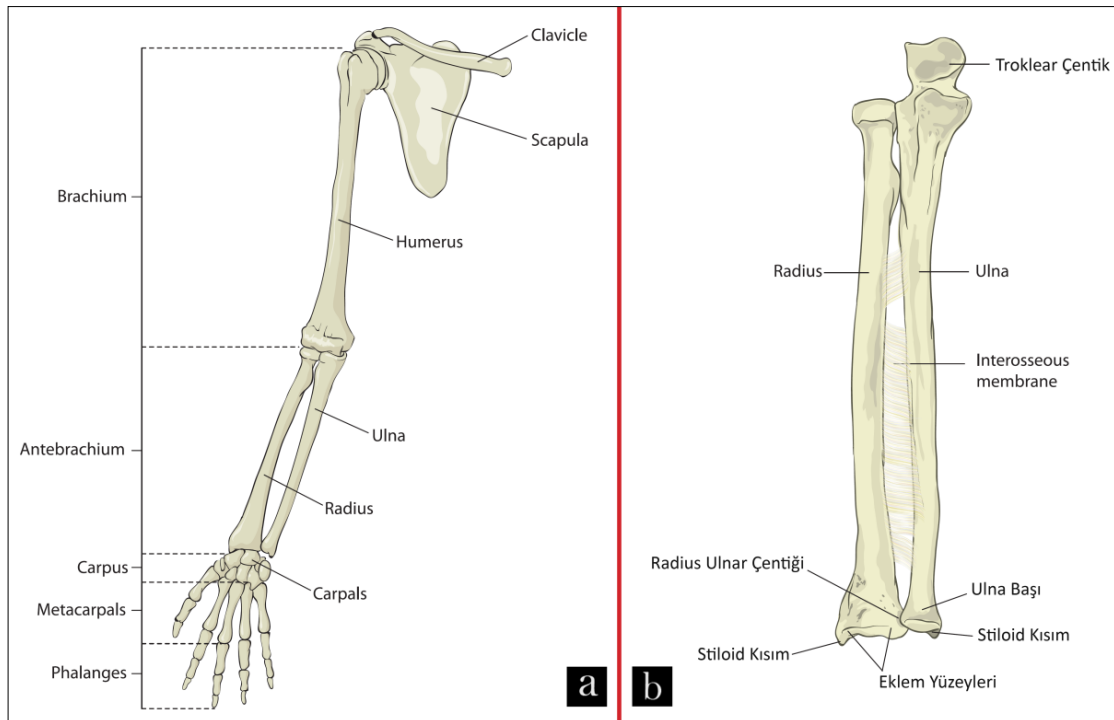


**Şekil 2.4.** Kırıklarda iyileşme sürecinin genel aşamaları (Duckworth and Blundell 2009)

### 2.3. Önkol ve Kısımları

İnsan vücudunda önkol humerus ile el bileğini oluşturan karpal kemikleri arasında 2 uzun kemikten oluşmaktadır. Bu kemikler radius ve ulna kemikleridir.

Ulna kemiği humerusa proksimalde troklear çentik adı verilen kısım ile bağlanmış durumdadır ve bu bağlantı sayesinde serbestçe hareket edebilmektedir. Ulna'nın distal kısmı ise el bileği eklemi ile ilişkilidir. Radius kemiğinin proksimal kısmı humerus'a tutunmuş disk şeklindedir ve humerus ile yaptığı bağlantı ile serbest olarak dönme hareketine izin vermektedir. Radius kemiğinin diğer ucu ise 3 kısımdan oluşmaktadır. Bu kısımlar; radius kemiğinin başparmağın devamında olan stiloid uç, bilek ile eklem yapan eklem yüzeyleri ve radius'un ulna ile eklem yaptığı ulnar çentiktir (Stewart and Cooley 2009). Şekil 2.5'te önkol'un kısımları ve radius-ulna kemikleri gösterilmiştir.

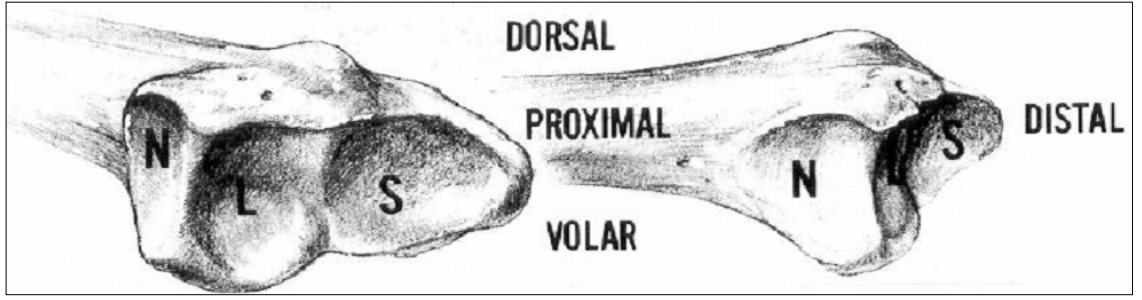


Şekil 2.5. Önkol (a), radius ve ulna (b) (Stewart and Cooley 2009)

Radius ve ulna kemikleri birbirine “interosseous membrane” denilen özel bir bağ dokusu ile bağlanmıştır ve bağ dokusu iki kemiğin birbiri üzerinde hareket etmesini sağlar (Şekil 2.5). El bileği döndürüldüğü zaman sadece bilek değil aynı zamanda önkol da döner (Stewart and Cooley 2009). El bileği nötral pozisyonda içe doğru döndürüldüğünde pronasyon, dışa doğru döndürüldüğünde de supinasyon hareketini yapmaktadır. Bu hareketler sırasında radius ve ulna kemikleri birbiri üzerinde hareket etmektedir. Bunun yanında radius ve ulna kemiklerinin pozisyonlarına göre kemiklerde oluşan yük iletimleri de farklılık göstermektedir.

af Ekenstam *et al.* (1984) radius ve ulna kemiklerine etki eden yükleri ve radius kemiğine etki eden en düşük yük pozisyonunu belirlemek için; farklı bilek ve önkol dönme/burulma pozisyonlarını deneysel bir modelde uygulamışlardır. Dokuz adet kadavra önkoluna osteotomi uygulamış, osteotomi uygulanmış önkola 0,5 kg’lık ön yükler uygulamış ve pronasyon-supinasyon durumlarını da dikkate alarak farklı dönme açılarında ulna ve radius’a etkiyen yükleri belirlemişlerdir. 75° supinasyon, 25° fleksiyon ve 15° radyal deviasyon pozisyonunda etkiyen tüm yüklerin radius üzerinden iletileceğini belirlemişlerdir.

Distal radius, el bileği ekleminin en önemli parçalarından biridir. Radius distal ucu bikonkav şekillidir ve hyalin kıkırdakla örtülmüştür. Eklem ortasında dorsalden palmara uzanan düz bir çıkıntı eklem yüzeyini iki bölüme ayırır. Skafoid kemikle eklemleşen dış taraftaki üçgen şekilli yüzey “skafoid fossa” ve lunatumla eklemleşen iç taraftaki dörtgen şekilli yüzey “lunat fossa” olarak isimlendirilir (Cooney *et al.* 1991; Gültekin 2007). Radius alt medial yüzeyi hyalin kıkırdakla örtülü yarım daire şeklinde bir çentik içerir. Sigmoid çentik olarak isimlendirilen bu yapı ulna başı ile eklemleşir ve radiusun, ulna etrafında dönme hareketini yapabilmesi için uygun bir yüzey sağlar (Axelrod and McMurtry 1990; Gültekin 2007). Bu çentiğin konkav şekli ulna alt ucunun ön-arka plandaki stabilitesine katkıda bulunur (Cooney *et al.* 1991; Gültekin 2007). Şekil 2.6’da radius kemiğinin distal eklem yüzeyleri gösterilmiştir.



**Şekil 2.6.** Distal radius'un görünüşü (Gültekin 2007)

Radius kemiğine gelen aksel yükler, eklem yaptığı skafoid ve lunatum tarafından iletilmektedir. Literatürde radius kemiğine bilekten iletilen yani distal radius'tan iletilen yükün incelendiği pek çok *in vivo* ve *in vitro* çalışma vardır. Bu yükler normal bilek hareketinde 100-250 N arasında iken, güç gerektiren durumlarda 2410 N'a kadar çıkabilmektedir (Putnam and Fischer 1997; Putnam *et al.* 2000; Osada *et al.* 2003; Rikli *et al.* 2007; Burkhart *et al.* 2010)

#### 2.4. Önkol Kırıkları ve Tedavi

Optimum tedavi tekniğinin seçiminde cerrahi işlemin karmaşıklığı, mekanik performans ve organın biyolojik cevabı oldukça önemlidir. Teknik olarak, kullanılan yöntem mümkün olduğunca basit ve kolay uygulanabilir olmalıdır. Cerrahi olarak, elin yeterince kullanımına olanak sağlamalıdır. Biyolojik olarak ise; asgari hasar oluşturmalı, implantlar iyi tolerans göstermeli ve kırık iyileşmesi için kemikte oluşacak gerilmeler optimum olmalıdır (Rogge *et al.* 2002).

Önkol kırıkları çocuklarda (pediatrik) ve yaşlılarda (osteoporotik) yaygın olarak görülmektedir. Önkol kırıkları temel olarak, distal radius'ta oluşan "Colles" tipi kırıklar, sadece ulnanın kırıldığı "Monteggia" tipi kırıklar, sadece radiusun kırıldığı "Galeazzi" tipi kırıklar veya her iki kemikte oluşan kırıklar şeklinde sınıflandırılabilir (Martin *et al.* 2002; Kapoor *et al.* 2005; Arnander and Newman 2006; John and Cresswell 2010). Şekil 2.7'de çeşitli önkol kırıkları görülmektedir.



**Şekil 2.7.** Önkol kırıkları; Monteggia tipi kırık **(a)** (John and Cresswell 2010), Galeazzi tipi kırık **(b)** (John and Cresswell 2010), Colles tipi kırık **(c)** (Arnander and Newman 2006)

Önkolün fonksiyonel uyumluluğu; radius ile ulna arasındaki proksimal ve distal bağlantıda uygun bağlantıya/bütünlüğe bağlıdır. Uzunluk, eksen ve dönmeye bağlı olarak hem radius hem de ulnada dizilim kusuru oluşması bu bağlantılar arasında uyumsuzluğa neden olacaktır. Bu durum, ön kol rotasyonunun bozulmasına yol açacak ve bağlantılarda (radius-ulna arası) fonksiyonun sınırlandırılmasına sebep olacaktır. Diğer bir neden önkol kemiklerinin anatomik mimarisidir. Frontal düzlemde bakıldığında, özellikle yay şeklinde olan radius kemiği her hastada farklılık göstermektedir. Yay şeklinin bozulması radius kemiğin uzamasına neden olabileceğinden, orijinal yay şeklinin tam olarak yeniden oluşturulması gerekmektedir (Weckbach *et al.* 2006). Radius anatomik yapısından kaynaklanan bu geometrisinden dolayı, tedavide iyi bir sonucun sağlanması ancak normal radial bowing (eğimin) restorasyonu ile mümkündür (Schemitsch and Richards 1992).

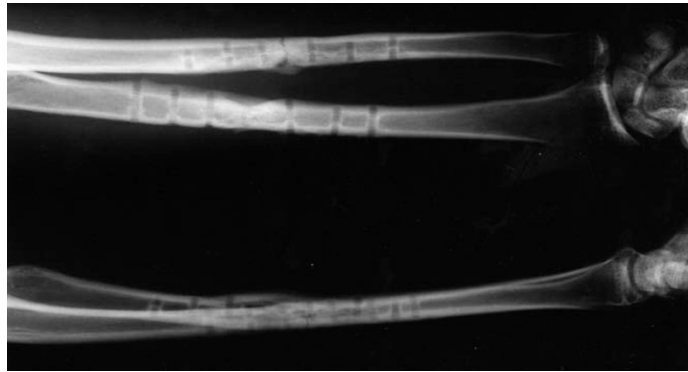
Yetişkinlerdeki radius ve ulna kırıklarının tedavisinde, kırığın iyileşmesi için uygun bir şekilde dizilim sağlanarak rijit olarak tespit edilmelidir. Eğer kırık kemiklerde harekete izin verilirse, özellikle kırık parçaların birbirine bağlı olarak hareket etmesi/dönmesi sonucunda oluşan; önkol hareketi ile yanlış kaynama (malalignment) oluşacaktır. Yetişkinlerdeki önkol kırıklarını tedavi etmede kullanılan en yaygın cerrahi teknikler açık redüksiyon ve plaklarla tespittir (Jones *et al.* 1995). Osteosentez için kullanılan



plaklar ile tedavide iyi sonuçlar bildirilmiştir. Bu yüzden ön kol kırıklarının tedavisinde plakla yapılan osteosentez iyi bir seçim olarak görünmektedir (Weckbach *et al.* 2006).

Bu yöntem iyileşme açısından tatmin edici sonuçlar vermesine rağmen, pek çok olumsuz sonucu da beraberinde getirmektedir. Hastaya plağı yerleştirmek için insizyon uygulanmaktadır ve bu da enfeksiyon ve nörovasküler yaralanma riski oluşturmaktadır. Plak-vida uygulaması kırık hattının cerrahi olarak açılmasına neden olacağından bu durum kırık hematomunun boşalmasına sebep olur. Bu ise kırık kaynaması açısından mümkün olduğunca istenmeyen bir durumdur ve kaynamayı olumsuz olarak etkileyebilir. Periosteum'a zarar vererek kallus oluşumunu olumsuz yönde etkilemektedir ve bunun sonucunda da kırık birleşmesinin gecikme olasılığı artmaktadır (Jones *et al.* 1995; Lee *et al.* 2008).

Kırık bölgesinin geniş bir kısmı plakla temas halindedir ve bu da özellikle plak çıkarıldıktan sonra yeniden kırılma riski oluşturmaktadır. Ön kol kırıklarında plak kullanılması durumunda, plağın çıkarılmasını takiben 6-8 ay sonra yeniden kırılma gözlenebilmektedir. Bunun sebepleri; implantın erken çıkarılması olabileceği gibi vidalar için açılan delikler boyunca kortikal kemiğin zayıflaması da olabilmektedir. Plağın çıkarılmasını takiben kemikte hasar oluşumu ve kemiğin bu bölgelerde beslenememesi söz konusu olabilir (Houshian and Bajaj 2005; Weckbach *et al.* 2006). Şekil 2.8'de plakla yapılan önkol tedavisinde ulna kemiğinde kırılma ve kemiklerin plak çıkarıldıktan sonraki yapısı gösterilmiştir.



**Şekil 2.8.** Plakla tedaviden sonra ulna kemiğinde kırılma (Weckbach *et al.* 2006)

Bu problemleri gidermek için intramedüller çiviler kullanılmaktadır. Önkol kırıklarında da intramedüller tespit yöntemlerinin avantajlarından yararlanmak amacıyla radius ve ulna için titanyum/titanyum alaşımı, yeni nesil, çok fonksiyonlu intramedüller çiviler geliştirilmiştir. Bu çivilerin en önemli özellikleri farklı tasarımları nedeniyle gerek radius, gerekse ulnada yeterli aksenel, eğilme ve burulma stabilitesini sağlayabilmeleridir. Tüm kırıklarda olduğu gibi önkol kırıklarının tedavisinde de fonksiyonel ve başarılı bir sonuç; komşu eklemlerin birbirleriyle ilişkilerini doğru bir şekilde sürdürmelerine, kasların ve eklemlerin, erken aktif kullanımına izin veren yeterli stabilite de tespitine bağlıdır.

Plakların aksine intramedüller çiviler kırık hattı açılmadan uygulandığından kırık hematomunun boşalmasına neden olamazlar. Bu durum plak-vida uygulamasının aksine kallus oluşumuna olumsuz etki yapmaz (Jones *et al.* 1995). Bu yüzden intramedüller çivileme plaklara göre daha az insizyon oluşturması, kemikte uygun dizilimi sağlaması, iyileşmeyi hızlandırması ve plaklara nazaran implant yerleştirilirken ve çıkarılırken daha az cerrahi operasyon gerektirmesi bakımından büyük avantajlar taşımaktadır (Houshian and Bajaj 2005). Bu sebeplerden dolayı, intramedüller çivileme ön kol kırıklarının cerrahi tedavisi için bir alternatif olarak düşünülebilir. Plakların aksine, intramedüller çiviler gerilme kalkanı oluşturmak yerine gerilme dağıtıcı etki yaparak daha güçlü kemik birleşmesine olanak sağlayan kallus oluşumunu sağlamaktadırlar (Lee *et al.* 2008).

Ayrıca radius kemiğinin yapısı gereği herhangi bir plak ya da intramedüller çivi bu anatomik yapıya uymak zorundadır (Weckbach *et al.* 2006). Kullanılan implantın sağladığı stabilite özellikle iyileşmenin ilk safhalarında sağlanan stabilite ile kırıklar arası hareket azalacak ve kırık bölgesinde kallus oluşumu kolaylaşacaktır (Claes *et al.* 1997; Duda *et al.* 2003; Klein *et al.* 2003; Kaspar *et al.* 2005; Burkhart *et al.* 2010). Literatürde uzun kemik kırıklarında intramedüller çivi ile yapılan tedaviler incelendiğinde bu yöntemin plak-vida uygulamasına göre daha başarılı olduğunu gösteren pek çok çalışma vardır.

McLean *et al.* (2007) yaptıkları vaka incelemesinde, radius ve ulna diafiz kırıkları için plak kullanılması durumunda; plak ile kemik arasında bağlantı sağlayan vidaların kemiğin yeniden kırılmasına neden olan hastalarda intramedüller çivi kullanılarak tedavinin sağlandığını göstermişlerdir.

Kapoor *et al.* (2005) önkol diafiz kırıklarında intramedüller çivi ile tedavi ettikleri hastalarda çok iyi sonuçlar alındığını göstermişlerdir. Yaşları 9 ile 15 arasında değişen çocuklarda önkol kırıklarının intramedüller çivi ile tedavisini incelemişlerdir. Çalışma sonucunda önkol kırıklarının tedavisinde intramedüller çivi kullanımının güvenilir bir yöntem olduğunu, minimum yumuşak doku diseksiyonu ile mükemmel kırık iyileşmesi sağlandığını ve implantın çıkarılması sırasında plakla tedavideki gibi riskler taşımadığını belirtmişlerdir.

Berger *et al.* (2005) yaptıkları incelemede uzun kemiklerin tedavisinde kullanılan elastik intramedüller çivilerin uzun dönemde çok iyi sonuçlar verdiğini göstererek çocuklarda kısa sürede mobilizasyonun sağlanabildiğini bildirmişlerdir.

Martin *et al.* (2002) yaptıkları vaka sunumunda 65 yaşında bir hastada oluşan patolojik kırıklar (radius ve ulna) sonrasında, hastanın kırık kollarında fonksiyonunu geri kazanması açısından intramedüller çivilerin kullanışlı olduğunu belirtmişlerdir.

Houshian and Bajaj (2005) yaşları 6-15 arasında değişen 20 hastada yaptıkları inceleme sonucunda, önkol kırıklarında 6-14 yaş arasındaki hastalarda tek kemiğin elastik intramedüller çivi ile fiksasyonunun etkili ve güvenli bir yöntem olduğunu göstermişlerdir.

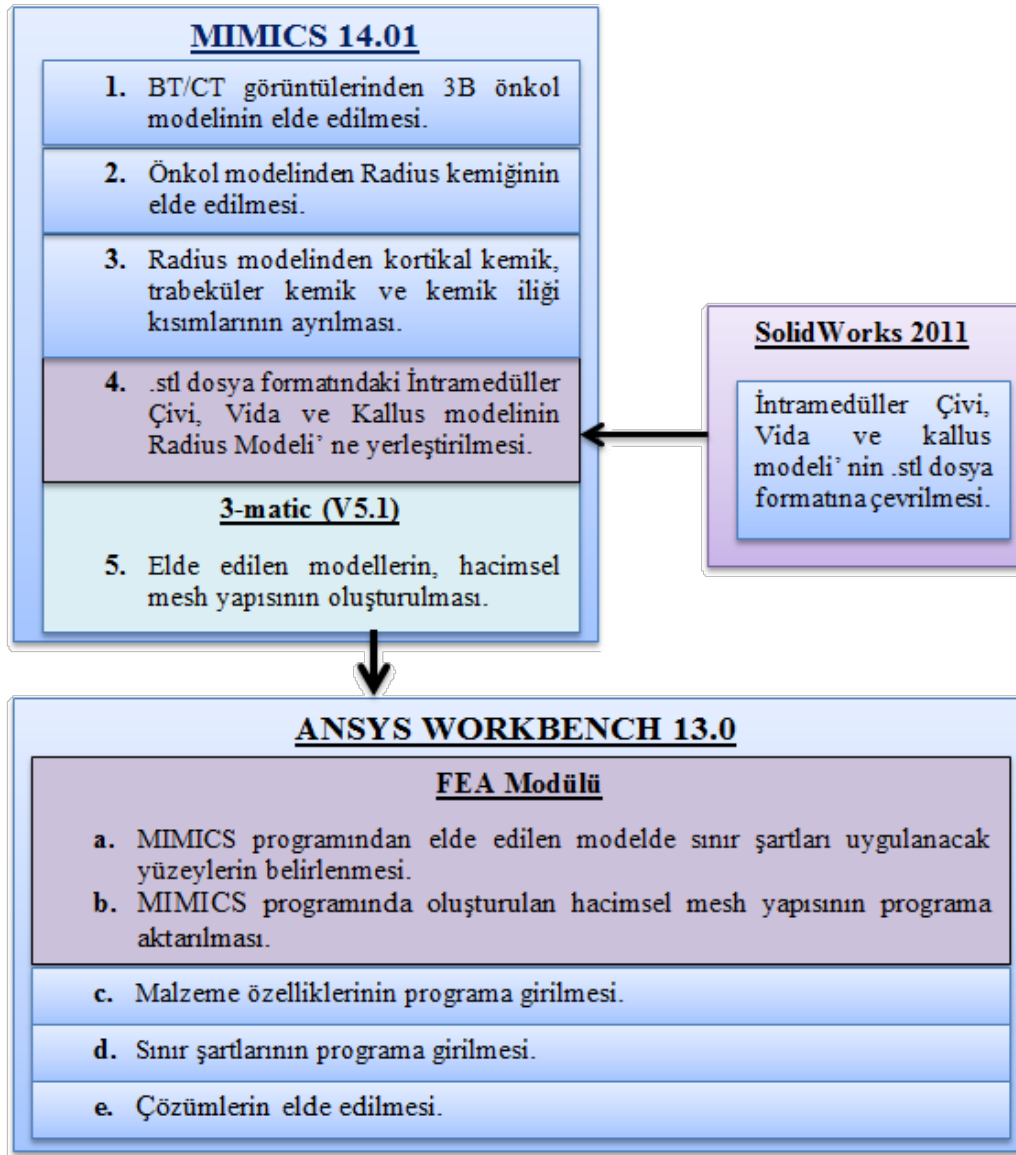
Weckbach *et al.* (2006) 32 hasta üzerinde yaptıkları inceleme sonucunda; plakla sağlanan osteosentez'e karşılık kilitli çivi (interlocking nail) kullanımının bir alternatif olacağını öne sürmüşlerdir. İmplantın çıkarılmasından sonra yeniden kırılma riskinin çok az olacağını ve daha az invazif cerrahi müdahale ile kemiğin tespit edilebileceğini ifade etmişlerdir.

Lee *et al.* (2008) 27 yetişkinde ön kol kırıklarının tedavisinde kilitli açılı intramedüller çiviler kullanarak yaptıkları tedavi sonucunda kallus birleşmesinin sağlandığı süre kadar çivilerin alçı ile birlikte kullanılmasının plakla yapılan osteosenteze göre mobilizasyon bakımından bir dezavantaj olduğu belirtmişlerdir. Fakat diafiz kırıklarında plakla tedavi yerine intramedüller çivi ile tedavi yapılmasının bir çok avantajının olduğunu tespit etmişlerdir.

Burkhart *et al.* (2010) kadavra radius kemikleri ile yaptıkları çalışmada; kemiklerin distal kısımlarına 1 cm osteotomi uygulayarak parçalanmış/ufalanmış distal radius kırıklarını simüle etmiş, aksenel ve dorsal-eksantrik rijitliklerini deneysel olarak incelemişlerdir. Yaptıkları çalışmada osteosentez için kilitli plakları ve intramedüller çivileri kullanmışlardır. Kemik-implant birleşimini incelemek için aksenel yüklemde 200N, dorsal-eksantrik yüklemde ise 150 N değerlerini seçmişler ve altı haftalık aktif bilek hareketini simüle etmek için 2000 çevrimde dinamik yüklem yapmışlardır. Hasar oluşumu testleri için ise, kemik-implant bileşimine 625 N'luk yük uygulamışlardır. Yaptıkları çalışma sonucunda, intramedüller çivilerin aksenel yüklem durumundaki rijitliklerinin, plaklara göre daha yüksek olduğunu bulmuşlar ve bu durumun da iyileşme sürecini olumlu yönde etkileyeceğini öne sürmüşlerdir.

### 3. MATERYAL ve YÖNTEM

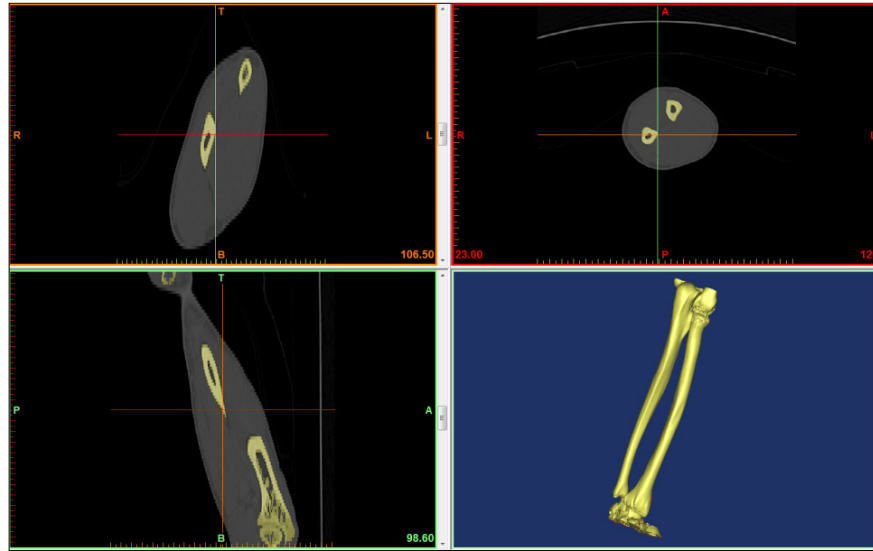
Radius shaft kırıklarında intramedüller çivileme pozisyonunun kemik, intramedüller çivi ve kallusa olan mekanik etkilerini incelemek amacıyla yapılan çalışmada temel olarak, bilgisayarlı tomografi (BT/CT) görüntülerinden elde edilen Radius Kemiği üç boyutlu (3B) modeli ve intramedüller çivinin oluşturduğu yapının yapısal analizi gerçekleştirilmiştir. Çalışmada yapılan işlemler genel olarak Şekil 3.1’de gösterilmiştir.



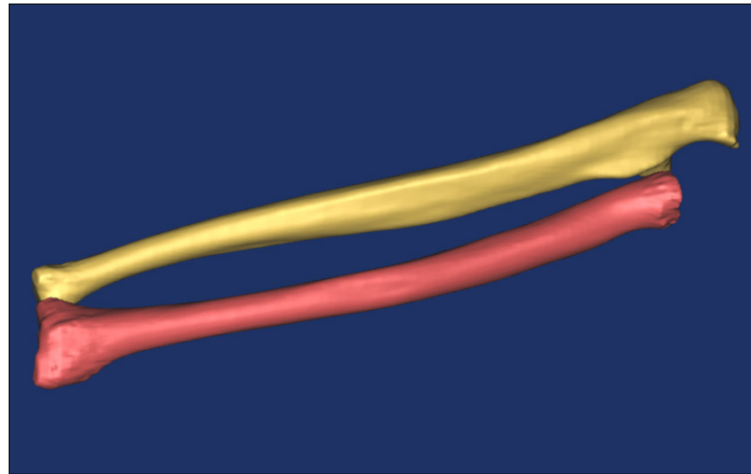
Şekil 3.1. Modelleme ve sonlu elemanlar analizlerinde yapılan işlemler

### 3.1. Bilgisayarlı Tomografi Görüntülerinden 3 Boyutlu Radius Kemik Modelinin Elde Edilmesi ve İntramedüller Çivilerin Farklı Pozisyonlarda Yerleştirilmesi

Radius kırıklarında intramedüller çivileme pozisyonunun etkilerini incelemek amacıyla 18 yaşında bir gönüllüden alınan BT görüntüleri MIMICS 14.01 programı aracılığıyla 3B model haline getirilmiştir. İlk olarak BT görüntülerinden önkol geometrisi belirlenmiştir (Şekil 3.2). Elde edilen önkol geometrisinden, radius ve ulna kemikleri ayrılmıştır (Şekil 3.3).

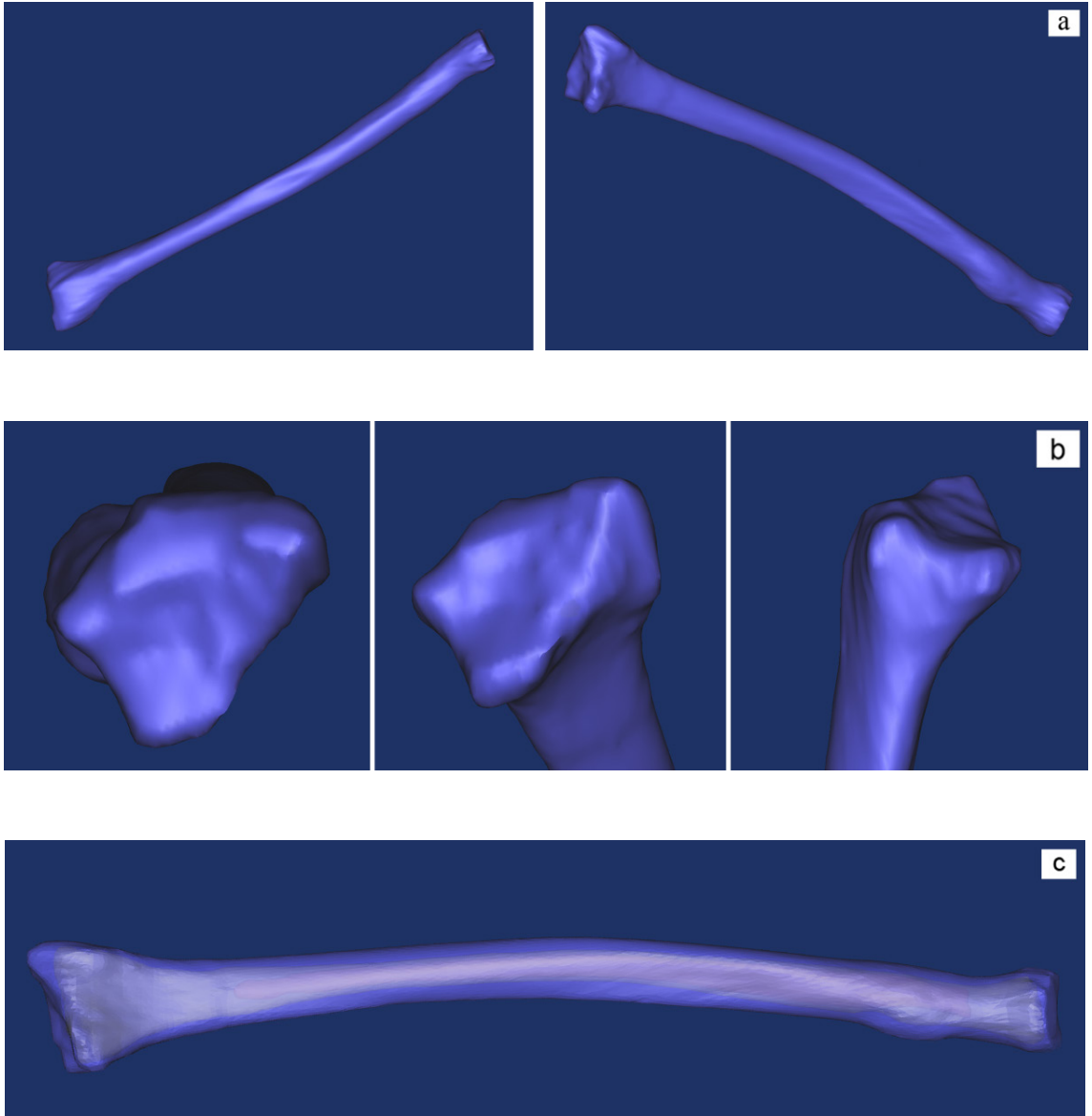


Şekil 3.2. BT görüntülerinden önkol geometrisinin oluşturulması



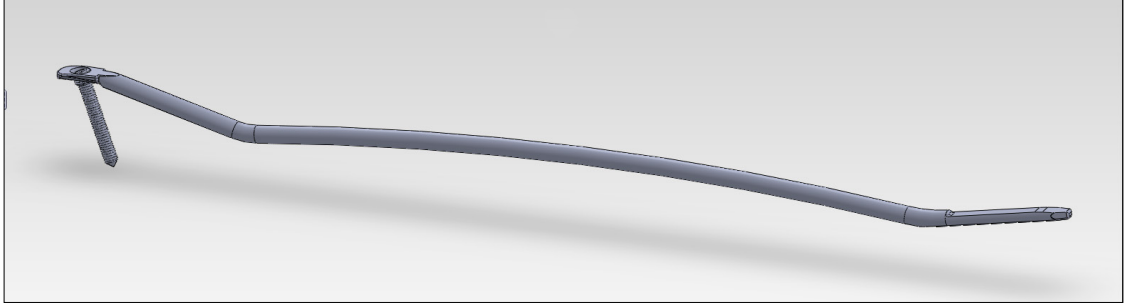
Şekil 3.3. Önkol modelinden çıkarılan radius ve ulna kemikleri

Radius ve ulna kemiklerinden oluşan modelden radius kemiği elde edilmiştir. Radius kemik modeli de trabeküler kemik, kortikal kemik ve kemik iliği olarak ayrılmıştır. Şekil 3.4'te radius kemiğinin farklı pozisyonlardan görünüşleri ile kortikal-trabeküler ve kemik iliği olarak ayrılmış kemik modeli gösterilmiştir.



**Şekil 3.4.** Radius kemiğinin farklı görünüşleri; anterior-posterior ve posterior-anterior görünüş (a), distal radius kısmının farklı görünüşleri (b), kortikal kemik-trabeküler kemik ve kemik iliği olarak ayrılmış model (c)

Kortikal kemik, trabeküler kemik ve kemik iliği olarak oluşturulan radius geometrisinin boyutlarına uygun olarak TST Rakor ve Tıbbi Aletler San. ve Tic. Ltd. Şti. firmasından sağlanan, katalog numarası ve özellikleri: “80620210350 Radius İntramedullar Locking Elastic Nail Ti 3.5\*200 mm” olan intramedüller çivi ve “20127200927Locking Cortex Screw Conical Head Self Ti 2.7\*20 mm” olan vidanın 3B modelleri SolidWorks 2011 programında STL formatına çevrilmiştir. Şekil 3.5’te intramedüller çivi ve vida modeli gösterilmiştir.

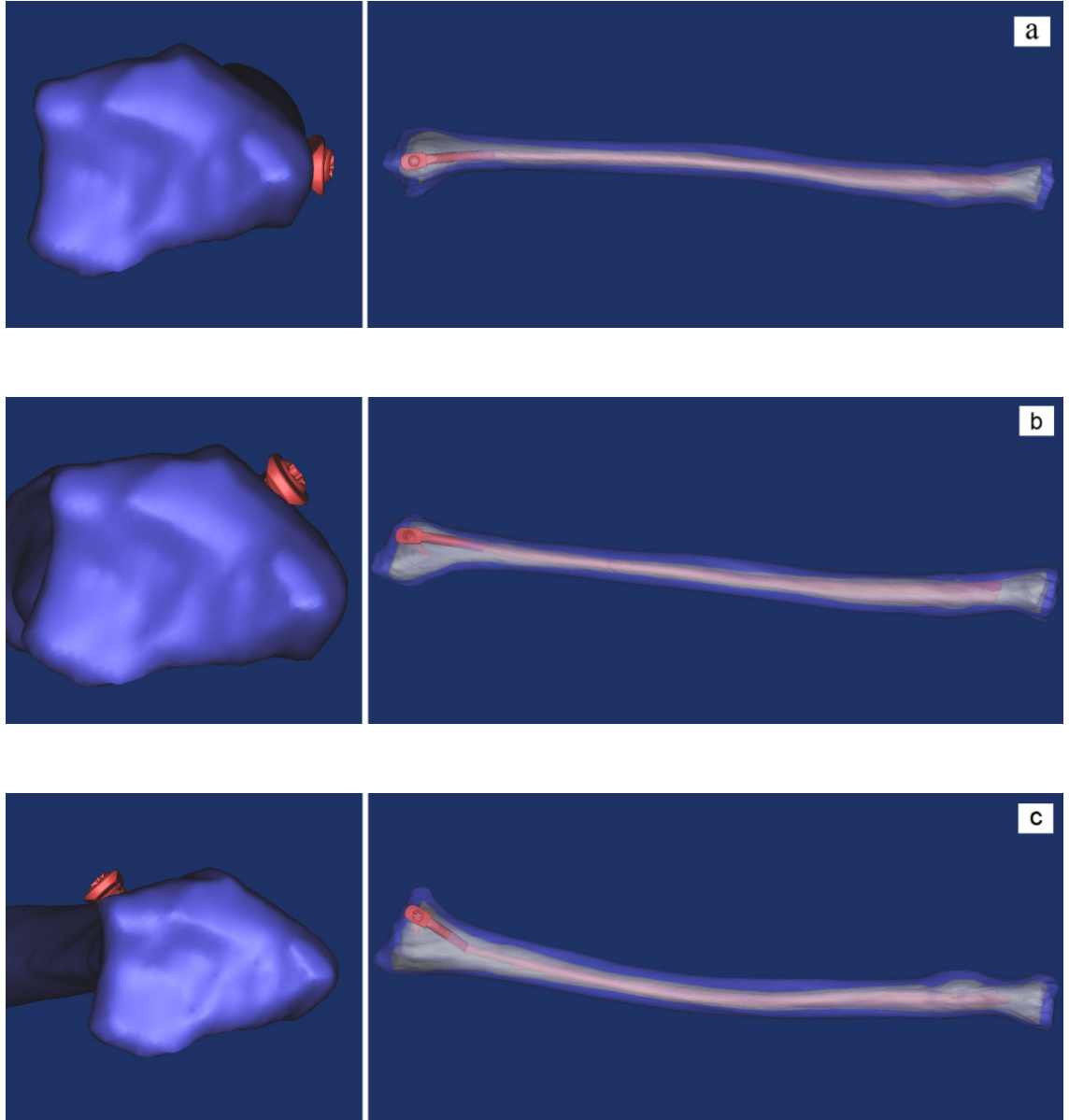


**Şekil 3.5.** İntramedüller çivi-vida modeli

STL formatındaki çivi ve vida modelleri MIMICS programında gerçek bir radius kemiği çivilemesine uygun olarak yerleştirilmiştir. Çiviler yerleştirilirken çivinin kemik iliği içerisine oturmasına dikkat edilmiştir. Çivileme pozisyonlarının etkilerini incelemek için 3 farklı çivileme pozisyonu dikkate alınmıştır. Birinci pozisyon olarak radius kemiğinin stiloid kısmı, ikinci pozisyon olarak stiloid kısmın yan tarafındaki dorsal kısım, üçüncü kısım olarak ise ulnar çentik kenarı ele alınmıştır. Şekil 3.6’da çivileme pozisyonları gösterilmiştir.

İntramedüller çivileme pozisyonunun kemik-intramedüller çivi yapısına olan etkilerini ve iyileşme sürecine olan etkilerini incelemek için radius kemiğinin orta kısmına kırık durumunda oluşacak kallus yerleştirilmiştir. Kemikteki kırık genişliği 1 mm olarak kabul edilmiş ve oluşturulan kallus modeli de genişliği 1 mm olacak şekilde kemiğin orta kısmının geometrisine uygun olarak SolidWorks 2011 programında modellenerek STL formatına dönüştürülmüş, MIMICS programında kemiğin kırık olarak kabul edilen orta kısmına yerleştirilmiştir.

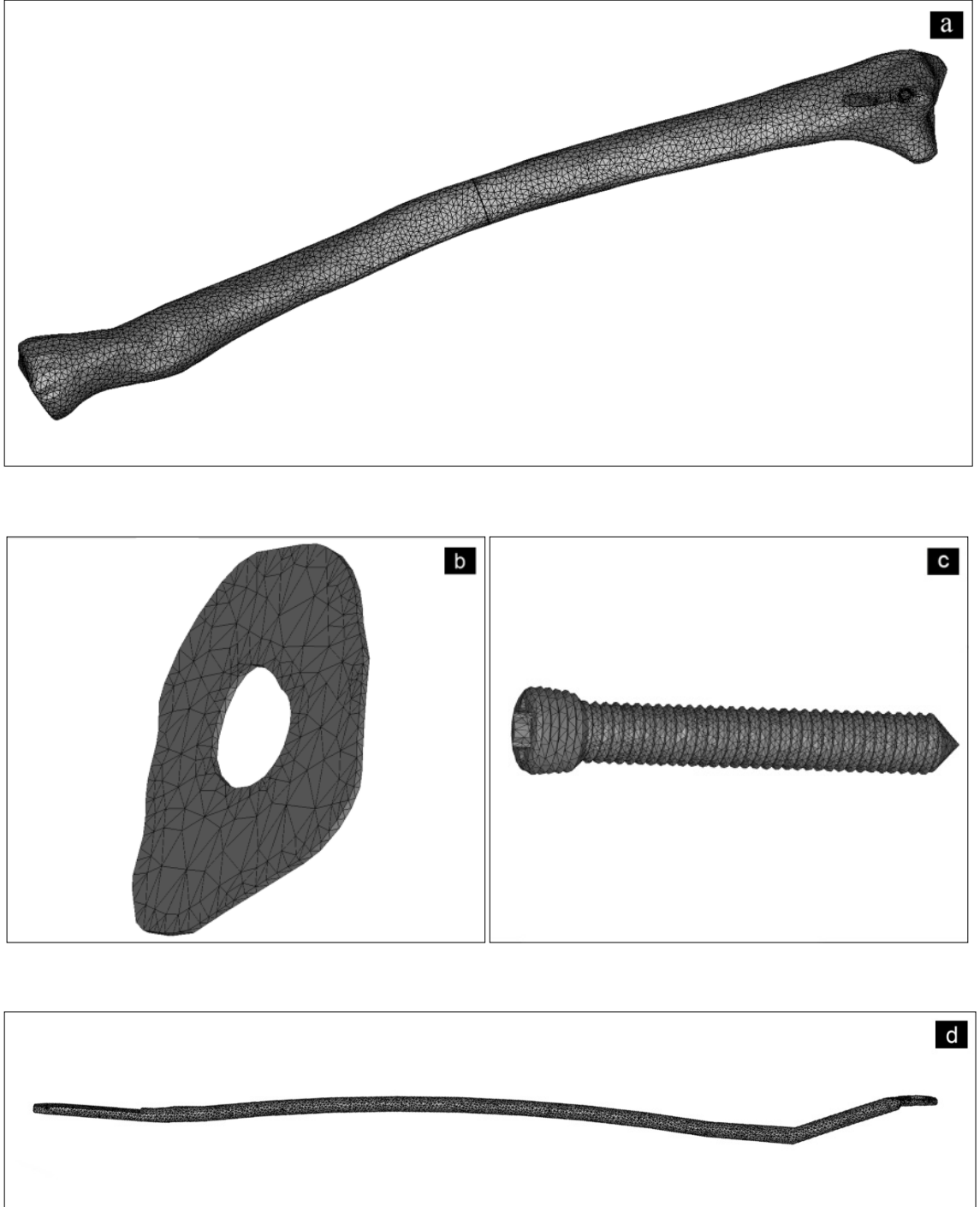




**Şekil 3.6.** İntramedüller çivileme pozisyonları; stiloid kısımdan intramedüller çivileme uygulanan model (a), dorsal kısımdan intramedüller çivileme uygulanan model (b), ulnar çentik kenarından intramedüller çivileme yapılan model (c)

### 3.1.1. Hacimsel mesh yapılarının oluşturulması

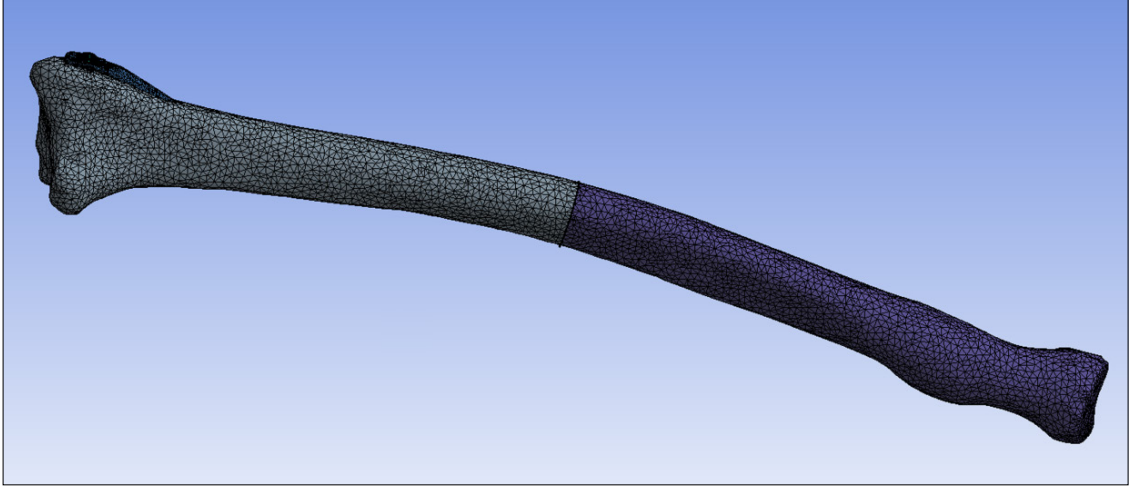
Elde edilen modellerin hacimsel mesh yapısı MIMICS 14.01 programının 3-matic (V5.1) modülü kullanılarak oluşturulmuştur. Her bir çivileme pozisyonu için kortikal kemik, trabeküler kemik, kallus, intramedüller çivi ve vida modellerinin hacimsel mesh yapısı oluşturulmuştur. Oluşturulan mesh yapıları Şekil 3.7’de gösterilmiştir.



**Şekil 3.7.** Oluşturulan hacimsel mesh yapıları; kortikal kemik (a), kallus (b), vida (c), intramedüller çivi (d)

### 3.2. Sınır Şartlarının Uygulanması ve Sonlu Elemanlar Analizleri

MIMICS programında oluşturulan hacimsel mesh yapılarının ANSYS Workbench programına aktarılması için, FEA modülü ile hacimsel mesh yapıları sonlu elemanlar modeline dönüştürülmüştür. Ayrıca sınır şartlarının uygulanacağı kısımlar FEA modülünde belirlenmiştir. Şekil 3.8’de FEA’da oluşturulan sonlu elemanlar mesh yapısı gösterilmiştir.



**Şekil 3.8.** Oluşturulan sonlu elemanlar mesh modeli

Oluşturulan modelde farklı çizim programlarında çizilen modellere uygun olan, dört düğüm noktalı ve her bir düğümde altı serbestlik derecesine sahip olan ANSYS Solid 72 tipi eleman kullanılmıştır. Her bir model için gerçekleştirilen analizler sonucunda optimum mesh özellikleri belirlenmiştir. Optimum mesh özellikleri Çizelge 3.1’de gösterilmiştir.

**Çizelge 3.1.** Farklı çivileme pozisyonları için kullanılan mesh özellikleri

Ad	Düğüm Noktası Sayısı	Eleman Sayısı
<b>Stiloid Kısımdan Vidalanan Model (Toplam)</b>	50567	278836
Kortikal Kemik	19965	112139
Trabeküler Kemik	12833	70753
Kallus	574	2565
İntramedüller Çivi	12975	72708
Vida	4220	20671
<b>Dorsal Kısımdan Vidalanan Model (Toplam)</b>	51524	282985
Kortikal Kemik	19793	111102
Trabeküler Kemik	12850	69383
Kallus	581	2578
İntramedüller Çivi	12865	72163
Vida	5705	27759
<b>Lunatum Çentiği Kenarından Vidalanan Model (Toplam)</b>	49135	271303
Kortikal Kemik	19865	111629
Trabeküler Kemik	12661	69915
Kallus	569	2529
İntramedüller Çivi	12533	70220
Vida	3487	17010

### 3.2.1. Malzeme özelliklerinin belirlenmesi

Literatürde kortikal ve trabeküler kemiğin mekanik özelliklerinin incelendiği pek çok çalışma vardır. Kemiğin mekanik özellikleri, mekanik özelliklerin belirlendiği yöne, kemik türüne, yaşa, cinsiyete göre büyük farklılıklar göstermektedir. Bu bağlamda elde edilen radius kemiği modelinin kortikal ve süngerimsi kemik özelliklerinin seçilmesinde daha önce yapılan biyomekanik çalışmalar esas alınmıştır. Kortikal kemik için  $E=16$  GPa,  $\nu=0,3$  (Bosisio *et al.* 2007) ve trabeküler kemik için  $E=1,813$  GPa,  $\nu=0,181$  (Rincón-Kohli and Zysset 2009) olarak kabul edilmiştir. Yapılan çalışmada kemiğin shaft kısmında oluşturulan kırık kallusunun mekanik özellikleri iyileşmenin başlangıç safhaları (3-4 haftalık iyileşme aşamasında) dikkate alınarak  $E=5$  GPa,  $\nu=0,3$  (Shefelbine *et al.* 2005) olarak kabul edilmiştir.

İntramedüller çivi modelinin mekanik özellikleri ise üretici firmadan (TST Rakor ve Tıbbi Aletler San. ve Tic. Ltd. Şti.) sağlanan bilgiler doğrultusunda, çivinin üretildiği malzeme olan Ti6Al7Nb için  $E=114$  GPa,  $\nu= 0,342$  olarak kabul edilmiştir. Yapılan analizlerde tüm malzeme özellikleri lineer elastik ve izotropik olarak kabul edilmiştir. Analizlerde kullanılan malzeme özellikleri Çizelge 3.2’de gösterilmiştir.

**Çizelge 3.2.** Analizlerde kullanılan malzeme özellikleri

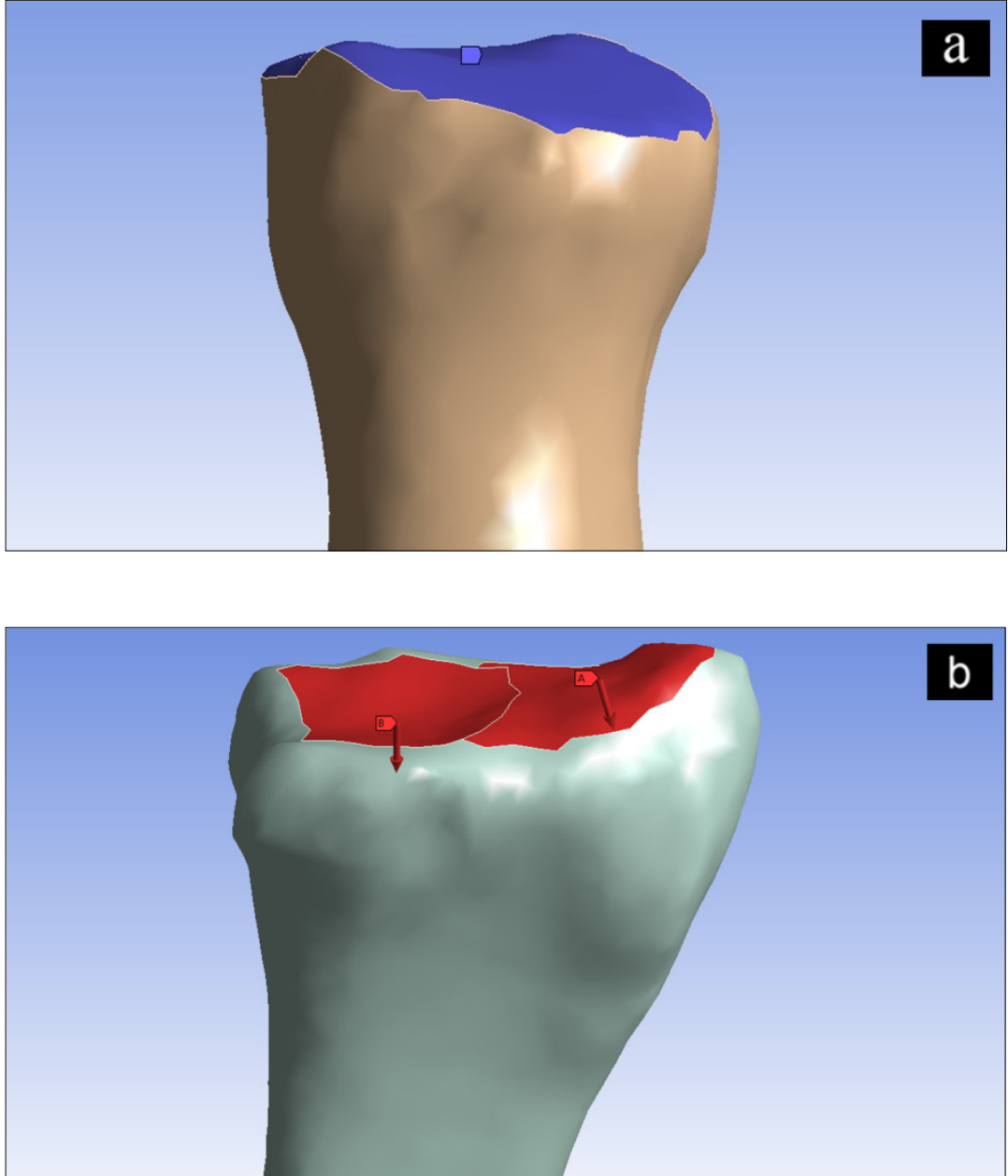
	<b>Elastisite Modülü, E (GPa)</b>	<b>Poisson Oranı, <math>\nu</math></b>
<b>İntramedüller Çivi (Ti-6Al-7Nb)</b>	114	0,3
<b>Kortikal Kemik</b>	16	0,3
<b>Trabeküler Kemik</b>	1,813	0,181
<b>Kallus</b>	5	0,3

### 3.2.2. Sınır şartlarının uygulanması

Yapılan analizlerde radius intramedüller çivi ile kemik bileşiminin sınır şartlarının belirlenmesi için daha önce radius kemiği ve önkol ile ilgili yapılan deneysel ve teorik çalışmalar incelenmiştir. Analizlerde, radius kemiğinin aksenal yüklenmesi durumu göz önüne alınarak radius kemiğinin humerus ile eklem yaptığı disk kısmı eklem yüzeyinden sabitlenmiştir.

Radius kemiğine gelen aksenal yükler, bilek ile eklem yaptığı skafoid ve lunatum kemiklerinden gelmektedir. Bilekten radius kemiğine gelen aksenal yükler, bileğin yaptığı hareketine göre değişkenlik göstermektedir. Analizlerde daha önce radius kemiği ile ilgili yapılan biyomekanik çalışmalar dikkate alınarak; kemiğin yüklenmesi durumunda kemikte, intramedüller çivide ve kallusta oluşacak gerilme ve deformasyonları incelemek için minimum yük olan 100 N seçilmiştir (Rogge *et al.* 2002; Anderson *et al.* 2005). Yükler skafoid eklem yüzeyinden %60 ve lunatum eklem yüzeyinden %40 oranında etki etmiştir (Rogge *et al.* 2002; Troy and Grabiner 2007). Yüklerin doğrultuları eklem yüzeylerinin ortasından, o noktadaki normale dik olacak şekilde seçilmiştir (Ulrich *et al.* 1999). Bütün çivileme pozisyonları için aynı sınır

şartları kullanılmıştır. Şekil 3.9'da sınır şartlarının uygulandığı eklem yüzeyleri gösterilmiştir.



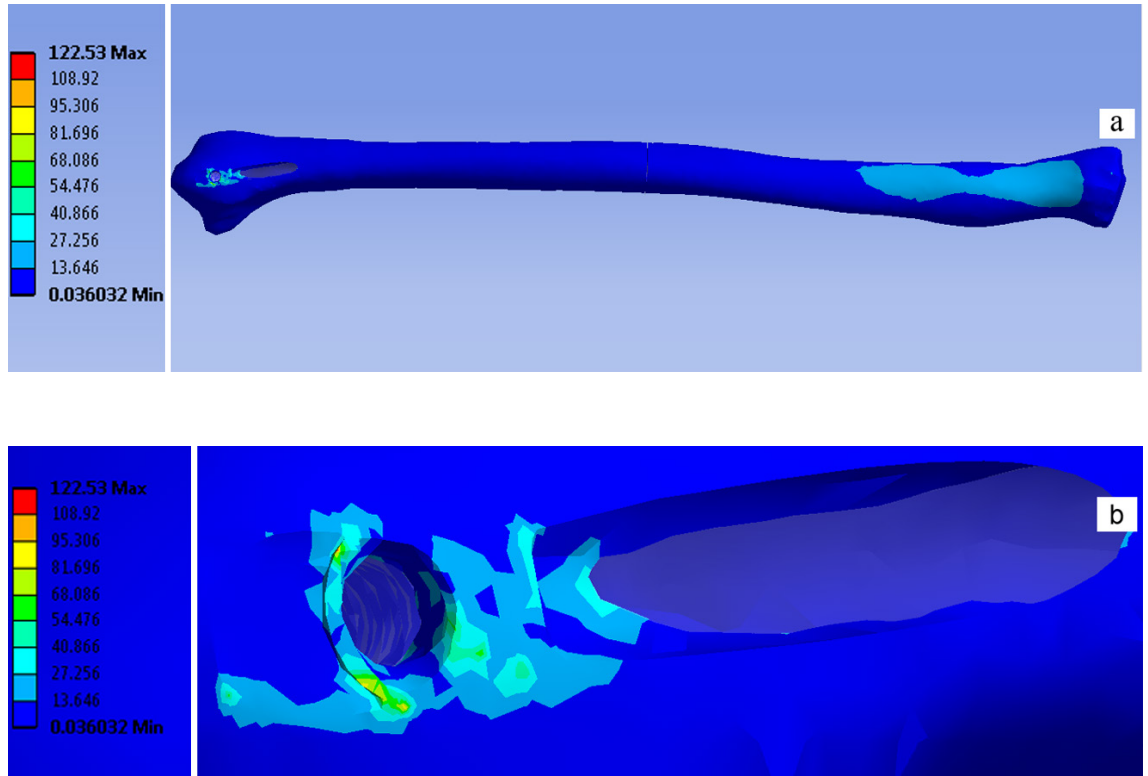
**Şekil 3.9.** Sınır şartları; her yönden sabitlenen proksimal radius kısmı (a), skafoid-A ve lunatum-B eklem yüzeylerine uygulanan yüklerin doğrultuları (b)

## 4. ARAŞTIRMA BULGULARI ve TARTIŞMA

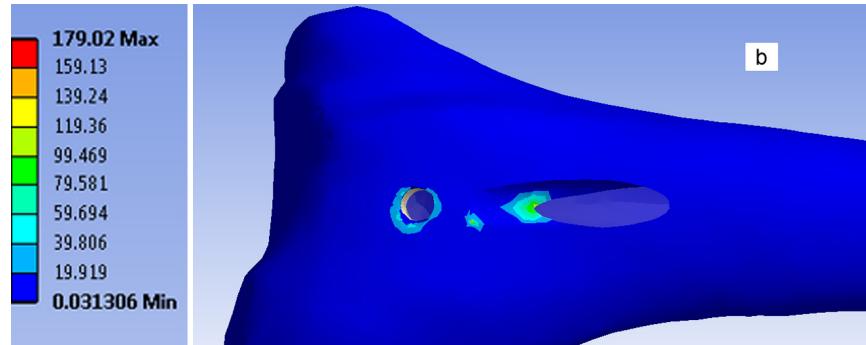
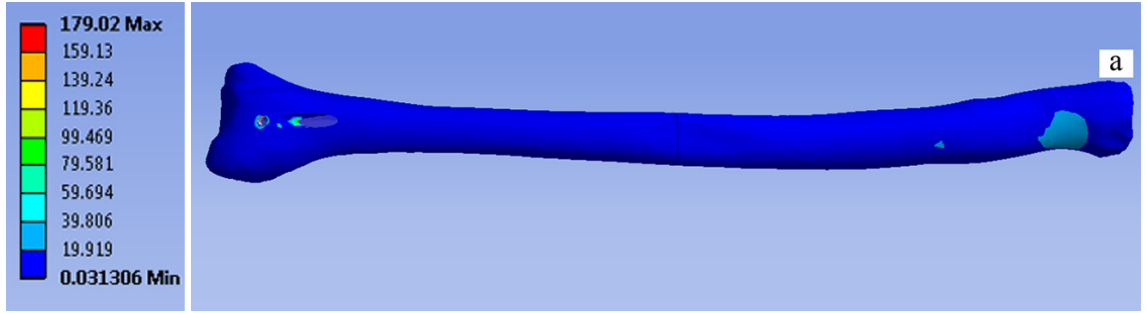
### 4.1. İntramedüller Çiviler ve Kemiklerde Oluşan Gerilmelerin İncelenmesi

#### 4.1.1. Kortikal ve trabeküler kemiklerde oluşan gerilmeler

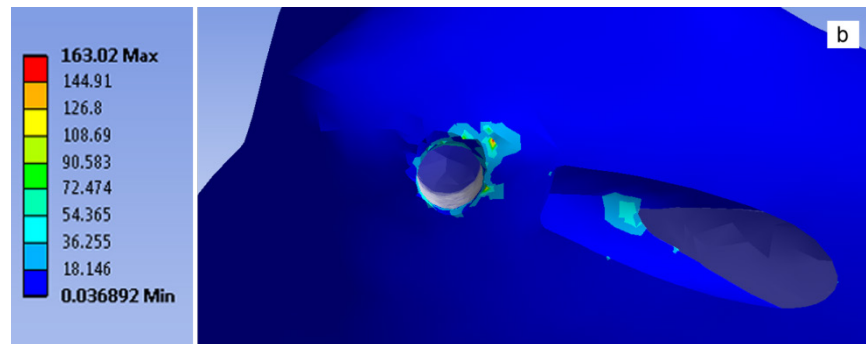
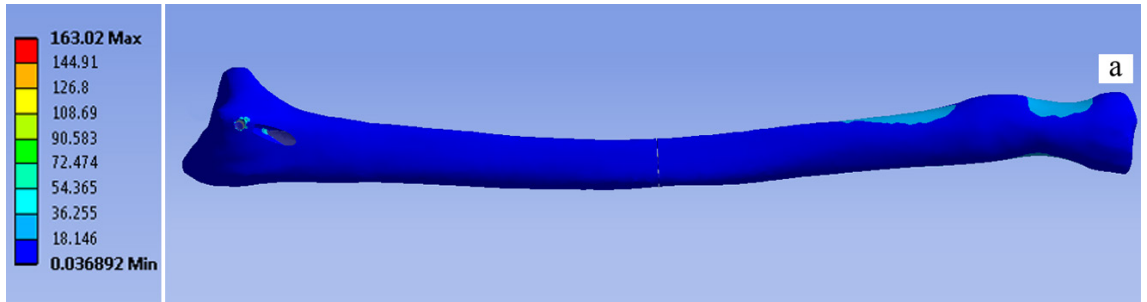
Şekil 4.1, Şekil 4.2 ve Şekil 4.3'te farklı intramedüller çivileme pozisyonlarında, kortikal kemiklerde oluşan von-Mises gerilmeleri gösterilmiştir. Üç çivileme pozisyonu da ayrı ayrı incelendiğinde, kortikal kemik modelleri içerisinde ortalama von Mises gerilme değerinin en az olduğu model stiloid kısımdan sabitleme yapılan modeldir.



Şekil 4.1. Stiloid kısımdan sabitlenen model; kortikal kemikte gerilme dağılımı (a), maksimum gerilmenin olduğu bölge (b)



Şekil 4.2. Dorsal kısımdan sabitlenen model; kortikal kemikte gerilme dağılımı (a), maksimum gerilmenin olduğu bölge (b)



Şekil 4.3. Ulnar çentik kısımdan sabitlenen model; kortikal kemikte gerilme dağılımı (a), maksimum gerilmenin olduğu bölge (b)

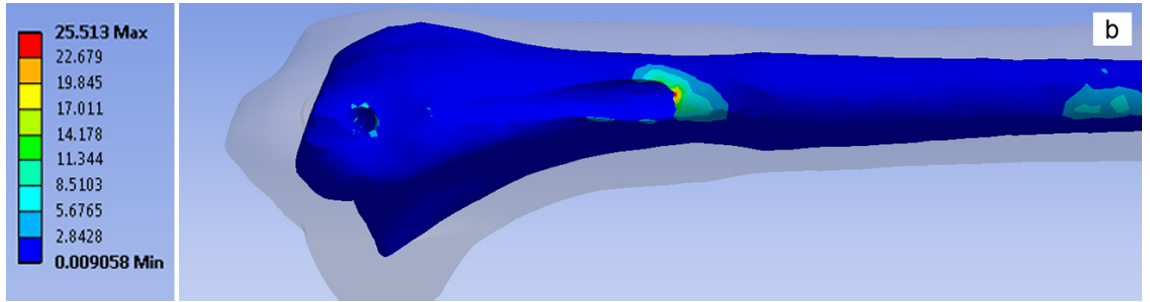
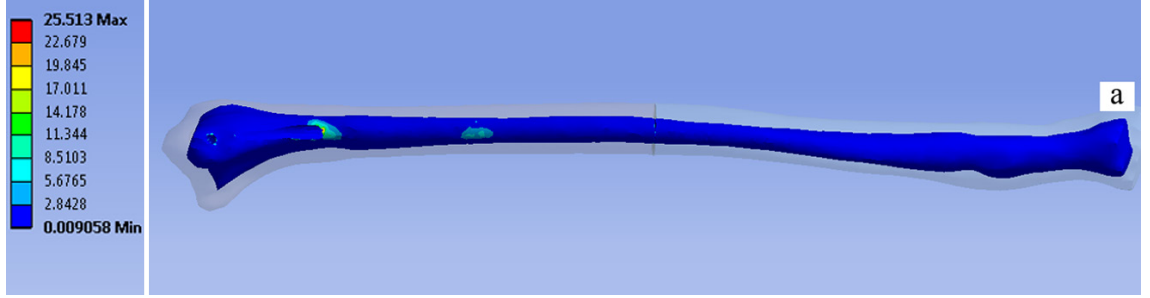


Yine aynı şekilde kortikal kemik modellerinin proksimal kısımlarında, intramedüller çivinin temas ettiği noktalar incelendiğinde ortalama von Mises gerilmesinin en az olduğu model stiloid kısımdan sabitleme yapılan modeldir. İntramedüller çivilerin vidalarla sabitlendiği bölgeler incelendiğinde bu kısımlarda gerilme değerlerinin değişkenlik gösterdiği gözlenmiştir. Vidaların kemiğe sabitlendiği kısımlar ve intramedüller çivilerin kemiğe girdiği kısımlarda gerilme değerleri noktasal olarak artmaktadır ve bu kısımlarda gerilme yığılmaları oluşmuştur. İntramedüller çivileme pozisyonunun değişmesi sonucu kortikal kemiklerde oluşan ortalama von Mises gerilme değerleri Çizelge 4.1’de verilmiştir (Çizelge 4.1 oluşturulurken renk skalasında mavi renk ile gösterilen bölgenin en yüksek değerleri dikkate alınmıştır).

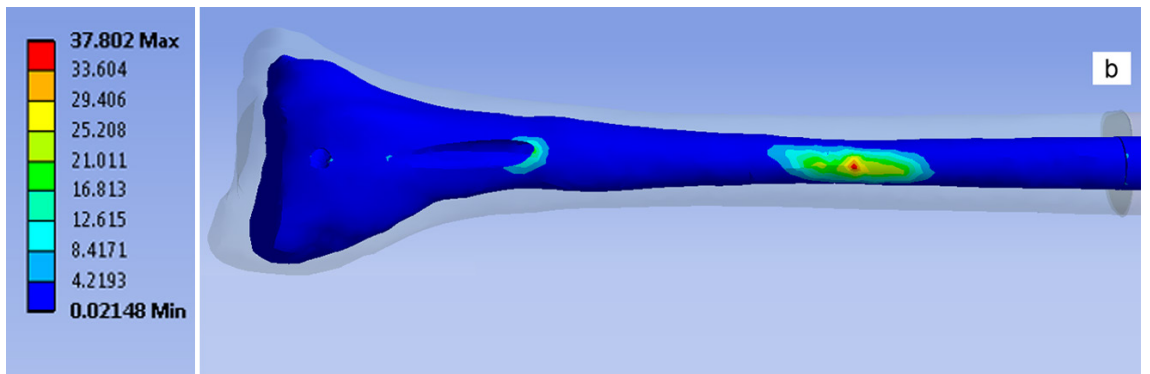
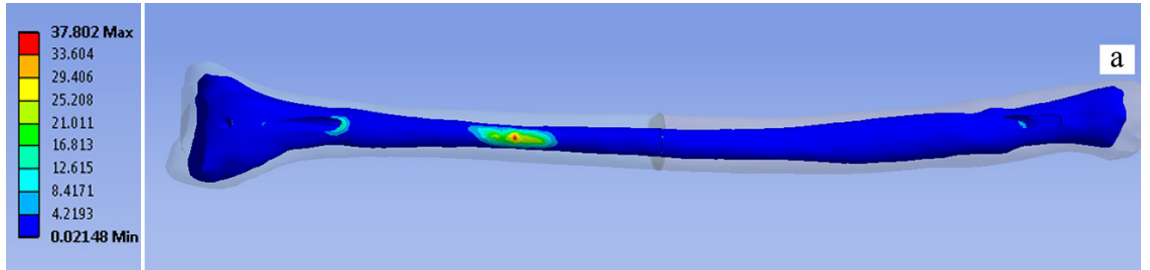
**Çizelge 4.1.** Kortikal kemik modellerinde oluşan gerilme değerleri

	<b>Kemik Boyunca Ortalama Gerilme (von Mises), <math>\sigma</math> (MPa)</b>	<b>Proksimal Kısımda Oluşan Ortalama Gerilme (von Mises), <math>\sigma</math> (MPa)</b>
<b>Stiloid Kısımdan Sabitlenen Model</b>	13,646	27,256
<b>Dorsal Kısımdan Sabitlenen Model</b>	19,919	39,806
<b>Ulnar Çentik Kenarından Sabitlenen Model</b>	18,146	36,255

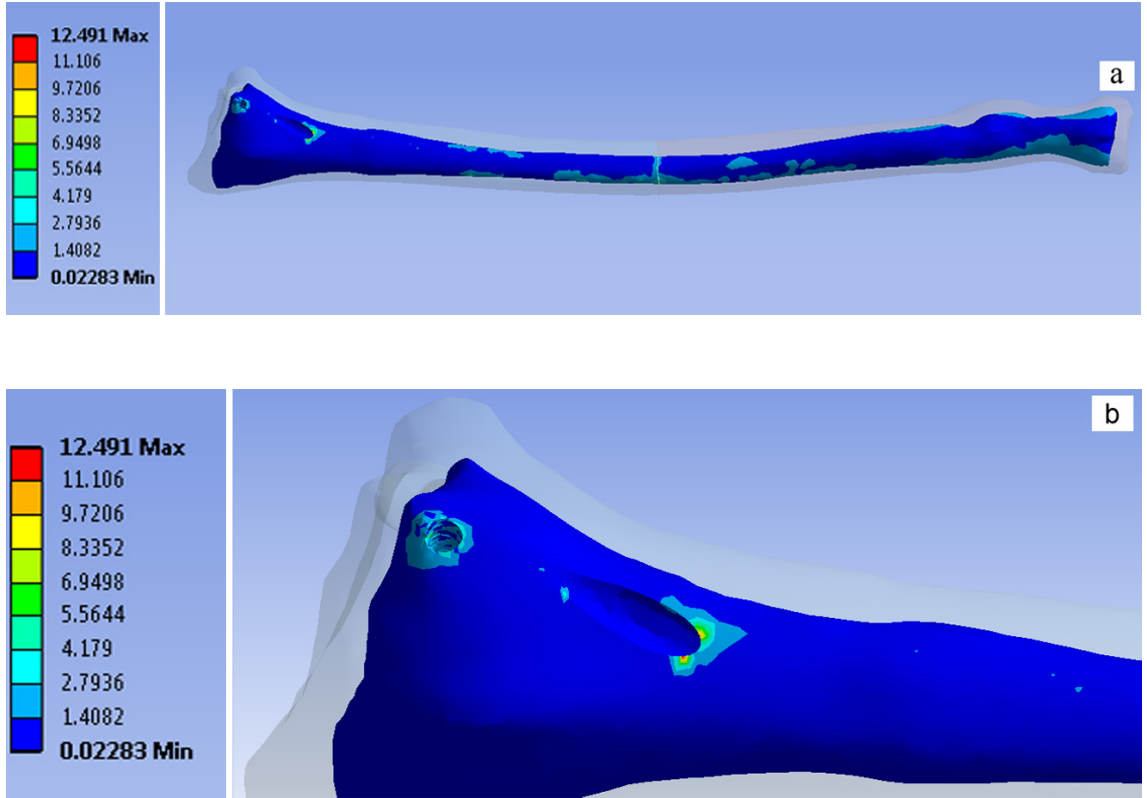
Farklı sabitleme pozisyonları sonucunda trabeküler kemiklerde oluşan gerilmeler Şekil 4.4, Şekil 4.5 ve Şekil 4.6’da gösterilmiştir. Modeller incelendiğinde, trabeküler kemik modelleri içerisinde ortalama von Mises gerilme değerinin en az olduğu model ulnar çentik kenarından sabitleme yapılan modeldir. Bunun nedeni, bu pozisyonda kemik iliği içerisine yerleştirilen çivinin radius kemiğinin eğriliğine uyum sağlamak için daha fazla eğilmesidir. Bu eğilme sonucunda trabeküler kemiğe diğer çivileme pozisyonlarına nazaran daha fazla temas etmiş ve bunun sonucunda da trabeküler kemikte ortalama von Mises gerilme değerinin düşmesine fakat intramedüller çivi ile kemiğin temas ettiği noktalarda gerilmenin diğer çivileme pozisyonlarında oluşan gerilmelere göre daha fazla artmasına neden olmuştur (Şekil 4.6.a).



**Şekil 4.4.** Stiloid kısımdan sabitlenen model; trabeküler kemikte gerilme dağılımı (a), maksimum gerilmenin oluştuğu bölge (b)



**Şekil 4.5.** Dorsal kısımdan sabitlenen model; trabeküler kemikte gerilme dağılımı (a), maksimum gerilmenin oluştuğu bölge (b)



**Şekil 4.6.** Ulnar çentik kısımdan sabitlenen model; kortikal kemikte gerilme dağılımı (a), maksimum gerilmenin oluştuğu bölge (b)

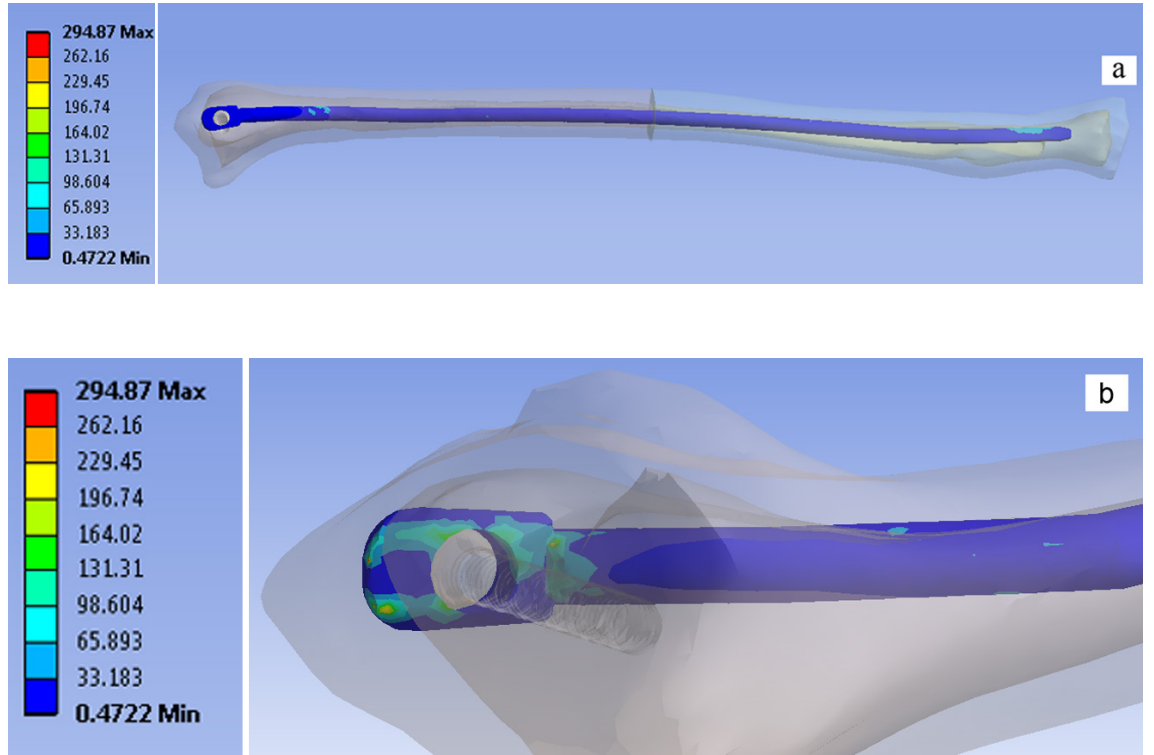
Stiloid kısımdan sabitlenen ve ulnar çentik kenarından sabitlenen modellerde trabeküler kemikte oluşan en yüksek gerilme değerleri intramedüller çivilerin kemiğe giriş kısımlarında oluşurken, dorsal kısımdan sabitlenen modelde maksimum gerilme intramedüller çivinin şaft kısmında; kemik iliği içine yerleştirilirken trabeküler kemiğin o bölgesine zarar vermesi nedeni ile sadece bir bölgede oluşmuştur (Şekil 4.5.b). Özellikle kemiğin şaft kısmında intramedüller çivinin trabeküler kemiğe temas etmesi durumunda; gerilme değerlerinin trabeküler kemikte oluşan ortalama von Mises gerilmelerine nazaran aşırı artmasının sebebi, trabeküler kemik kalınlığının radius kemiğinin proksimalinden ya da distalinden şaft kısmına doğru azalmasıdır. Kemiğin şaft kısmında trabeküler yapı kortikal yapıya göre çok çok azdır.

Kortikal ve trabeküler kemik modelleri incelendiğinde, özellikle intramedüller çivilerin kemiğe giriş noktalarında gerilme değerlerinin tek bir noktada arttığı görülmektedir.

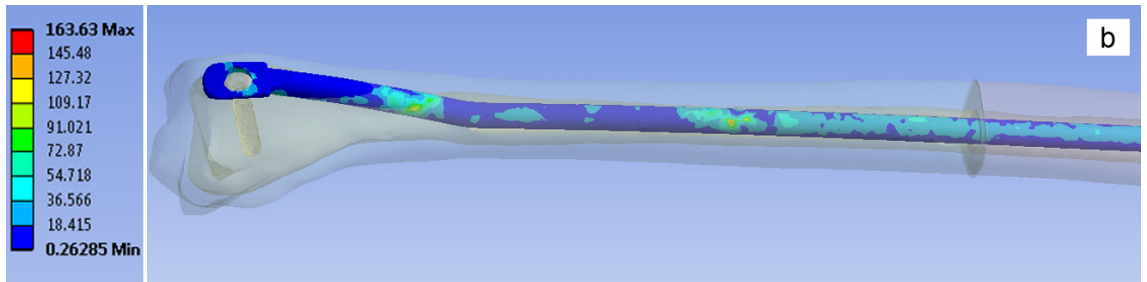
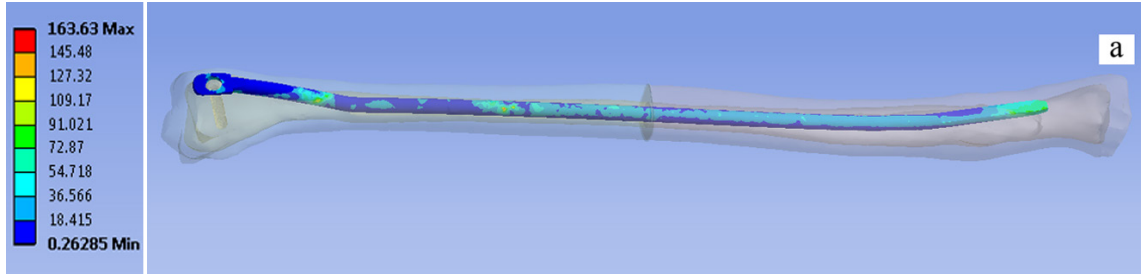
Bunun sebebi, o noktalarda kemik ile intramedüller çivilerin tek bir noktada temas etmesi ve o noktalardaki kesitin kemiğin diğer kısımlarına göre küçük olmasıdır.

#### 4.1.2. İntramedüller çiviler ve sabitleme vidalarında oluşan gerilmeler

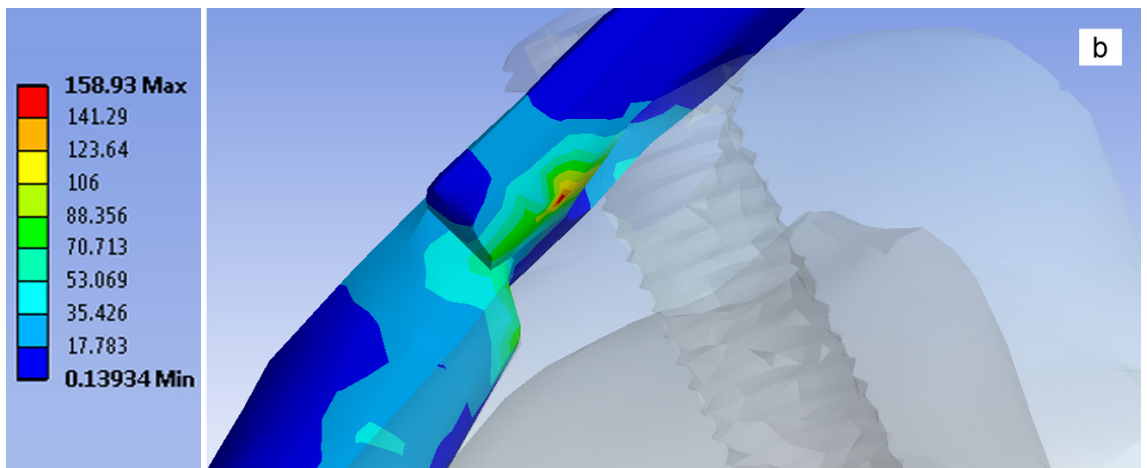
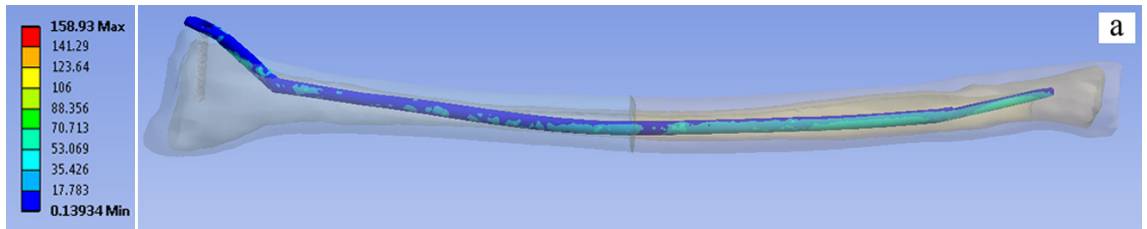
İntarmedüller çiviler için üç farklı sabitleme pozisyonunda oluşan gerilmeler Şekil 4.7, Şekil 4.8, Şekil 4.9’da verilmiştir.



Şekil 4.7. Stiloid kısımdan sabitlenen model; intramedüller çivide gerilme dağılımı (a), maksimum gerilmenin olduğu bölge (b)



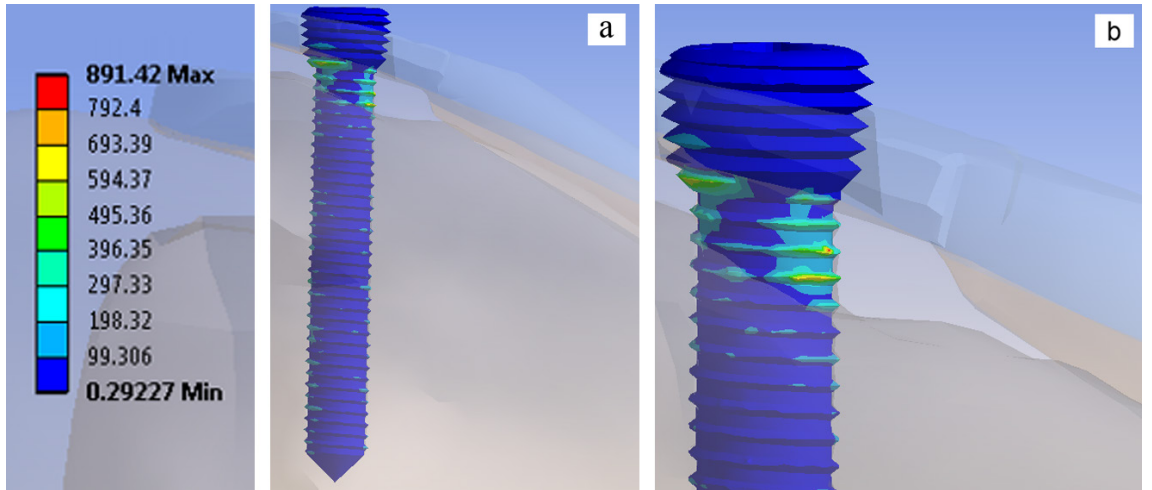
**Şekil 4.8.** Dorsal kısımdan sabitlenen model; intramedüller çivide gerilme dağılımı (a), maksimum gerilmenin olduğu bölge (b)



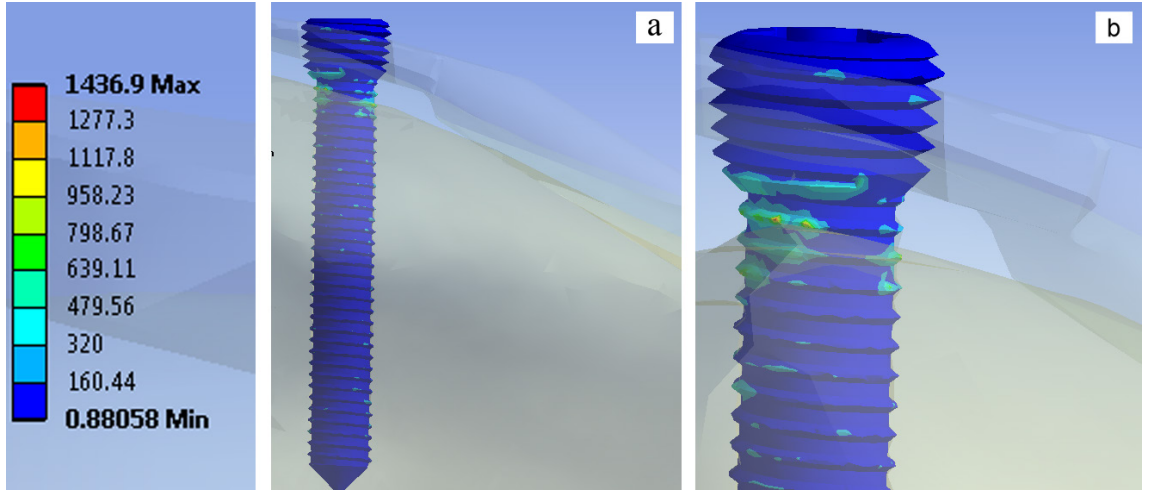
**Şekil 4.9.** Ulnar çentik kenarından sabitlenen model; intramedüller çivide gerilme dağılımı (a), maksimum gerilmenin olduğu bölge (b)

Şekil 4.7 incelendiğinde, stiloid kısımdan çivileme yapılan modelde ortalama von Mises gerilme seviyesinin 33,183 MPa olduğu görülmektedir. Bu modelde oluşan maksimum gerilme değeri de, çivi ile kemiğin temas ettiği tek bir noktada 294,87 MPa'dır. Dorsal kısımdan sabitlenen modelde stiloid kısımdan sabitlenen modele göre trabeküler kemik ile daha fazla temas vardır ve bu modelde ortalama von Mises gerilme seviyesi 18,415 MPa iken, maksimum gerilme; trabeküler kemik kısmında belirtildiği şekilde trabeküler kemik ile bölgesel temas ettiği noktada oluşmuştur ve gerilme değeri 163,63 MPa'dır (Şekil 4.8). Ulnar çentik kenarından sabitlenen modelde ise dorsal kısımdan sabitlenen modele benzer şekilde trabeküler kemik ile temas vardır ve bu modelde ortalama von Mises gerilme değeri 18,783 MPa iken, maksimum gerilme; kortikal kemik ile ettiği noktada oluşmuştur ve gerilme değeri 158,93 MPa'dır (Şekil 4.8). Her üç modelde de oluşan maksimum gerilmeler noktasaldır ve dorsal kısımdan sabitleme yapılan model dışındaki modeller incelendiğinde maksimum gerilmeler bir noktada oluşmuştur.

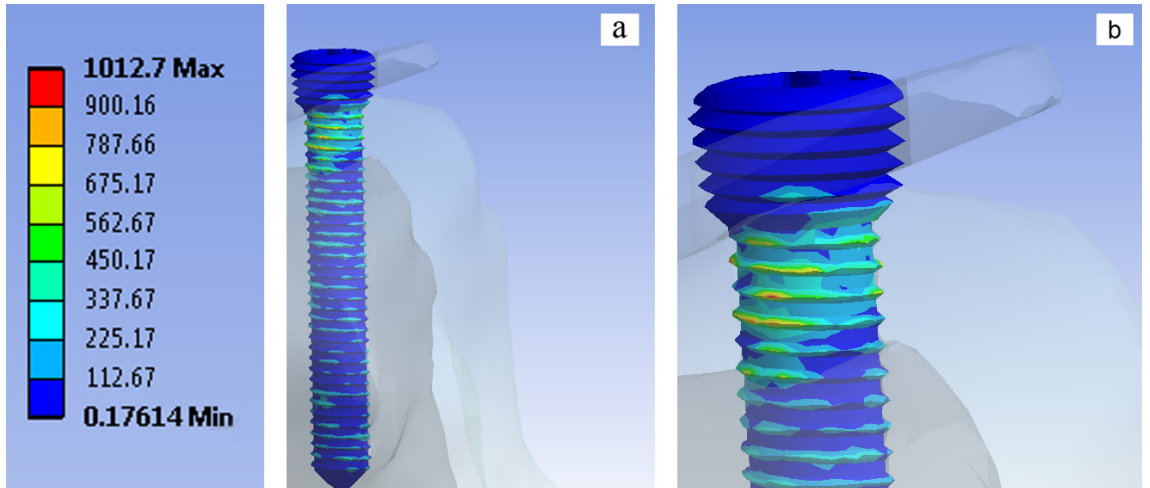
Vidalarda oluşan gerilmeler; intramedüller çivilerde üç farklı sabitleme pozisyonunda oluşan gerilmeler Şekil 4.10, Şekil 4.11, Şekil 4.12'de gösterilmiştir.



**Şekil 4.10.** Stiloid kısımdan yapılan sabitlemede kullanılan vidada oluşan; gerilme dağılımı (a), maksimum gerilme (b)



**Şekil 4.11.**Dorsal kısımdan yapılan sabitlemede kullanılan vidada oluşan; gerilme dağılımı (a), maksimum gerilme (b)



**Şekil 4.12.**Ulnar çentik kenarından yapılan sabitlemede kullanılan vidada oluşan; gerilme dağılımı (a), maksimum gerilme (b)

Sabitleme vidalarında oluşan gerilmeler incelendiğinde en düşük ortalama von Mises gerilme değerleri, stiloid kısımdan ve ulnar çentik kenarından vida ile sabitlenen modellerden elde edilmiş ve dorsal kısımdan sabitlenen modele göre daha azdır. Bunun nedeni, skafoid ve lunatum eklem yüzeylerinden gelen yükün etki ettiği doğrultu ve bölgelerden kaynaklanmaktadır. Skafoid veya lunatum eklem yüzeylerinden gelen yükler stiloid kısımdan sabitlenen veya ulnar çentik kenarından sabitlenen modellerdeki vidalara kısmen etkimektedir. Stiloid kısımdan sabitlenen modelde, model büyük oranda skafoid eklem yüzeyinden gelen yükün ve kısmen de lunatum eklem yüzeyinden

gelen yükün etkisindedir. Benzer şekilde ulnar çentik kenarından sabitlenen modelde, model büyük oranda lunatum eklem yüzeyinden gelen yükün ve kısmen de skafoid eklem yüzeyinden gelen yükün etkisindedir. Dorsal kısımdan sabitlenen model ise hem lunatum hem de skafoid eklem yüzeyinden gelen yüklere direkt olarak maruz kalmaktadır. Eklem yüzeylerinden gelen yükler kemik-implant bileşimi üzerinde bası yükü ve eğilme momenti oluşturmaktadır. Bu sebepten dolayı en yüksek gerilme değerleri dorsal kısımdan sabitlenen modelde oluşmaktadır. Her üç pozisyonda da kemik-implant yapısının gerilmeler yönünden farklılık göstermesinin nedenleri aşağıda belirtilmiştir.

- İntramedüller çivilerin kemik iliği içerisine yerleştirilmesi sırasında her bir intramedüller çivinin kemik iliği içerisinde farklı bir yol izlemesi ve buna bağlı olarak çivi pozisyonunun kemik içerisinde değişmesi,
- Kemik-implant yapısının, lunatum ve skafoid eklem yüzeylerinden gelen yüklere farklı şekillerde maruz kalması,
- Kemik dokularıyla kıyaslandığında implant malzemesinin yüksek elastisite modülüne sahip olmasıdır.

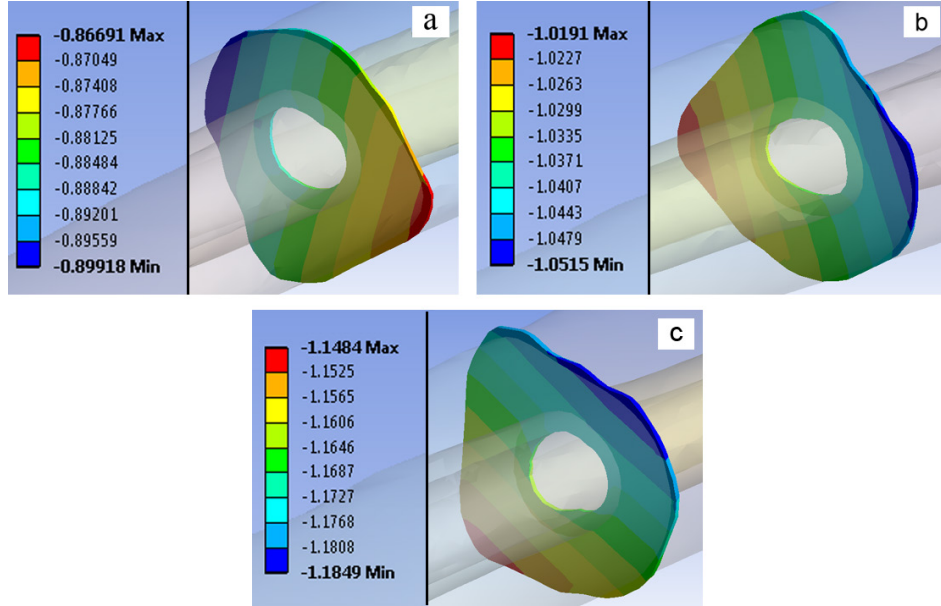
Bunların yanında kemik ve implantlarda gerilmelerin noktasal olarak çok yüksek değerlerde olmasının nedeni, o noktada tek bir elemana kuvvet veya moment etkimesi ve o noktada kesitin çok küçük olmasıdır. Elemanlardan kaynaklanan sorunu gidermek için modelin mesh sayısı artırılmış fakat gerek vida-intramedüller çivi gerekse kemik yapısındaki keskin köşeler ve çok dar kesitler nedeniyle mümkün olmamıştır. Çok küçük kesitlerden kaynaklanan noktasal gerilmelerden kaynaklanan sorunları gidermek için ise, elde edilen modelin gerçekliğinin bozulmaması için herhangi bir işlem yapılmamıştır.

#### **4.2. Kallusta Oluşan Hareketliliğin İncelenmesi**

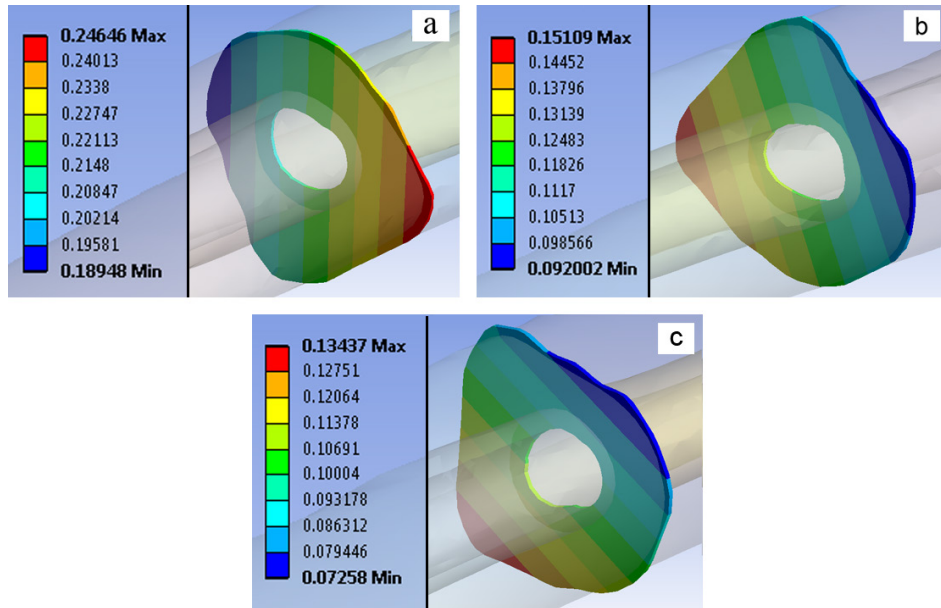
Kırık iyileşmesinde en etkin parametre olarak gösterilen kallus için, analiz sonucunda elde edilen farklı yönlerdeki ve toplam deplasmanlar Şekil 4.13, Şekil 4.14, Şekil 4.15 ve



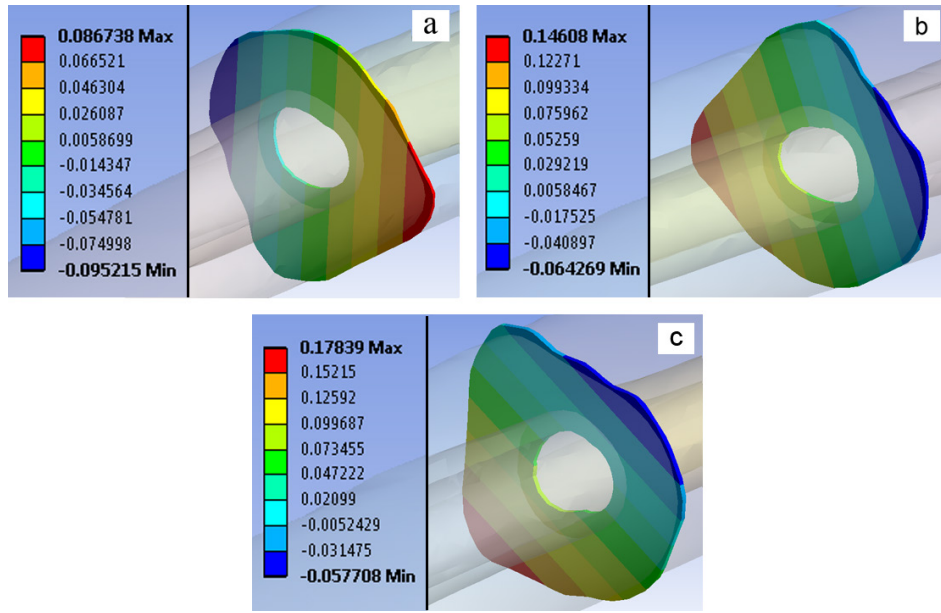
Şekil 4.16’da gösterilmiştir. Şekillerde z eksenı radius kemiğinin proksimal-distal doğruıtusundaki eksenı, y ve z eksenleri ise bu eksenlere dik eksenleri göstermektedir.



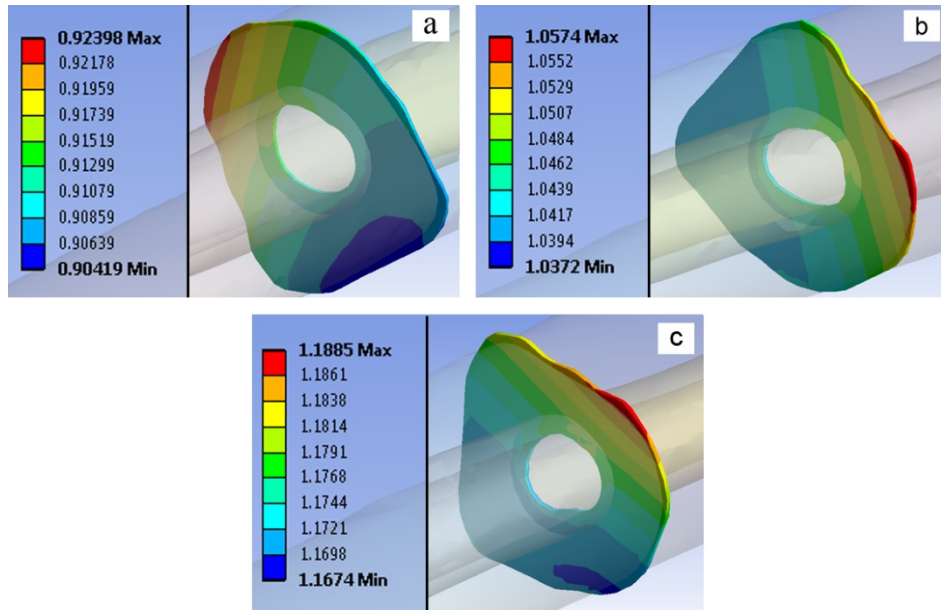
**Şekil 4.13.** Kallusta x yönünde oluşan deplasman; stiloid kısımdan sabitlenen model (a), dorsal kısımdan sabitlenen model (b), ulnar çentik kenarından sabitlenen model (c)



**Şekil 4.14.** Kallusta y yönünde oluşan deplasman; stiloid kısımdan sabitlenen model (a), dorsal kısımdan sabitlenen model (b), ulnar çentik kenarından sabitlenen model (c)



**Şekil 4.15.** Kallusta z yönünde oluşan deplasman; stiloid kısımdan sabitlenen model (a), dorsal kısımdan sabitlenen model (b), ulnar çentik kenarından sabitlenen model (c)



**Şekil 4.16.** Kallusta oluşan toplam deplasman; stiloid kısımdan sabitlenen model (a), dorsal kısımdan sabitlenen model (b), ulnar çentik kenarından sabitlenen model (c)

Radius kemiğinin shaft kısmında oluşturulan kallus modelleri incelendiğinde, kallus modelleri içerisinde toplam deplasman değeri en düşük olan model stiloid kısımdan

sabitlenme yapılan modeldir (Şekil 4.16). Kallus modellerinin maksimum deplasman değerleri Çizelge 4.2’de verilmiştir.

**Çizelge 4.2.** Kallus modellerinde oluşan maksimum deplasman değerleri

	<b>x</b> <b>yönündeki</b> <b>deplasman</b> <b>(mm)</b>	<b>y</b> <b>yönündeki</b> <b>deplasman</b> <b>(mm)</b>	<b>z</b> <b>yönündeki</b> <b>deplasman</b> <b>(mm)</b>	<b>Toplam</b> <b>deplasman</b> <b>(mm)</b>
<b>Stiloid Kısımdan</b> <b>Sabitlenen Model</b>	-0,86691	0,24646	0,086738	0,92398
<b>Dorsal Kısımdan</b> <b>Sabitlenen Model</b>	-1,0191	0,15109	0,14608	1,0574
<b>Ulnar Çentik Kenarından</b> <b>Sabitlenen Model</b>	-1,1484	0,13437	0,17839	1,1885

### 4.3. İntramedüller Çivi, Kemik Yapılarında Oluşan Gerilmelerin ve Kallus Hareketinin İyileşme Sürecine Olan Etkileri

Kırıklarda tedavisinde, tedavi yönteminin seçilmesinde en önemli nokta kırığın tipine göre seçilecek implantın belirlenmesidir. Seçilen implantın elastisite modülünün kemiğin elastisite modülüne yakın olması gerekmektedir. Aksi takdirde, kemik ve implanttan oluşan yapıda, implantta oluşan gerilmeler kemikte oluşacak gerilmelere göre çok daha yüksek olacaktır ve bu durumda kemiğin zayıflamasına neden olacaktır. İmplantın yükü kendi üzerinde taşıması, yani kemikte oluşan gerilmelerin azalarak, kemiğin zayıflamasına “**gerilme kalkan etkisi (stress shielding)**” denmektedir ve kemik iyileşmesinin gerçekleşmesi için, daha doğrusu gecikmemesi için implantın bu etkiyi olabildiğince aza indirmesi gerekmektedir. Yani kemiğin hareketlilik kazanması gerekmektedir (Kujala *et al.* 2002; Cheung *et al.* 2004).

Literatürde kemik iyileşmesi için kemiğin hareket/dinamizm kazanması belirtilmesine karşın; kırık bölgesindeki mekanik koşulların, özellikle kırık genişliği ve kırık kemik

parçaları arası hareketin kırık iyileşmesinin başlangıç safhalarında büyük öneme sahip olduğu ve azalan kırıklar arası eksenel hareket ile kallus oluşumunun kolaylaşacağı belirtilmiştir (Claes *et al.* 1997; Duda *et al.* 2003; Klein *et al.* 2003; Kaspar *et al.* 2005; Burkhart *et al.* 2010). Özellikle de radius kırıklarının tedavisinde azalan eksenel hareket ile kallus oluşumunun zarar görme olasılığı azalacak ve bu durumda iyileşme sürecini olumlu yönde etkileyecektir (Burkhart *et al.* 2010).

Kallus hareketinin en az olduğu, stiloid kısımdan sabitleme yapılan model, (Burkhart *et al.* 2010) çalışmasına göre en uygun modeldir. Eksenel yükler altında kallus yapısının hareketi/deplasmanı hem eksenel yön olan z yönünde hem de diğer yönlerde dorsal kısımdan ve ulnar çentik kenarından sabitlenen modellere göre daha azdır (Çizelge 4.2.). İntramedüller çivilerde oluşan ortalama gerilmeler içerisinde, en yüksek gerilmenin stiloid kısımdan sabitleme yapılan modelden elde edilmiş olması bu sonucu destekler niteliktedir.

İntramedüller çivileme pozisyonunun kallus hareketliliğine olan etkilerinin yanında, gerek kemik gerekse implantta oluşan gerilmelerin de incelemesi gerekir. Yapılan analizler sonucunda kemik yapıları, intramedüller çiviler ve vidalarda gerilmelerin sabitleme pozisyonuna bağlı olarak değiştiği gözlenmiştir.

Hem implant hem de kemikte oluşacak gerilme yığılmaları implantın ve kemiğin hasar görmesine neden olacaktır (Cheung *et al.* 2004).

Bu bakımdan hem oluşan ortalama gerilme değerleri hem de gerilme yığılmaları incelendiğinde, ameliyat esnasında kemik ve implantların noktasal temasından kaçınılması kemikte veya implantta hasar oluşma riskini azaltacağı sonucuna varılmıştır.

Bu bilgiler doğrultusunda, radius shaft kırıklarında kallus hareketliliğini azaltan ve buna bağlı olarak da iyileşme sürecini olumlu yönde etkileyen intramedüller çivileme pozisyonunun stiloid kısımdan sabitleme yapılan pozisyon olduğu sonucuna varılmıştır.

## 5. SONUÇ ve ÖNERİLER

Kırkların tedavisinde uygulanacak optimum yönteminin seçimi; iyileşme sürecinin olumsuz yönde etkilenmemesi, hastanın tedavi edilen ekstremitesini olabildiğince kısa sürede kullanabilmesi, kullanılan implantın tedaviden sonra kolay çıkarılabilmesi ve çıkarıldıktan sonra kemikte yeniden kırılma riski oluşturmamasına bağlıdır. Radius kırıklarının tedavisinde, kırığın tipine göre plakla veya intramedüller çivi ile tedavi yapılmaktadır. Literatürde plakla yapılan tedavinin pek çok dezavantaj oluşturduğu ve bu nedenle radius kırıklarının tedavisinde intramedüller çivi ile yapılan tedavinin, plak-vida uygulaması ile yapılan tedaviye göre önemli bir alternatif olduğu belirtilmiştir. İntramedüller çivilemede implantın uygulanacağı kısım kallus hareketliliği açısından büyük önem taşımaktadır. Günümüzde *in vivo* veya *in vitro* deneylerden önce veya bu deneylerle birlikte, gerek implantların kemik ile oluşturduğu yapının gerekse tekil olarak kemik yapısının mekanik özelliklerinin ve yük altındaki davranışlarının incelenmesinde canlı sistemlerinin bilgisayar ortamında simüle edilerek analiz edilmesi, implant ve kemik davranışının incelenmesinde büyük kolaylıklar sağlamaktadır. Bu amaçla bir gönüllüden alınan önkol BT görüntüleri MIMICS programı vasıtasıyla modellenerek radius kemiği modeli elde edilmiş, bu modelde şaft kırığı oluşturularak kırık olan kısımda kallus yapısı modellenmiş, kırık radius modeline farklı pozisyonlarda intramedüller çiviler yerleştirilerek ANSYS programında sonlu elemanlar analizleri gerçekleştirilmiştir. Bu analizler sonucunda aşağıdaki sonuçlar elde edilmiştir.

- Radius kırıklarında iyileşmenin ilk safhalarında kallus hareketinin az olması kırık hattında kallus dokusu oluşumunu stimüle etmektedir. Radius kırıklarında kullanılan intramedüller çivilerin güçlü bir tespit sağlayıp kallus hareketliliğini en aza indiren tespit pozisyonu, stiloid kısımdan sabitleme (radial stiloitten tespit) yapılan modelde elde edilmiştir.
- İntramedüller çivilerde oluşan von Mises gerilmeleri incelendiğinde en yüksek gerilme değeri; radial stiloid kısımdan sabitleme yapılan modelde elde edilmektedir. Buna rağmen dorsal kısımdan ve ulnar çentik kenarından sabitleme yapılan modellerde intramedüller çivi ile temas eden bölgelerde gerilme yığılmalarının stiloid kısımdan

sabitlenme yapılan modele göre daha yüksek olduğu, özellikle de dorsal kısımdan sabitleme yapılan modelde en yüksek olduğu bulunmuştur.

- Farklı pozisyonlarda sabitleme vidalarında oluşan von Mises gerilmeleri incelendiğinde en yüksek gerilme değerin dorsal kısımdan intramedüller çivileme yapılan modelde oluştuğu görülmüştür. Bunun nedeninin; bu kısımdan sabitleme yapılan modelin lunatum ve skafoid eklem yüzeylerinden gelen yüklere daha fazla maruz kalmasından kaynaklandığı sonucuna varılmıştır.
- Lunatum ve skafoid eklem yüzeylerinden gelen kuvvetlerin kemik yapılarında oluşturduğu von Mises gerilmeleri incelendiğinde, dorsal kısımdan intramedüller çivileme yapılan modelde elde edilen gerilme değeri diğer intramedüller çivileme pozisyonlarında elde edilen gerilme değerlerinden yüksektir.

Erişkin radius şaft kırıklarında kullanılan intramedüller çivilerle yapılan bu çalışmada; çivileme pozisyonu değıştikçe iyileşme sürecinin ve kemik-implant davranışının ne şekilde değışebileceği ile ilgili literatürde daha önce yapılmış herhangi bir çalışma yoktur. Bu nedenle çalışmamızın farklı çalışmalarla karşılaştırılması mümkün olmamıştır. Bu çalışma ile erişkin önkol kırıklarının cerrahi tedavisinde kullanılan yeni tasarım radius intramedüller çivisinin farklı giriş noktalarında aksel yüklenme açısından farklı davranış gösterdiği sonucuna varılmıştır. Bu durumun klinik sürece nasıl yansıtacağı ile olası etkisinin anlaşılması için klinik çalışmalara ihtiyacı vardır. Bu biyomekanik çalışma; uygulanan implanttan maksimum kazanç elde edilmesi için klinisyenleri yönlendirmesi ve literatüre katkı açısından anlamlı, farklı ve önemlidir. Bunun yanında bu çalışmada ele alınamayan ancak gelecekte incelenmesi bu çalışmaya ve benzer çalışmalara katkı yapacak işlemler aşağıda sıralanmıştır.

- İntamedüller çivi ve vidalarda geometrilerinden kaynaklanan gerilme yığılmalarını minimum seviyeye düşürmek için implant geometrisinde değışiklikler yapılabilir.
- Kemik ve implantın oluşturduğu yapının kadavra ya da yapay kemikler kullanılarak deneysel olarak incelenmesi çalışmaya büyük katkı sağlayacaktır.
- Bu çalışmada radius kemiğine lunatum ve skafoid kemiklerinden aksel yük etkimesi durumu ele alınmıştır. Çalışmanın devamında ya da başka bir çalışma da

burulma ve eğilme durumlarında kemik ve intramedüller çivilerde oluşan etkiler incelenebilir ve deneylerle doğrulanabilir. Bu çalışmada burulma ile ilgili analizlerin gerçekleştirilememesi, literatürde gerekli deneysel datanın/çalışmanın olmamasından kaynaklanmaktadır. Eğilme ile ilgili çalışmanın yapılamamasının nedeni ise, eğilme durumunun iyileşme sürecinde radius kemiği için normal olmayan bir yükleme durumu olmasıdır.

- Yapılan çalışma, uzun vadede klinik sonuçlarla karşılaştırılabilir.
- Ayrıca kemik ve intramedüller çivilerde oluşabilecek hasar mekanizmaları daha detaylı ele alınıp, hem teorik hem de deneysel çalışmalar yapılabilir.
- İncelenen implantın farklı malzemelerden üretilmesi durumunda, hem iyileşme sürecine hem de kemik-implant yapısına olan etkileri incelenebilir.

**KAYNAKLAR**

- af Ekenstam, F.W., Palmer, A.K. and Glisson, R.R., 1984. The load on the radius and ulna in different positions of the wrist and forearm: a cadaver study. *Acta Orthopaedica*, 55 (3), 363-365.
- Althausen, P.L., Lee, M.A., Finkemeier, C.G., Meehan, J.P. and Rodrigo, J.J., 2003. Operative stabilization of supracondylar femur fractures above total knee arthroplasty\* 1:: A comparison of four treatment methods. *The Journal of arthroplasty*, 18 (7), 834-839.
- Anderson, D.D., Deshpande, B.R., Daniel, T.E. and Baratz, M.E., 2005. A three-dimensional finite element model of the radiocarpal joint: distal radius fracture step-off and stress transfer. *The Iowa Orthopaedic Journal*, 25, 108.
- Arnander, M. and Newman, K., 2006. Fractures of the distal radius. *Surgery (Oxford)*, 24 (12), 429-432.
- Axelrod, T. and McMurtry, R., 1990. Open reduction and internal fixation of comminuted, intraarticular fractures of the distal radius. *The Journal of hand surgery*, 15 (1), 1-11.
- Bar-On, E., Sagiv, S. and Porat, S., 1997. External fixation or flexible intramedullary nailing for femoral shaft fractures in children: a prospective, randomised study. *Journal of Bone and Joint Surgery-British Volume*, 79 (6), 975.
- Berger, P., De Graaf, J. and Leemans, R., 2005. The use of elastic intramedullary nailing in the stabilisation of paediatric fractures. *Injury-International Journal of the Care of the Injured*, 36 (10), 1217-1220.
- Bong, M.R., Koval, K.J. and Egol, K.A., 2006. The history of intramedullary nailing. *BULLETIN-HOSPITAL FOR JOINT DISEASES NEW YORK*, 64 (3/4), 94.
- Bosisio, M., Talmant, M., Skalli, W., Laugier, P. and Mitton, D., 2007. Apparent Young's modulus of human radius using inverse finite-element method. *Journal of biomechanics*, 40 (9), 2022-2028.
- Brumback, R.J., Toal, T.R., Murphy-Zane, M.S., Novak, V.P. and Belkoff, S.M., 1999. Immediate weight-bearing after treatment of a comminuted fracture of the femoral shaft with a statically locked intramedullary nail. *Journal of Bone and Joint Surgery-American Volume*, 81A (11), 1538-1544.
- Buchanan, D. and Ural, A., 2010. Finite Element Modeling of the Influence of Hand Position and Bone Properties on the Colles' Fracture Load During a Fall. *Journal of biomechanical engineering*, 132, 081007.
- Burkhart, K.J., Nowak, T.E., Gradl, G., Klitscher, D., Mehling, I., Mehler, D., Mueller, L.P. and Rommens, P.M., 2010. Intramedullary nailing vs. palmar locked plating for unstable dorsally comminuted distal radius fractures: A biomechanical study. *Clinical Biomechanics*, 25 (8), 771-775.
- Cheung, G., Zalzal, P., Bhandari, M., Spelt, J. and Papini, M., 2004. Finite element analysis of a femoral retrograde intramedullary nail subject to gait loading. *Medical Engineering & Physics*, 26 (2), 93-108.
- 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*, 15 (4), 577-584.



- Cooney, W., Linscheid, R. and Dobyns, J., 1991. Fractures and dislocations of the wrist. Rockwood and Green, s. Fractures in the adults JB Lippincott Company, 563-678.
- Duckworth, T. and Blundell, C.M., 2009. Lecture Notes Orthopaedics and Fractures. John Wiley & Sons.
- Duda, G.N., Sporrer, S., Sollmann, M., Hoffmann, J.E., Kassi, J.P., Khodadadyan, C. and Raschke, M., 2003. Interfragmentary movements in the early phase of healing in distraction and correction osteotomies stabilized with ring fixators. *Langenbeck's Archives of Surgery*, 387 (11), 433-440.
- Eveleigh, R.J., 1995. A Review of Biomechanical Studies of Intramedullary Nails. *Medical Engineering & Physics*, 17 (5), 323-331.
- Gültekin, B., 2007. Eklem içi distal radius kırıklarının tedavisinde sabit açılı kilitli kompresyon plakları ile diğer tedavi yöntemlerinin karşılaştırılması.
- Helwig, P., Faust, G., Hindenlang, U., Hirschmüller, A., Konstantinidis, L., Bahrs, C., Südkamp, N. and Schneider, R., 2009. Finite element analysis of four different implants inserted in different positions to stabilize an idealized trochanteric femoral fracture. *Injury-International Journal of the Care of the Injured*, 40 (3), 288-295.
- Houshian, S. and Bajaj, S.K., 2005. Forearm fractures in children:: Single bone fixation with elastic stable intramedullary nailing in 20 cases. *Injury-International Journal of the Care of the Injured*, 36 (12), 1421-1426.
- John, J. and Cresswell, T., 2010. Fractures of the forearm bones and distal radius. *Surgery (Oxford)*, 28 (2), 63-69.
- Jones, D.J., Henley, M.B., Schemitsch, E.H. and Tencer, A.F., 1995. A biomechanical comparison of two methods of fixation of fractures of the forearm. *Journal of orthopaedic trauma*, 9 (3), 198.
- Kapoor, V., Theruvil, B., Edwards, S., Taylor, G., Clarke, N. and Uglow, M., 2005. Flexible intramedullary nailing of displaced diaphyseal forearm fractures in children. *Injury-International Journal of the Care of the Injured*, 36 (10), 1221-1225.
- Kaspar, K., Schell, H., Seebeck, P., Thompson, M.S., Schutz, M., Haas, N. and Duda, G.N., 2005. Angle stable locking reduces interfragmentary movements and promotes healing after unreamed nailing. Study of a displaced osteotomy model in sheep tibiae. *The Journal of Bone and Joint Surgery*, 87 (9), 2028.
- Klein, P., Schell, H., Streitparth, F., Heller, M., Kassi, J.P., Kandziora, F., Bragulla, H., Haas, N.P. and Duda, G.N., 2003. The initial phase of fracture healing is specifically sensitive to mechanical conditions. *Journal of orthopaedic research*, 21 (4), 662-669.
- Knothe, U., Tate, M.L.K., Klaue, K. and Perren, S.M., 2000. Development and testing of a new self-locking intramedullary nail system: testing of handling aspects and mechanical properties. *Injury-International Journal of the Care of the Injured*, 31 (8), 617-626.
- Kujala, S., Ryhänen, J., Jämsä, T., Danilov, A., Saaranen, J., Pramila, A. and Tuukkanen, J., 2002. Bone modeling controlled by a nickel-titanium shape memory alloy intramedullary nail. *Biomaterials*, 23 (12), 2535-2543.
- Lee, Y.H., Lee, S.K., Chung, M.S., Baek, G.H., Gong, H.S. and Kim, K.H., 2008. Interlocking contoured intramedullary nail fixation for selected diaphyseal

- fractures of the forearm in adults. *The Journal of Bone and Joint Surgery*, 90 (9), 1891.
- Lucas, S.E., Seligson, D. and Henry, S.L., 1993. Intramedullary Supracondylar Nailing of Femoral Fractures - a Preliminary-Report of the Gsh Supracondylar Nail. *Clinical Orthopaedics and Related Research* (296), 200-206.
- Martin, W., Field, J. and Kulkarni, M., 2002. Intramedullary nailing of pathological forearm fractures. *Injury-International Journal of the Care of the Injured*, 33 (6), 530-532.
- Martinez, S.F. and Murphy, G.A., 2005. Tibial stress fracture in a male ballet dancer. *The American Journal of Sports Medicine*, 33 (1), 124.
- McLean, C., Adlington, H. and Houshian, S., 2007. Paediatric forearm refractures with retained plates managed with flexible intramedullary nails. *Injury-International Journal of the Care of the Injured*, 38 (8), 926-930.
- Osada, D., Viegas, S.F., Shah, M.A., Morris, R.P. and Patterson, R.M., 2003. Comparison of different distal radius dorsal and volar fracture fixation plates: a biomechanical study. *The Journal of hand surgery*, 28 (1), 94-104.
- Perez, A., Mahar, A., Negus, C., Newton, P. and Impelluso, T., 2008. A computational evaluation of the effect of intramedullary nail material properties on the stabilization of simulated femoral shaft fractures. *Medical Engineering & Physics*, 30 (6), 755-760.
- Petsatodes, G., Karataglis, D., Papadopoulos, P., Christoforides, J., Gigis, J. and Pournaras, J., 2004. Antegrade interlocking nailing of humeral shaft fractures. *Journal of Orthopaedic Science*, 9 (3), 247-252.
- Putnam, M.D. and Fischer, M.D., 1997. Treatment of unstable distal radius fractures: Methods and comparison of external distraction and ORIF versus external distraction-ORIF neutralization. *Journal of Hand Surgery-American Volume*, 22A (2), 238-251.
- Putnam, M.D., Meyer, N.J., Nelson, E.W., Gesensway, D. and Lewis, J.L., 2000. Distal radial metaphyseal forces in an extrinsic grip model: implications for postfracture rehabilitation. *The Journal of hand surgery*, 25 (3), 469-475.
- Rikli, D.A., Honigmann, P., Babst, R., Cristalli, A., Morlock, M.M. and Mittlmeier, T., 2007. Intra-articular pressure measurement in the radioulnocarpal joint using a novel sensor: In vitro and in vivo results. *Journal of Hand Surgery-American Volume*, 32A (1), 67-75.
- Rincón-Kohli, L. and Zysset, P.K., 2009. Multi-axial mechanical properties of human trabecular bone. *Biomechanics and modeling in mechanobiology*, 8 (3), 195-208.
- Rogge, R.D., Adams, B.D. and Goel, V.K., 2002. An analysis of bone stresses and fixation stability using a finite element model of simulated distal radius fractures. *The Journal of hand surgery*, 27 (1), 86-92.
- Schemitsch, E. and Richards, R., 1992. The effect of malunion on functional outcome after plate fixation of fractures of both bones of the forearm in adults. *The Journal of Bone and Joint Surgery*, 74 (7), 1068.
- Shefelbine, S.J., Simon, U., Claes, L., Gold, A., Gabet, Y., Bab, I., Müller, R. and Augat, P., 2005. Prediction of fracture callus mechanical properties using micro-CT images and voxel-based finite element analysis. *Bone*, 36 (3), 480-488.

- Stewart, G.J. and Cooley, D.A., 2009. The Skeletal and Muscular Systems. Facts on File.
- Troy, K.L. and Grabiner, M.D., 2007. Off-axis loads cause failure of the distal radius at lower magnitudes than axial loads: a finite element analysis. *Journal of biomechanics*, 40 (8), 1670-1675.
- Ulrich, D., Van Rietbergen, B., Laib, A. and Rügsegger, P., 1999. Load transfer analysis of the distal radius from in-vivo high-resolution CT-imaging. *Journal of biomechanics*, 32 (8), 821-828.
- Vi a, P., Beitzl, E., Pils, J., i má, I., Vl ek, M., Kalvach, J. and Valcha, M., 2008. Interlocking nailing of forearm fractures. *Acta Chir Belg*, 108, 333-338.
- Wang, C.J., Brown, C.J., Yettram, A.L. and Procter, P., 2003. Intramedullary nails: some design features of the distal end. *Medical Engineering & Physics*, 25 (9), 789-794.
- Weckbach, A., Blattert, T. and Weißer, C., 2006. Interlocking nailing of forearm fractures. *Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery*, 126 (5), 309-315.
- Weninger, P., Manfred Tschabitscher, M., Traxler, H., Pfaf, V. and Hertz, H., 2010. Intramedullary nailing of proximal tibia fractures—An anatomical study comparing three lateral starting points for nail insertion. *Injury, Int. J. Care Injured*, 41, 220-225.
- Widjaja, W. and Hartung, C., 2001. Biomechanical comparison of different fixations of femur-interlocking-nails. *Clinical Biomechanics*, 16 (8), 702-705.
- Zhao, D.S., Moritz, N., Laurila, P., Mattila, R., Lassila, L.V.J., Strandberg, N., Mantyla, T., Vallittu, P.K. and Aro, H.T., 2009. Development of a multi-component fiber-reinforced composite implant for load-sharing conditions. *Medical Engineering & Physics*, 31 (4), 461-469.

## ÖZGEÇMİŞ

1985 tarihinde Giresun'da doğdu. İlköğrenimini Giresun Abacıbükü İlköğretim Okulu'nda, lise öğrenimini Giresun YDA Lisesi'nde tamamladı. 2004 yılında girdiği Atatürk Üniversitesi Mühendislik Fakültesi, Makine Mühendisliği Bölümü'nden 2008 yılında mezun oldu. 2008 yılında Atatürk Üniversitesi Yabancı Diller Yüksekokulu'nda Yüksek Lisans İngilizce Hazırlık öğrenimini tamamladıktan sonra 2009 yılında Atatürk Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü, Makine Mühendisliği Anabilim Dalı'nda Yüksek Lisans öğrenimine başladı.

2011 yılı Ocak ayı itibariyle Atatürk Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsünde Araştırma Görevlisi olarak çalışmaktadır.