



T.C.
YEDİTEPE ÜNİVERSİTESİ
TIP FAKÜLTESİ
ORTOPEDİ VE TRAVMATOLOJİ ANABİLİM DALI

**TİBİA ŞAFT KIRIĞININ ROTASYONEL
DEFORMİTE İLE KAYNAMASININ, AYAK
BİLEĞİ EKLEMİ YÜKLENMELERİNE OLAN
ETKİSİNİN DEĞERLENDİRİLMESİ**

TIPTA UZMANLIK TEZİ
DR. ALP ER TUNGA BÖLÜKBAŞI

İSTANBUL 2023



T.C.
YEDİTEPE ÜNİVERSİTESİ
TIP FAKÜLTESİ
ORTOPEDİ VE TRAVMATOLOJİ ANABİLİM DALI

**TİBİA ŞAFT KIRIĞININ ROTASYONEL
DEFORMİTE İLE KAYNAMASININ, AYAK
BİLEĞİ EKLEMİ YÜKLENMELERİNE OLAN
ETKİSİNİN DEĞERLENDİRİLMESİ**

TIPTA UZMANLIK TEZİ
DR. ALP ER TUNGA BÖLÜKBAŞI

DANIŞMANLAR
DOÇ.DR. ONUR KOCADAL
DR.ÖĞR.ÜYESİ BURAK ÇAĞRI AKSU

İSTANBUL 2023

TEZ DEĞERLENDİRME TUTANAĞI

Yeditepe Üniversitesi Tıp Fakültesi Ortopedi ve Travmatoloji Anabilim Dalı'nda gerekli uzmanlık süresini ve rotasyonlarını tamamlayan uzmanlık öğrencisi,

Dr. Alp Er Tunga BÖLÜKBAŞI'nın

“Tibia Şaft Kırığının Rotasyonel Deformite ile Kaynamasının, Ayak Bileği Eklemleri Yüklenmelerine Olan Etkisinin Değerlendirilmesi” konulu tezi 09.01.2023 tarihinde jürimiz tarafından değerlendirilmiş ve **“bilime katkı sağlayan orijinal bir çalışma olduğu, tez yazım kurallarına uygun yazıldığı ve aday tarafından başarılı bir şekilde savunulduğu”** için başarılı bulunmuştur.

Uzmanlık Eğitimi Bitirme Sınavı'na girmesi uygun görülmüş olup, bu tutanak düzenlenerek imza altına alınmıştır.

09.01.2023

Jüri Başkanı

Üye

Prof. Dr. Turhan ÖZLER

Prof. Dr. Gökhan MERİÇ

Üye

Prof. Dr. Oğuz Şükrü POYANLI

BEYAN

Bu tezin kendi çalışmam olduğunu, planlanmasından yazımına kadar hiçbir aşamasında etik dışı davranışımın olmadığını, tezdeki bütün bilgileri akademik ve etik kurallar içinde elde ettiğimi, tez çalışmasıyla elde edilmeyen bütün bilgi ve yorumlara kaynak gösterdiğimi ve bu kaynakları kaynaklar listesine aldığımı, tez çalışması ve yazımı sırasında patent ve telif haklarını ihlal edici bir davranışımın olmadığını beyan ederim.

Tarih: 09.01.2023

İmza:

Adı Soyadı: Alp Er Tunga BÖLÜKBAŞI

TEŞEKKÜR

Yeditepe Üniversitesi Hastanesi Ortopedi ve Travmatoloji Anabilim dalında eğitim aldığım süreçte bilgi ve deneyimlerini esirgemeyen ve yetişmemde sonsuz emeği olan değerli hocalarım Prof. Dr. Faik Altıntaş'a, Prof. Dr. Turhan Özler'e, Prof. Dr. Gökhan Meriç'e, Prof. Dr. Hasan Bombacı'ya

Tez danışmanlığımı üstlenen, tez sürecinin yanısıra eğitimim boyunca sonsuz emekleri olan Doç. Dr. Onur Kocadal'a ve Dr. Öğr. Üyesi Burak Çağrı Aksu'ya

Tez süresince bilgi ve tecrübesiyle yardımlarını esirgemeyen Kaan Yardımcı'ya

Eğitimim sırasında kader birliği yaptığım dostlarım Op. Dr. Olcay Eren'e, Dr. Doğukan Sağıroğlu'na, Dr. Behiç Çelik'e, Dr. Gökberk Yıldız'a, Dr. İsrail Akbay'a ve Dr. İsmail Özden'e

Yetişmemde her türlü fedakarlığı yapmış olan, eğitim hayatım boyunca her zaman yanımda olan babam Ahmet Bölükbaşı'na, annem Tijen Bölükbaşı'na ve kardeşlerim Aysun Bölükbaşı Mamak'a, Deniz Bölükbaşı Akgül'e ve Zeki Bölükbaşı'na

Sonsuz saygı, sevgi ve teşekkürlerimi sunarım.

İÇİNDEKİLER

TEZ DEĞERLENDİRME TUTANAĞI.....	ii
BEYAN	iii
TEŞEKKÜR	iv
İÇİNDEKİLER.....	v
TABLO LİSTESİ.....	vii
ŞEKİL LİSTESİ.....	viii
SEMBOLLER VE KISALTMALAR LİSTESİ.....	x
ÖZET	xi
ABSTRACT.....	xii
1.GİRİŞ ve AMAÇ	1
2.GENEL BİLGİLER.....	2
2.1. Anatomi	2
2.1.1. Tibia Anatomisi.....	2
2.1.2. Fibula Anatomisi.....	4
2.1.3.1. Distal Tibia Anatomisi.....	5
2.1.3.2. Distal Fibula Anatomisi.....	6
2.1.3.3. Talus Anatomisi	6
2.2. Eklem Kırırdağı.....	7
2.3. Ayak Bileği Eklemi Biyomekaniği.....	8
2.4. Tibia Şaft Kırıkları	9
2.4.1. Epidemiyoloji ve Etiyoloji.....	9
2.4.2. Sınıflandırma.....	10
2.4.3. Klinik Belirti ve Bulgular.....	11

2.4.4. Radyolojik Değerlendirme	12
2.4.5. Tedavi.....	12
2.4.5.1. Konservatif Tedavi	13
2.4.5.2. Cerrahi Tedavi	13
2.4.5.2.A. Eksternal Fiksatorler ile Osteosentez.....	13
2.4.5.2.B. Plak ile Osteosentez.....	13
2.4.5.2.C. İntramedüller Çivi ile Osteosentez	14
2.4.6.Komplikasyonlar	14
2.5.Sonlu Elemanlar Analizi	17
3.MATERYAL METOD	23
3.1. Kemik Modellerin Oluşturulması	23
3.2. İmplant Modellerinin Oluşturulması.....	24
3.3. Kırık Modelinin ve Senaryoların Oluşturulması.....	25
3.4. Kallus Modellemesi.....	27
3.5. Kıkırdak Modellerinin Oluşturulması.....	28
3.6. Koordinatların Belirlenmesi, Yük Aktarımı.....	28
3.7. Matematiksel Modellerin Elde Edilmesi	29
3.8. Malzeme Özellikleri.....	29
3.9. Yükleme Senaryosu ve Sınır Koşulları	30
4. SONUÇLAR.....	34
5. TARTIŞMA.....	41
6. REFERANSLAR	45

TABLO LİSTESİ

Tablo 3.1: Tibianın materyal özellikleri

Tablo 3.2: Malzeme özellikleri

Tablo 3.3: Modellerin toplam düğüm ve element sayıları

Tablo 4.1: Kıkırdak maksimum ve minimum principle stres değerleri

Tablo 4.2: Kıkırdak Signed von misses değerleri

Tablo 4.3: Kıkırdak von misses değerleri

Tablo 4.4: Talus von misses değerleri

Tablo 4.5: Tibia von misses değerleri

Tablo 4.6: İntramedüller çivi Von Mises değerleri

Tablo 4.7: İntramedüller çivi distal kilitleme vidası Von Mises değerleri

ŞEKİL LİSTESİ

- Şekil 2.1:** Tibia önden, yandan ve arkadan görünümü
- Şekil 2.2:** Proksimal tibia ve fibula
- Şekil 2.3:** Fibula medial ve lateral görüntüleri
- Şekil 2.4:** Distal tibia ve fibula
- Şekil 2.5:** Talus dorsal ve plantar yüz görüntüleri
- Şekil 2.6:** Tibia diafız kırıkları AO/OTA sınıflandırılması
- Şekil 2.7:** Uyluk ayak açısı (A) ve transmalleoler açısı (B) ölçümü
- Şekil 2.8:** Proksimal tibial metafiz bölgesinde tibial kondillerin posteriorundan teğet geçen çizgi
- Şekil 2.9:** Tibial pilon merkezi (A), insisura fibularis merkezi (B), bu iki noktayı birleştiren çizgi (C)
- Şekil 3.1:** İmplant modellerinin oluşturulması
- Şekil 3.2 :** Proksimal ve distal kilitleme vidalarıyla implant modeli
- Şekil 3.3:** Kırık modelinin oluşturulması ve implant yerleşimi
- Şekil 3.4:** Senaryoların oluşturulması
- Şekil 3.5:** Kallus modeli
- Şekil 3.6:** Kallus modelinin kırık hattındaki görünümü
- Şekil 3.7:** Kırık modelinin oluşturulması
- Şekil 3.8:** Matematiksel model
- Şekil 3.9:** Yükleme senaryosu
- Şekil 3.10:** Sınır koşulları
- Şekil 3.11:** Bağların yay olarak uygulanışı ve konumlandırılması
- Şekil 4.1:** 25° İR modelinde maksimum principle stres değeri ve noktası (A), minimum principle stres değeri ve noktası (B), Signed von mises değerleri ve noktaları (C), von mises değeri ve noktası (D)
- Şekil 4.2:** Talusta internal rotasyon arttıkça oluşan yüklenme paterni

Şekil 4.3: Talusta eksternal rotasyon arttıkça oluşan yüklenme paterni

Şekil 4.4: Tibiada internal rotasyon arttıkça oluşan yüklenme paterni

Şekil 4.5: Tibiada eksternal rotasyon arttıkça oluşan yüklenme paterni

Şekil 4.6: 25° İR modelinde intramedüller çivide oluşan Von Mises stres değeri

Şekil 4.7: 25° İR modelinde intramedüller çivi proksimal ve distal kilitleme vidalarında oluşan Von Mises stres değerleri



SEMBOLLER VE KISALTMALAR LİSTESİ

AO/OTA: Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen/Orthopaedic Trauma Association

AP: Anteroposterior

BT: Bilgisayarlı Tomografi

MR: Manyetik Rezonans Görüntüleme

N: Newton

MPa: Megapascal

Mm²: Milimetre kare

SEA: Sonlu Elemanlar Analizi

Stl: Standard Triangle Language

Dcm: DICOM

3D: Üç Boyutlu

İR: İnternal Rotasyon

ER: Eksternal Rotasyon

Fem: Finite Element Mesh

E: Elastik modülüs

G: Shear modülüs

v: Poisson oranı

μ: Mü

ÖZET

Giriş ve Amaç: Tibia şaft kırıkları en sık görülen uzun kemik kırıklarındandır. Kilitli intramedüller çivi uygulaması, günümüzde tibia şaft kırıklarının tedavisinde standart yaklaşımdır. İntramedüller çivi uygulanan tibia şaft kırıklarında malrotasyon insidansının %19-41 arasında olduğu bildirilmiştir. Bu çalışmada, intramedüller çivi uygulanan tibia şaft kırıklarında rotasyonel deformitenin sebep olduğu, ayak bileği ekleminde ve implantta oluşan yüklenmelerin değerlendirilmesi amaçlanmıştır.

Materyal Metod: Nötral, 5° internal rotasyon (İR), 15° İR, 25° İR, 5° eksternal rotasyon (ER), 15° ER ve 25° ER olarak toplam 7 model oluşturulmuştur. Tüm modellerde yüklenmeler sonlu elemanlar analizi yöntemi kullanılarak değerlendirilmiştir.

Sonuçlar: Tibiotalar kırıkta üzerinde en çok yüklenme 25° İR modelinde gerçekleşmiştir. Diğer yandan en az yüklenme nötral modelde izlenmiştir. 25° İR modelinde maksimum principle stres (3.742 MPa) ve Von Mises (1.988 MPa) değerlerinin en yüksek olduğu nokta kırıkta posteromedial bölgesinde olduğu görüldü.

Çıkarımlar: Tibia şaft kırıklarının intramedüller çivi ile tedavi edilmesinde malrotasyon kırıkta artmış strese neden olmaktadır. Malrotasyon arttıkça yüklenmeler de artmaktadır. İnternal rotasyon, eksternal rotasyona göre artmış yüklenmelere neden olmaktadır.

Anahtar Kelimeler: Tibia Şaft Kırıkları, Malrotasyon, İntramedüller Çivileme, Sonlu Elemanlar Analizi

ABSTRACT

Introduction and Aim: Tibial shaft fractures are among the most common long bone fractures. Locked intramedullary nailing is currently the standard approach in the treatment of tibial shaft fractures. It has been reported that the incidence of malrotation in tibial shaft fractures with intramedullary nailing is between 19-41%. In this study, it was aimed to evaluate the loads on the ankle joint and implant caused by rotational deformity in tibial shaft fractures with intramedullary nailing.

Material Method: A total of 7 models were created as neutral, 5° internal rotation (IR), 15° IR, 25° IR, 5° external rotation (ER), 15° ER and 25° ER. The loadings in all models were evaluated using the finite element analysis method.

Results: The highest loading on the tibiotalar cartilage occurred in the 25° IR model. On the other hand, the least loading was observed in the neutral model. In the 25° IR model, it was observed that the maximum principle stress (3,742 MPa) and Von Mises (1,988 MPa) values were highest in the posteromedial region of the cartilage.

Conclusion: Malrotation causes increased stress on the cartilage in the treatment of tibial shaft fractures with intramedullary nailing. As the malrotation increases, the loads also increase. Internal rotation causes increased loads compared to external rotation.

Keywords: Tibial Shaft Fractures, Malrotation, Intramedullary Nailing, Finite Element Analysis

1.GİRİŞ ve AMAÇ

Tibia kırıkları en sık uzun kemik kırıklarındandır. Tibia şaft kırıklarının tedavisinde amaç uygun dizilimi sağlamak, kabul edilebilir fonksiyonlara ulaşmak ve erken harekete başlamaktır. Konservatif ve cerrahi tedavi yöntemleri kullanılmaktadır. Kilitli intramedüller çivi uygulaması, günümüzde en sık cerrahi tedavi yöntemidir.

Tibia şaft kırıklarının tedavisinin komplikasyonlarından ve özellikle intramedüller çivi uygulamasında da iyatrojenik oluşabilen yanlış dizilim hakkında kesin bir görüş olmamakla beraber, varus-valgus açılanmasını 5° , sagittal açılanmasını 10° , rotasyonu 10° ve kısalık farkını 10mm olarak sınır kabul edilmektedir.

Bilgisayarlı tomografi kullanımıyla beraber intramedüller çivi uygulanan tibia şaft kırıklarında malrotasyon nadir değildir.

Tibia şaft kırıklarının malrotasyonda kaynaması uzun dönemde ayak bileğinde artroza sebep olacağı ve eklem fonksiyonlarını bozacağı öngörülebilir.

Bu çalışmadaki amacımız sonlu elemanlar analizi yöntemini kullanarak, intramedüller çivi uygulamalarında tibial malrotasyonun, ayak bileği ekleminde ve implantta meydana getirdiği yüklenmeleri değerlendirmektir.

2.GENEL BİLGİLER

2.1. Anatomi

2.1.1. Tibia Anatomisi

Tibia, femur ile proksimalde diz eklemine ve fibula ve talus ile distalde ayak bileği eklemine oluşturur böylelikle yük aktarımını sağlar. Tibia, diz eklemine hemen altından ayak bileği eklemine kadar fibulaya medial olarak uzanır ve fibulaya güçlü oblik ligamanlardan oluşan interosseöz membran ile bağlanır (Şekil 2.1).¹

Vücuttaki en büyük ikinci kemik olan tibianın ana görevi yük taşımaktır. Aynı zamanda 11 kas için orijin veya sonlanma yeri olarak da hizmet eder; bunlar diz eklemine ekstansiyon ve fleksiyona ve ayak bileği eklemine dorsifleksiyon ve plantarfleksiyon yapmasını sağlar.

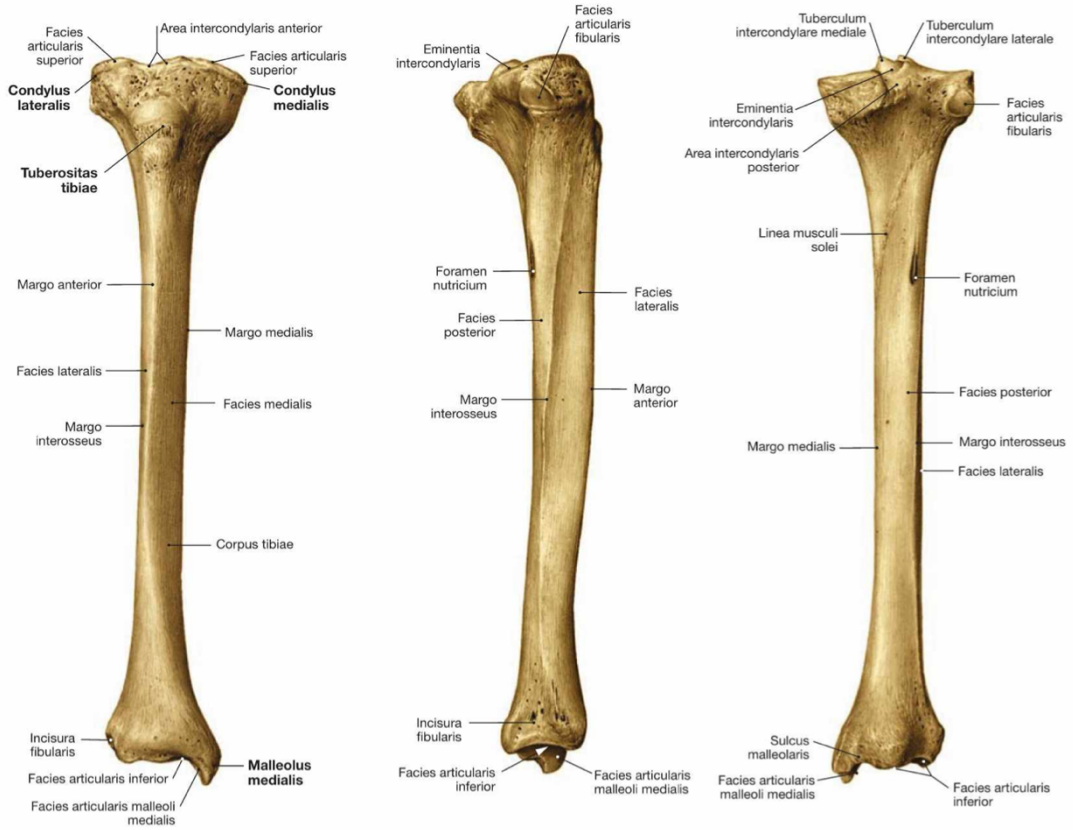
Tibianın proksimal kısmı, diz eklemine alt kısmını oluşturmak üzere birleşen bir medial ve lateral kondilden oluşur (Şekil 2.2). İki kondil arasında, tibia ve femuru birlikte tutan önemli ligamanlar ve menisküslerin yapıldığı interkondiler alan bulunur.²

Tibial tüberosite, patellar tendonun yapıldığı proksimal anterior tibianın çıkıntısıdır. Lateral kondilin anterolateralinde iliotal bandın yapıldığı Gerdy tüberküli bulunur. Lateral kondil posterolateralinde aynı zamanda fibula başının inferior yüzünün eklem yapacağı fibular eklem faseti bulunur.³

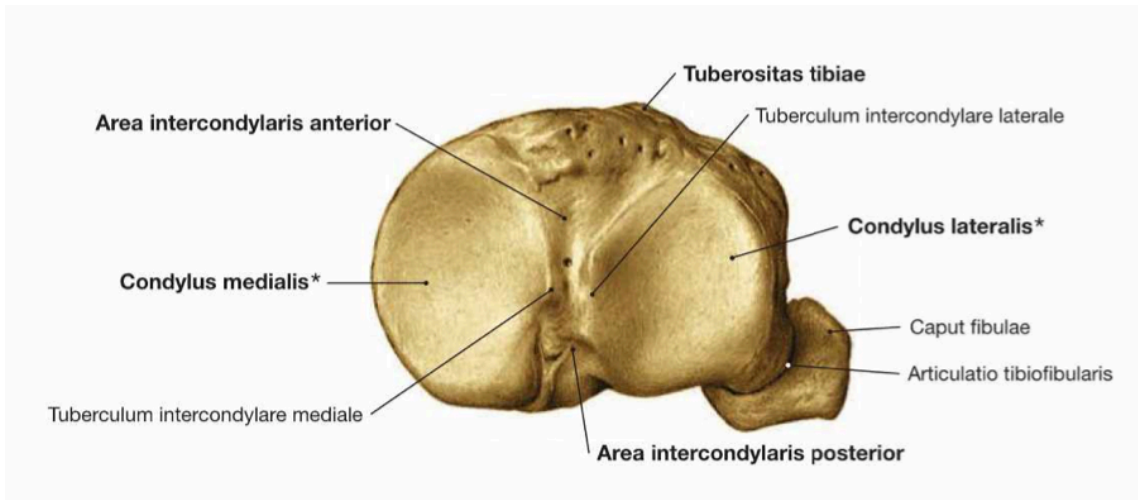
Tibia shaftı, enine kesitte üç kenarlı ve üç yüzeilidir.⁴ Anterior, interosseöz ve medial kenarlarla ayrılan medial, lateral ve posterior yüzeyler bulunur. Proksimal ve distale doğru genişleme gösterir, orta-distal 1/3 birleşme yerinde kısmında en ince olan bölgedir.

Tibianın distali, proksimal yüzüne göre daha küçüktür. Distal tibiadaki medial genişleme medial malleol olarak shaftın geri kalanının altına uzanır.

Tibialis anterior, ekstansör digitorum longus, soleus, tibialis posterior, fleksör digitorum longus, sartorius, gracilis, kuadriseps femoris, semimembranosus, semitendinosus ve popliteus kasları dahil olmak üzere birçok kasın orijin veya insersiyon noktası bulunur.



Şekil 2.1: Tibia önden, yandan ve arkadan görünümü ⁵

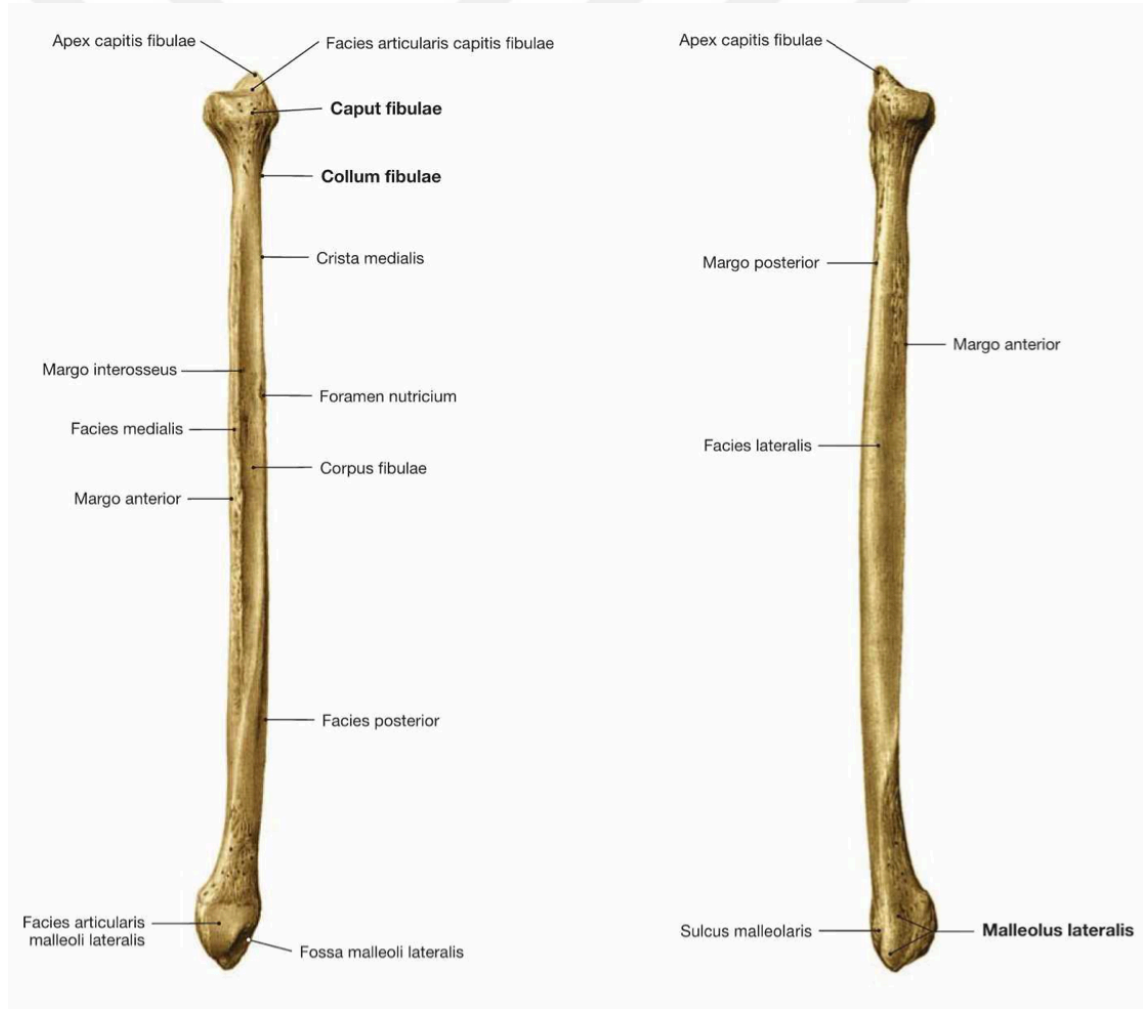


Şekil 2.2: Proksimal tibia ve fibula ⁵

2.1.2. Fibula Anatomisi

Tibia posterolateralinde seyreden ve tibiaya, interosseoz bağın da içinde olduğu tibiofibular sindezmöz bağ ile sıkıca bağlıdır. Yük taşımada rolü yoktur, kasların yapışma yeri olarak görev alır.

Distal ucu genişleyerek ayak bileğine de katılan lateral malleolü oluşturur (Şekil 2.3). Lateral malleol, medial malleole göre daha prominenttir. Daha posteriordadır ve 1 cm kadar daha distale uzanır.³



Şekil 2.3: Fibula medial ve lateral görüntüleri ⁵

2.1.3. Ayak Bileği Anatomisi

Ayak bileği eklemi tibia, fibula ve talus olmak üzere 3 kemikten oluşur. Talokrural eklem olarak da adlandırılan ayak bileği eklemi, ginglimus tipinde ve sinoviyal bir eklemdir. Tibia ve fibula distal uçları, posterior talofibular bağın inferior transvers kısmıyla beraber malleoler mortisi oluşturur. Talusun troklea kısmı mortise oturur.³

Sagittal planda dorsifleksiyon ve plantar fleksiyon hareketleri sağlar. Hareket açıklığındaki normal aralık 13–33° dorsifleksiyon, 23–56° plantar fleksiyon olarak raporlanmıştır.⁶

Ginglimus tipi eklem yapısını primer olarak oluşturan tibial plafond ve trochlea talidir. Lateral malleol, medial malleol ve ligamentöz yapılar, ayak bileği eklemının stabilitesinin sağlanmasına destek olur.

Kemiklerin eklem yüzeyleri tamamen hyalin kıkırdak ile kaplıdır. Ayak bileği eklemine binen yükün yaklaşık %90 ı tibial plafond ve talus kubbesi arasında aktarılır.⁷

2.1.3.1. Distal Tibia Anatomisi

Tibia distalinde ayak bileği eklemine katılan yüzeye plafond veya facies articularis inferior adı verilir. Plafond medialde medial malleol olarak devam eder. Talusun medial faseti, tibiada medial malleol ile eklem yapar. Medial malleol posteriorundaki sulcus malleolaristen tibialis posterior tendonu ve fleksör digitorum longus tendonu geçer. Tibianın lateralinde bulunan incisura fibularis, fibulanın tibiadaki yüzeyinin ismidir.

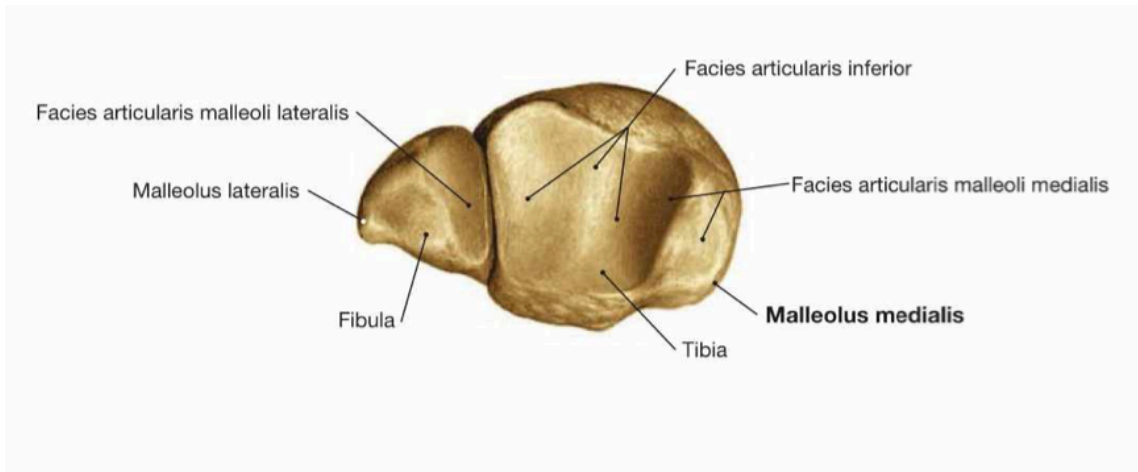
Medial malleol eklem bakan yüzü anterior ve posterior kollikuslara ayrılır. Anterior kollikulus eklem yüzünün talusu destekleyen esas parçadır. Deltoid bağın yüzeyel kısmı anterior kollikulusa, derin parçası ise posterior kollikulusa ve interkolliküler oluğa yapışır.⁸

Tibia anteriorunda, anterior proses yer alır. Anteriorda eklem kapsülü buraya yapışır. Anterior tibial tüberküle (chaput tüberkülü) anterior tibiofibuler bağ yapışır. Tibianın arka ucunda posterior proses yer alır. Posterior prosesin lateral kenarına ise

posterior tibial tüberkül denir. Diğer adıda volkman tüberkülü olan bu çıkıntıya posterior tibiofibuler bağ yapışır. ⁸ Posterior malleol ayak bileğinin posterioara kaymasını engeller.

2.1.3.2. Distal Fibula Anatomisi

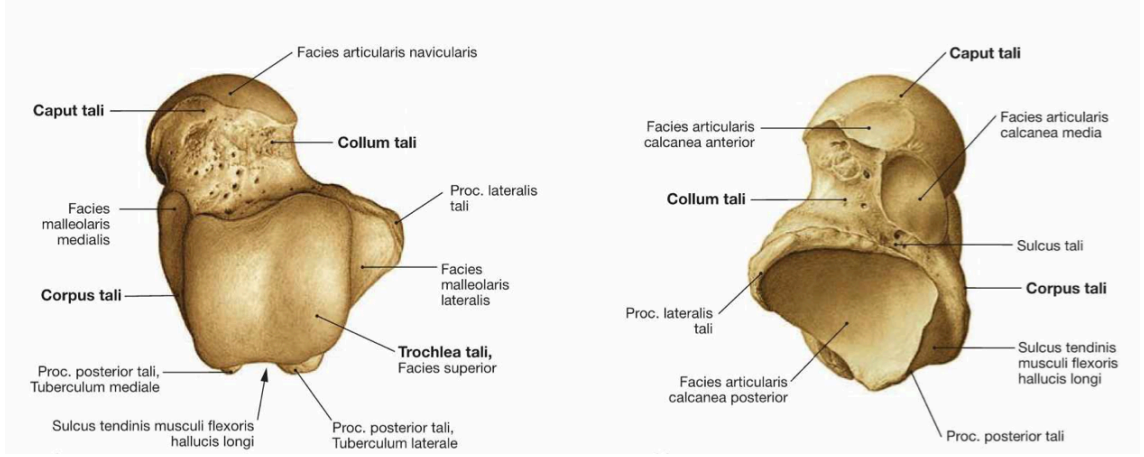
Distal fibula, eklem proksimalinde tibia ile eklem yapar ve distalde lateral malleolü oluşturur (Şekil 2.4). Ayak bileğinin lateral stabilitesinde lateral malleol önemli rol oynar. Tibia ile eklem yüzeyinde kıkırdak bulunmaz bu yüzden eklem olarak kabul edilmez. Bu bölgede sindezmoz bağlarından dolayı minimal hareket vardır. Distal fibula posteriorunda peroneus longus tendonu ve peroneus brevis tendonları için oluk bulunmaktadır.



Şekil 2.4: Distal tibia ve fibula ⁵

2.1.3.3. Talus Anatomisi

Talus; baş, boyun ve cisim olmak üzere 3 ana kısımdan oluşmaktadır (Şekil 2.5.). Hemen hemen tüm yüzeyi (%75) kıkırdak ile kaplı olan talusa hiçbir tendon yapışmaz. Baş kısmı ön tarafta navikula, alt tarafta ise kalkaneus ile eklem yapar. Talus cismi lateral ve medial malleol ile eklem yapar. Talus boynunda ise eklem yüzü olmayıp kan damalarının giriş yaptığı bölümdür. Talus anterioru geniş, posterioara doğru daralmaktadır. Medial ve lateral malleoller arasına oturan bir kama oluşturarak dorsifleksiyonu ayak bileği için en stabil pozisyon haline getirir.



Şekil 2.5: Talus dorsal ve plantar yüz görüntüleri ⁵

2.2. Eklem Kıkırdağı

Kıkırdak tipleri hiyalin, fibröz ve elastik kıkırdaktır. Sinoviyal eklemlerin yüzeylerini hiyalin kıkırdak kaplar. Hiyalin kıkırdağın temel fonksiyonları; eklem yüzeyini kayganlaştırma, şok emilimi ve aşınmaya dayanıklılıktır. Hiyalin kıkırdak dokusu diğer dokulardan farklı olarak kan damarları, lenfatik damarlar ve sinirler içermez. Bu yüzden, hiyalin kıkırdak dokusunda meydana gelen bir hasar onarılamaz ve kıkırdağın kendine özgü yapısı ile sahip olduğu fonksiyonları kaybetmesine neden olur. Sahip olduğu kollajen lifleri (tip 2) sayesinde gerilme kuvvetlerine, proteoglikanlar sayesinde de kompresyon kuvvetlerine karşı dayanıklılık kazanır. ⁹

Histolojik olarak transvers düzlemde dört tabakaya ayrılan eklem kıkırdağının her tabakası birbirinden farklı yapıya sahiptir. Bu tabakalar; yüzeysel tabaka, geçiş tabakası, derin tabaka ve kalsifiye tabakadır. En derinde yer alan kalsifiye tabaka ile üzerindeki derin tabakayı birbirinden ayıran tidemark olarak bilinen ince bir yapıdır. ^{9,10}

Yüzeysel tabakada yer alan kondrositler ve kollajen lifler yüzeye paralel şekilde dizilerek makaslama ve germe kuvvetlerine karşı dayanıklı olmayı sağlar. Derine doğru ilerledikçe kollajen liflerin ve hücrelerin yüzeye dik bir pozisyon alarak dizilim gösterdiği görülür. Ayrıca yüzeysel tabakadan derine doğru ilerledikçe proteoglikan içeriği artarken,

su içeriği azalır. Tabakalar içerisinde en fazla yer kaplayan geçiş tabakası olup eklem kıkırdağının yaklaşık %40-60' ını oluşturmaktadır. En derinde yer alan kalsifiye tabaka hiyalin kıkırdak dokusu ile kemik dokusu arasında bir bariyer olarak yer alır ve bu nedenle eklem kıkırdağı subkondral kemikten beslenemez. Beslenmek için sinoviyal sıvıya bağımlı hale gelir.^{11,12}

Eklem kıkırdağının temel hücreleri olan kondrositler, nörovasküler ve lenfatik yapılardan yoksun olup tüm kıkırdak hacminin yaklaşık %1 ini oluşturmaktadır. Beslenmelerini ise difüzyon yoluyla sinoviyal sıvıdan sağladıkları düşünülmektedir.

Ayak bileği kıkırdağının diz kıkırdağına göre daha ince ve daha düzgün olduğu, tibial ve talus yüzeylerinin sırasıyla 1,06 ile 1,63 mm ve 0,94 ile 1,62 mm arasında değiştiği bulunmuştur.¹³

Ayak bileği kıkırdağının diz kıkırdağına göre daha fazla onarım kapasitesine sahip olduğu düşünülmektedir. Ayak bileği kıkırdağı, artmış proteoglikan ve su miktarı sayesinde sertliğini artırır ve geçirgenliği azaltır.¹⁴

2.3. Ayak Bileği Eklemi Biyomekaniği

İnsan vücudu üzerine etki eden iç ve dış kuvvetleri ve bu kuvvetlerin meydana getirdiği etkileri inceleyen bilim dalı biyomekaniktir. Ayak bileği hareketleri talotibial, talokalkaneal ve talonaviküler eklem hareketlerinin birlikteliği ile gerçekleşir. Sagittal planda talotibial eklem başlıca dorsifleksiyon ve plantar fleksiyon hareketlerinden sorumludur.¹⁵

Ayak bileği eklemde mekanik eksen, medial malleol ve lateral malleol distal uçlarını birleştiren eksendir. Tibia plafond eklem yüzeyi tibia uzun aksına göre yaklaşık 3° (2–10°) valgus pozisyonundadır. Mekanik eksen ve tibia eklem yüzüne çizilen paralel hat arasındaki açıya talokrural açı denir. Normalde bu açı 8-15° arasındadır. Kontralateral tarafla 2° lik fark normal kabul edilir.¹⁵

Inman'ın teorisinde ayak bileğini apeksi lateralde tabanı medialde olan koni modelini tanımlamıştır.¹⁶ Ayak bileğinin mekanik ekseni koninin eksenidir. Koronal planda tibianın uzun eksenine 82° lik (74-94) bir açı yapar. Bu eksenindeki obliklik

nedeniyle ayak bileği plantar fleksiyon yaptığında aynı zamanda iç rotasyon, dorsifleksiyon yaptığında dış rotasyon yapmaktadır.

Ayak bileği eklemi sagittal düzlemde 65–75° hareket eder. 40-55° plantar fleksiyon ve 10-20° dorsifleksiyon yapmaktadır. Bununla birlikte, günlük aktivitelerde, sagittal düzlemde gerekli olan eklem hareket açıklığı daha azdır, sırasıyla yürüme için maksimum 30° ve merdiven çıkma ve inme için 37° ve 56° dir.¹⁵

Yük taşıma ana olarak tibiotalar yüzeyden gerçekleşir. Ayak bileği eklem kompleksi, normal yürüyüşte duruş sırasında vücut ağırlığının yaklaşık beş katı ve koşu gibi aktiviteler sırasında vücut ağırlığının on üç katı kadar bir kuvvet taşır.¹⁷ Deneysel çalışmalar yükün yaklaşık %83'ünün tibiotalar eklem yoluyla iletildiğini, kalan %17'sinin ise fibula yoluyla iletildiğini göstermiştir.¹⁸ Ayak bileği nispeten yüksek bir uyum düzeyine sahiptir, yani normal aktiviteler sırasında yüksek yükler yaşanmasına rağmen, ayak bileğinin yük taşıma alanı geniştir (11-13 cm²).¹⁹

2.4. Tibia Şaft Kırıkları

2.4.1. Epidemiyoloji ve Etiyoloji

Tibia şaft kırıklarının insidansı, coğrafik bölgeye, kültüre bağlı olarak değişmektedir. İnsidansı yılda 16.1-18.4/100000 olarak bildirilmiştir.²⁰ Erkeklerde tibia şaft kırıkları daha sık görülmektedir. Erkeklerde oran 21.5/100000 iken, kadınlarda 12.3/100000 tür. Erkeklerde sıklıkla 10-20 yaş arasında görülürken, kadınlarda 30-40 yaş arasında görülür. Elli yaşından sonra kadınlarda tibia şaft kırıkları erkeklere oranla daha sık görülür.²¹ Yapılan bir çalışmada %23,5 oranında açık kırık olduğu bildirilmiştir.²²

Tibia kırıkları en sık uzun kemik kırıklarındandır; oluş mekanizmasından direkt ve indirekt travmalar sorumludur. Direkt mekanizma kemiğe doğrudan travmaları kapsar. Trafik kazaları, düşme, spor yaralanmaları, ateşli silah yaralanmaları gibi travmalar tibiada direkt mekanizmayla kırık oluşturabilen faktörlerdir. Direkt mekanizmayla, genellikle kısa oblik veya transfer tipte kırık oluşur. İndirekt mekanizmada kemiğe doğrudan bir etki yoktur. Açılanma, rotasyonel, kompresyonel ve distraksiyon kuvvetleri

kemikte dolaylı olarak kırığa yol açar. Genellikle indirekt mekanizmada spiral oblik kırıklar oluşur.

2.4.2. Sınıflandırma

Tibia shaft kırıklarında tedavi şeklini belirlemek, kırığın prognozunda bilgi sahibi olabilmek için birçok sınıflandırma mevcuttur. Kırık sınıflandırma sistemleri veri depolama ve kategorize etme, standart tedavi protokolleri belirleme ve ortak bir dil kullanabilme açısından önemlidir.²³ Sınıflandırmada kırığın anatomik yeri, kırık fragmanları, dış çevre ile ilişkisi, yumuşak doku durumu belirleyicidir.²⁴

Tibia shaft kırıklarının sınıflandırılmasında en sık Gustilo-Anderson, Tscherne ve AO/OTA kırık sınıflandırma sistemleri kullanılmaktadır.

Tscherne sınıflandırılmasında yumuşak doku durumuna göre 4 sınıf tanımlanmıştır.²⁵

- C0: Düşük enerjiyle oluşan, yumuşak doku hasarı yok veya minimaldir
- C1: Hafif-orta dereceli enerjiyle oluşan, yüzeysel abrazyon kontüzyon mevcuttur
- C2: Yüksek enerjiyle oluşan, derin abrazyon olan ve kompartman sendromu gelişebilecek kırıklar
- C3: Yüksek enerjiyle oluşan, geniş cilt kontüzyonu, miyonekroz, degloving, damar yaralanması ve kompartman sendromu eşlik edebilir

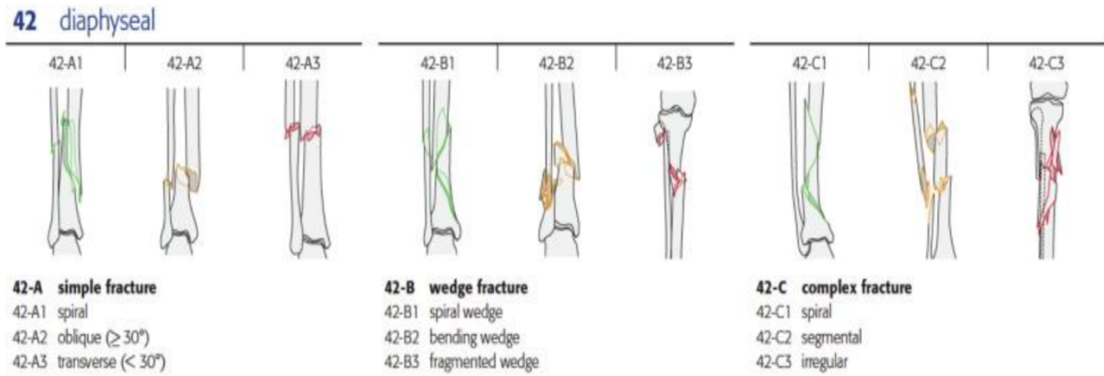
Kırık dış çevre ile ilişkiliyse açık kırık olarak tanımlanır. Gustilo-Anderson sınıflandırılması açık kırıklar için kullanılır.

- Tip 1: Basit kırıkların eşlik ettiği yara boyutunun 1cm den küçük olduğu açık kırıklardır
- Tip 2: Yaranın boyutu 1-10 cm arasındadır. Daha yüksek enerjiyle oluşur
- Tip 3: Yaranın boyutu 10 cm üzerindedir. Doku hasarı fazladır periostta sıyrılma görülür. Yüksek enerjili travmalarla oluşur. Yaranın boyutuna

bakmaksızın travmatik amputasyon ve ateşli silah yaralanmaları bu grupta yer alır. Tip 3 açık kırıklar da vasküler ve yumuşak doku rekonstrüksiyon gereksinimine göre 3 alt gruba ayrılır.

- Tip 3A: Kemik dokunun yumuşak doku ile örtülebildiği kırıklardır.
- Tip 3B: Kemik dokunun yumuşak doku ile örtülemediği kırıklardır. Ekstra yumuşak doku cerrahisi gereklidir.
- Tip 3C: Cerrahi onarım gerektiren vasküler yaralanma mevcuttur.²⁶

Günümüzde en sık kullanılan sınıflandırma ise AO/OTA (Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen/Orthopaedic Trauma Association) sınıflandırma sistemidir. Sınıflandırma için anteroposterior ve lateral grafiler kullanılır. Bu sınıflandırma sisteminde sayı ve harf kodları kullanılmaktadır. Uzun kemiklere birer sayı kodlanmıştır. Tibia için 4 sayısı kullanılır. Uzun kemiklerin proksimal bölgesi 1, diafiz bölgesi 2, distal bölgesi ise 3 olarak kodlanır. Tibia shaft kırığı için 42 kodlaması kullanılır. Ardından kırığın tipine göre basit (A), kama (B) ve kompleks (C) olarak üç gruba ayrılır (Şekil 2.6). AO-tip 42-A1 %34 ile en sık görülen tiptir.²¹



Şekil 2.6: Tibia diafiz kırıkları AO/OTA sınıflandırılması ²⁴

2.4.3. Klinik Belirti ve Bulgular

Ağrı tibia shaft kırıklarında ana semptomdur. Kırık hattında lokalize ve şiddetli bir ağrı olur. Ciltte ekimoz, abrazyon, şişlik gibi bulgular olabilir. Kırığa ait belirtiler olan,

krepitasyon, deformite, şişlik, ağrı, fonksiyon bozukluğu görülebilir. Hareket eden fragmanlar ağrıyı artıracığından dolayı, erken immobilizasyon ağrıyı azaltır.²³

Kırık hattında bir açılanma ve rotasyon varsa ekstremitede bir deformite mevcuttur. Fibulanın kırık olmadığı durumlarda bu deformite daha az görülür. Yüksek enerjili travmalarda deformite daha belirgindir.

Yüksek enerjili bir travma mevcutsa hasta acilen bütün olarak değerlendirilmeli, batın içi, kafa içi, toraks içi bir patoloji olup olmadığı değerlendirilmelidir. Fizik muayene dikkatli bir şekilde yapılmalıdır. Bu hastaların %15 inde başka bir kas iskelet sistemi yaralanması mevcuttur ve %4 oranında aynı taraf tibia platosunda veya ayak bileğinde bifokal yaralanma mevcuttur.²⁷

Nörolojik ve vasküler muayene dikkatli şekilde yapıp mutlaka kayıt altına alınmalıdır. Yumuşak doku iyi bir şekilde değerlendirilmelidir. Tekrarlayan fizik muayeneyle kompartman sendromu mutlaka değerlendirilmelidir.

2.4.4. Radyolojik Değerlendirme

Tibia shaft kırıklarında öncelikle diz ve ayak bileği görülecek şekilde çekilen anteroposterior (AP) ve yan (lateral) grafilardan yararlanılır. Kırığın lokalizasyonu, deplasmanı, paterni ve angulasyonu hakkında bilgi verir. ²³ Tibia shaft kırıkları için genellikle iki yönlü grafiler yeterlidir.

Dizde veya ayak bileği eklem içi kırıktan şüpheleniliyorsa bilgisayarlı tomografi (BT) yardımcı olur. Stres kırığından şüpheleniliyorsa manyetik rezonans görüntüleme (MR) veya sintigrafi istenilebilir. Eşlik eden bir bağ yaralanması düşünülüyorsa yine MR yardımcı olur.

2.4.5. Tedavi

Tibia shaft kırıklarında tedavideki temel amaç, uygun dizilimi sağlamak, kabul edilebilir fonksiyonlara ulaşmak ve erken harekete başlamaktır. Cerrah, bu yaralanmalar için uygun tedaviyi belirlemek için, tibia shaft kırığını takiben sakatlığa neden olabilecek kaynama gecikmesi, kaynamama, enfeksiyon, sinir yaralanması, kontraktür ve açılal

deformite gibi birçok faktörü göz önünde bulundurmalı ve bu sorunları en aza indiren tedavi yöntemini seçmelidir.

2.4.5.1. Konservatif Tedavi

Stabil, non deplase tibia shaft kırıkları alçı ile tedavi edilebilir. Dört hafta boyunca uzun bacak alçısı uygulanır ve 8-12 hafta fonksiyonel breys kullanılmaya devam edilir.^{28,29}

İki haftada bir görüntüleme yapılmalıdır. Tedavi süresi kırığın tipine bağlıdır ve spiral kırıklar için 8-10 hafta ve transvers kırıklar için en az 12 hafta olarak tahmin edilebilir.²⁸

Uzun dönem immobilizasyondan dolayı, derin ven trombozu, kompartman sendromu, yumuşak doku bozukluğu ve kronik bölgesel ağrı sendromu riski yüksektir. Kapalı tibia shaft kırıklarının tedavi seçeneklerinden enfeksiyon riski en az olan tedavi seçeneğidir. Ancak kaynama gecikmesi, kaynamama veya yanlış kaynama en yüksek olan tedavidir.³⁰

2.4.5.2. Cerrahi Tedavi

Son yıllarda tibia shaft kırıklarında cerrahi tedavi yöntemleri daha ön plandadır. Acil cerrahi durumları için endikasyonlar; açık kırık, kompartman sendromu, damar veya sinir yaralanmasının eşlik ettiği durumlardır.

2.4.5.2.A. Eksternal Fiksatorler ile Osteosentez

Multiple travmalı hastalarda, ciddi yumuşak doku hasarı olan veya genel durumu ameliyat edilebilir olmayan hastalarda eksternal fiksator iyi bir cerrahi seçenektir. Açık kırıklarda yara bakımına izin verir. Kırığın nihai tedavisi için kullanılabilir.^{28,31}

2.4.5.2.B. Plak ile Osteosentez

Tibia shaft kırıklarının tedavisinde plak ile osteosentezin yeri oldukça sınırlıdır. Birçok plak çeşidi tanımlanmasına rağmen tibianın yumuşak doku ile örtünmesinin az olmasına bağlı yara yeri problemine sebebiyet vermesi, enfeksiyon riski oluşturması, kırık hematomunun kaybına bağlı kaynamama gibi birçok komplikasyonu

bulunmaktadır.³²⁻³⁴ Minimal invazif plakların dokuya daha az zarar verdiği gösterilmiştir ancak proksimal ve distal metafiz kırıklarında kullanımı daha yaygındır.³⁵ Açık redüksiyon ve plak ile fiksasyon tibia shaft kırıklarında daha çok kaynamama olgularında kullanılmaktadır. Açık kırıklarda veya yüksek enerjiyle oluşmuş kapalı kırıklarda plak uygulamak kontraendikedir.³⁶

2.4.5.2.C. İntramedüller Çivi ile Osteosentez

Tibia shaft kırıklarında günümüzde kilitli intramedüller çivi uygulaması en sık cerrahi tedavi yöntemidir. Yumuşak dokuya zararının az olması, periosteal kan dolaşımına zarar vermemesinden dolayı kallus oluşumuna izin vermesi avantajları arasındadır. Erken harekete başlanabilme imkanı sağlar.^{37,38}

2.4.6.Komplikasyonlar

Tibia diafiz kırıklarında kırığın yerine, şekline ve tedavisine göre pek çok komplikasyon vardır. Çok parçalı veya açık kırıklarda damar sinir yaralanması görülebilir.

Oluşan yumuşak doku hasarından veya hematomdan kaynaklı kompartman sendromu görülebilir. En sık anterior kompartmanda görülür. Tibia diafiz kırıklarında kompartman sendromu oluşma sıklığı %1-10 arasında bildirilmiştir.³⁹

Özellikle açık kırıklarda enfeksiyon, osteomyelit önemli bir komplikasyondur. Travmadan yaklaşık 12 saat sonra başlayan ateş, taşikardi, oksijen satürasyonunda düşme, peteşi ve nörolojik semptomlar yağ embolisini akla getirmelidir.

Kaynamama veya kaynama gecikmesi görülebilir. Özellikle tibia orta 1/3 diafiz kırıklarında, o bölgenin kanlanması az olmasına bağlı görülebilir. Patolojik kırık, enfeksiyon, yumuşak doku hasarı, sigara, deplasman, yetersiz tespit gibi nedenlerle görülebilir.

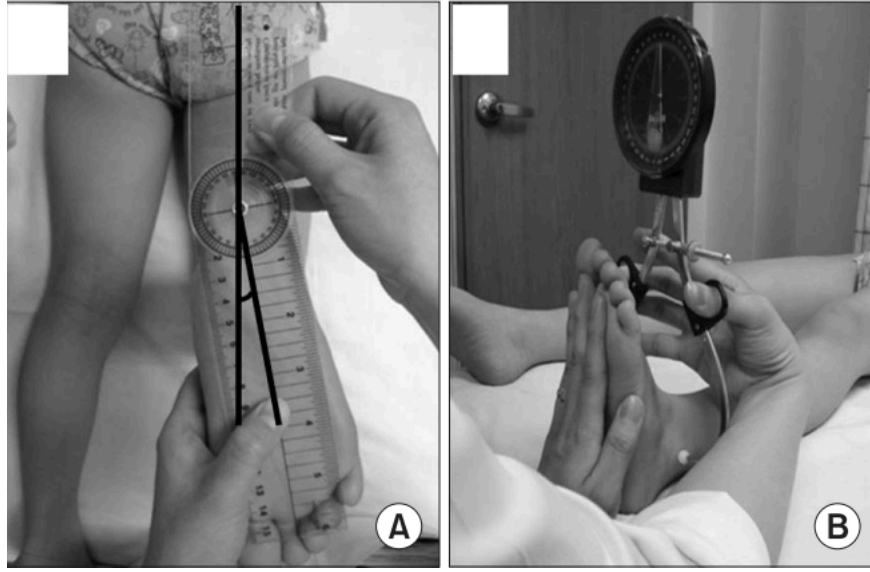
Yanlış kaynama, tibiada her türlü anatomik pozisyon dışında kaynamayı ifade eder. Tibia kırıklarında yanlış kaynama ile ilgili kesin görüş yoktur. Genel olarak varus-valgus açılanmasını 5°, sagittal açılanmasını 10°, rotasyonu 10° ve kısalık farkını 10 mm olarak sınır olarak kabul edilmektedir.⁴⁰ Tibia diafiz kırıklarında yanlış kaynama,

fonksiyonel breysleme veya alçı uygulama sonrası insidansı %0-68, distal tibia kırıklarında intramedüller çivi uygulama sonrası %20 olarak bildirilmiştir.⁴¹⁻⁴³

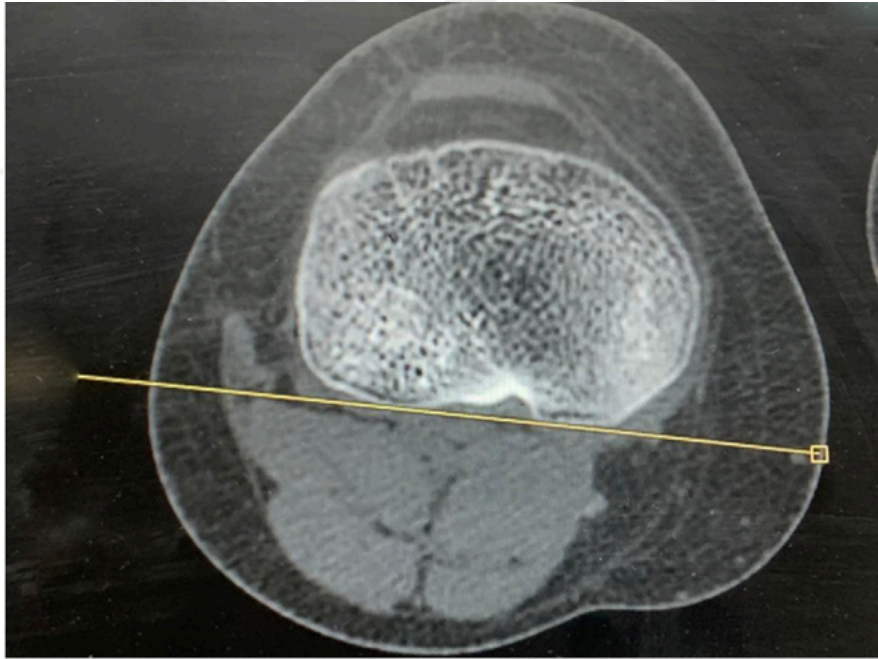
Intramedüller çivi uygulaması sonrası en sık çivinin giriş yerine bağlı komplikasyonlar görülür. Çivi tekniğine bağlı olarak, transpatellar, parapatellar ve suprapatellar uygulanabilir. Patellar tendon hasarı, patella kırığı, kıkırdak hasarı gibi komplikasyonlar görülebilir. Proksimal kilitleme vidaları uygulanırken, peroneal sinire hasar verilme riski vardır. Bir diğer komplikasyonu ise oymalı çivilerde termal nekroz oluşumudur. Termal nekroz riskini en aza indirmek için, turnike kullanılmamalı ve oyma işlemi şiddetli olmamalıdır.⁴⁰

Rotasyonel yanlış dizilim, tibia diafiz kırıklarında intramedüller çivi uygulamasının iyatrojenik komplikasyonlarından biridir.^{44,45} Birçok çalışma tibial malrotasyonun, femoral malrotasyonda olduğu gibi rotasyonel farkın %10 üzerinde olduğu durumlar olarak bildirmiştir.⁴⁶ Rotasyonel kusurun değerlendirilmesinde BT en güvenilir yöntemdir. BT kullanımından önce, klinik ölçümlere dayanan verilerle rotasyonel yanlış dizilim insidansı %0-7 olarak rapor edilmiştir.⁴⁷ BT kullanımıyla beraber insidans %19-41 arasında bildirilmiştir.⁴⁵ Yapılan çalışmalarda, tibia distal shaft kırıklarında, proksimal ve orta shaft kırıklarına göre, tibianın rotasyonel kusurla kaynaması daha fazla gösterilmiştir.^{48,49}

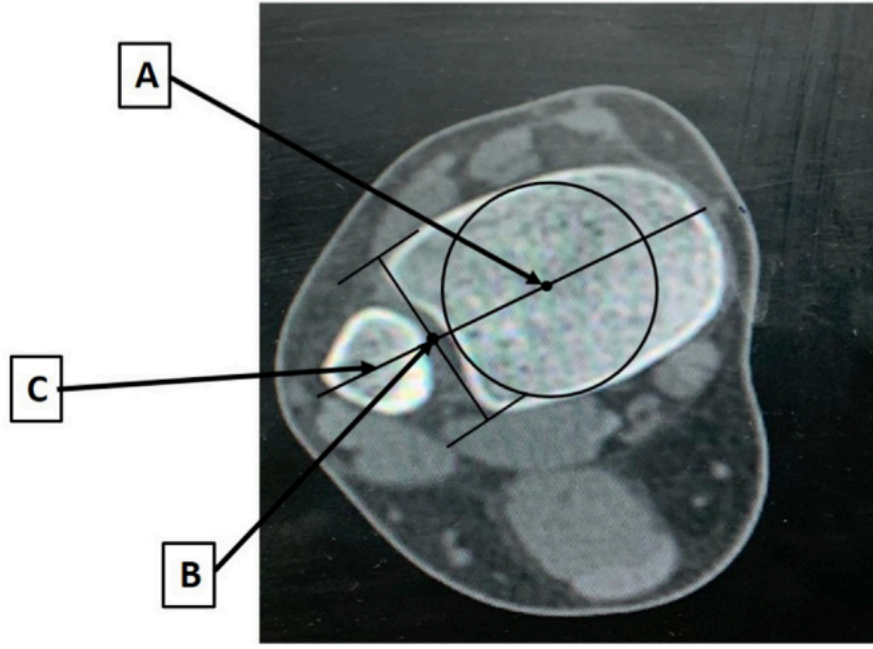
Tibial rotasyon fizik muayene yöntemleri ve radyolojik görüntüleme yöntemleri ile değerlendirilebilir. Antropometrik ölçüm yöntemleri, uyluk ayak açısı, transmalleoler açı, ayak izdüşümü gibi yöntemlerle fizik muayene sırasında ölçülebilir (Şekil2.7). Radyolojik olarak röntgenografi, floroskopi, BT, MR ve ultrasonografi kullanılarak ölçülebilir. Ameliyat sırasında rotasyonel kusur oluşturulmaması için tanımlanmış floroskopi tekniği mevcuttur.⁵⁰ Bu yöntemler arasında BT en güvenilir olan yöntemdir.⁵¹ Proksimalde tibial kondillerin posteriorundan teğet geçen çizgi (Şekil 2.8) ile distalde malleollerini birleştiren çizgi arasındaki açı rotasyonu gösterir (Şekil 2.9).⁵²



Şekil 2.7: Uyluk ayak açısı (A) ve transmalleoler açısı (B) ölçümü⁵³



Şekil 2.8: Proksimal tibial metafiz bölgesinde tibial kondillerin posteriorundan teğet geçen çizgi⁵⁴



Şekil 2.9: Tibial pilon merkezi (A), insisura fibularis merkezi (B), bu iki noktayı birleştiren çizgi (C)⁵⁴

2.5.Sonlu Elemanlar Analizi

Sonlu elemanlar modeli, bir yapının fiziksel davranışını tanımlayan bir bilgisayar modelidir. Bu yöntem yapının element denilen daha küçük parçalara ayrılarak çözümlenmesiyle çalışır. Analiz edilecek canlı ya da cansız yapıların gerçeğe en yakın modellenmesi yapılarak matematiksel olarak ifade edildiği bir analizdir. Sonlu eleman analizi modeli basitleştirmeye dayanır. Örneğin uzun kemik tüp şeklinde basitleştirilir.⁵⁵ Bilgisayar yardımıyla oluşturulan modelde, belirlenen şiddet, yön ve alandaki kuvvet uygulamasına bağlı olarak ortaya çıkan şekil değişiklikleri, stres dağılımı ve şiddetleri saptanmaktadır⁵⁶

Bilgisayar teknolojisinin gelişmesiyle beraber bu yönteme olan ilgi artmıştır. İlk olarak 1950'li yıllarda inşaat sektöründe kullanılmıştır. 1956 yılında uçak gövdelerinin üretiminde kullanılmıştır. Günümüzde tıp, diş hekimliği ve mühendisliğin birçok alanında kullanılmaktadır. Ortopedi ve travmatoloji alanında sağlıklı ya da patolojik koşulların biyomekaniğinin değerlendirilmesine olanak sağlar.

Kullanım alanları;

- İnşaat mühendisliği
- Uçak mühendisliği
- Isı iletimi
- Biyomedikal mühendislik
- Otomotiv mühendisliği
- Mekanik tasarım

Ortopedi ve travmatoloji alanında kırk yılı aşkın süredir sonlu elemanlar analizi kullanılmaktadır. İlk olarak 1972 yılında kullanıldığı bildirilmiştir.^{57,58} İlk olarak diz ve kalça protezi uygulamaları için çalışmalar yapılmıştır. Ortopedi ve travmatoloji alanında, osteointegrasyon, biyouyumluluk, aşınma, çimento-kemik uyumu, kemik-implant adaptasyonu, stres dağılımı ve yeni implantların araştırılması gibi birçok konuda bu yöntemden faydalanılmıştır.⁵⁷

Sonlu elemanlar analizi yöntemiyle ayak bileği eklemünde oluşan stres değerlerinin ölçülmesi, temas alanının ölçülmesi gibi yapılan çalışmalar literatürde mevcuttur.⁵⁹⁻⁶⁵

Sonlu elemanlar analizinin avantajları ve dezavantajları

Avantajları;

- Geometrisi düzgün olmayan ve farklı malzeme özelliklerine sahip yapıların, gerçeğe çok yakın bir modelinin hazırlanabilmesine olanak sağlar.
- Yapay bir materyal kullanılmaksızın, yapının matematiksel özellikleriyle en iyi şekilde elde edilmesi, farklı yüzeyler arasındaki yapışma, sürtünme ve temasların gerçeğe yakın şekilde belirlenebilmesini sağlar.
- Gerilmeler, gerinimler ve yer değiştirmelerin oldukça duyarlı bir şekilde elde edilebilmesi, oluşan geometri, sınır şartları, yükleme yön ve miktarı gibi özelliklerin istenildiği gibi değiştirilip, analizin gerektiği kadar tekrarlanabilmesidir.^{66,67}
- Girişimsel olmayan bir methodur.

Dezavantajları;

- Program maliyetleri yüksektir.
- Programın kullanılabilmesi için iyi bir donanıma sahip olmak gerekir. ^{66,67}
- Kullanılacak malzemelerin özellikleri ve uygulanacak kuvvetlerin sisteme girişi tamamen kullanıcıya bağlıdır ve sonuçlar farklı değerler kullanılan, araştırmadan araştırmaya değişkenlik gösterebilir. ⁶⁸

Sonlu elemanlar analizinde elemanlar, düğümler (nodes) ve sınır koşulları (boundary conditions) bir ağ (mesh) oluşturur. Karmaşık sistem bu ağ ile tanımlanır. ⁶⁹

Sınır koşulları cismin nereye sabitlendiğini veya kuvvetin nerden uygulandığını gösterir.

SEA uygulama aşamaları

- 1)İncelenecek cismin geometrisinin oluşturulması
- 2)Matematiksel modellerin oluşturulması
- 3)Materyal özelliklerin tanımlanması
- 4)Modelin sınır şartlarının ve uygulanacak yüklerin belirlenmesi
- 5)Yapılacak olan analizlerin belirlenmesi ⁶⁸

Sonlu elemanlar analizinin üç aşaması bulunur⁷⁰

- Hazırlık (pre- processing)
- Çözüm (analiz)
- İşlem sonu düzenleme (post- processing)

- **Hazırlık (pre-processing) safhası:**

Cisim modellenir, bilgisayara aktarılır ve ağ yapısı oluşturulur. Oluşturulan modele matematiksel model denir. Her bir eleman mekanik ve karakter açısından yapıyı taklit eder. Elemanların yapısı analiz için mümkün olduğunca basit, sayısı çok olmalıdır.

- **Çözüm (analiz) safhası:**

Elemanların mekanik ve yüklenme koşulları belirlenir. Elastisite modülü ve poisson oranı mekanik özellikler için kullanılır. Kuvvetin yönü ve büyüklüğü tanımlanır. Gerilim ve gerinim değerleri elde edilir.

- **İşlem Sonu Düzenleme (post-processing) safhası:**

Bir önceki safhada elde edilen veriler, grafik ve tablo şeklinde sayısal ve teorik hale getirilir. Stres değerleri ve tiplerine göre yorumlamalar yapılır.

Sonlu elemanlar analizini değerlendirebilmek için bazı kavramların açıklanması gerekir.⁶⁸

- **Elastik (Young's) modülü:** Materyalin yük uygulandığındaki aldığı enerjiyi, yük kaldırıldığında geri verme özelliğidir. Gerinme ve gerilme arasındaki orandır. Modülüsün artması elastik özelliğinin azalması anlamına gelir. ⁶⁸
- **Poisson oranı:** Yük altındaki bir cismin enindeki birim uzamanın boyundaki birim uzamaya oranına denir.⁶⁸

$$\text{Poisson Oranı} = \text{Endeki Birim Uzama} / \text{Boydaki Birim Uzama}$$

- **Kütle (mass):** Cismin hareketinin değişime karşı gösterdiği dirençtir. Ağırlık ile karıştırılmamalıdır. Ağırlık cisme etki eden yer çekimi kuvvetidir ve konuma göre değişir.
- **Kuvvet (N):** Bir cismin hareketini başlatan, değiştiren veya durduran herhangi bir etkidir. Birimi genellikle Newton (N) olarak kullanılır. Modelleme tekniklerinin pek çoğunda tibiaya etki eden kuvvetler noktasal yükler olarak kabul edilmektedir. Kuvvetlerin lokalizasyonu için fizyolojik tahminler yapılmaktadır. Örneğin kas kuvvetini uygulamak için kasın başlangıç ve yapışma yerlerinde yapıştığı yüzeyin ortası seçilir.⁶⁷
- **Gerinim (strain):** Cisme dışardan kuvvet uygulandığında oluşan boyutsal değişime denir. Gerilme, büyüklüğü ve yönü olan bir kuvvet iken; gerinim bir kuvvet değil, sadece bir büyüklüktür.⁶⁷
- **Gerilme (stres):** Cisme kuvvet uygulandığında, içinde eşit miktarda ters bir kuvvet oluşur. Buna gerilme denir. Birim alana gelen kuvvettir. Genellikle birim olarak megapascal kullanılır ($1 \text{ MPa} = 1 \text{ N/mm}^2$).^{66 71}

Gerilme: Kuvvet / Alan

Gerilme Tipleri:

- **Çekme Gerilmesi (tensile stress):**

Aynı yönde ve ters yönde iki kuvvetin etkisiyle oluşan, cismin moleküllerinde ayrılmaya zorlayan gerilmedir.

- **Basma Gerilmesi (compressive stress):**

Aynı yönde ve ters yönde iki kuvvetle oluşan, moleküllerde yaklaşmaya zorlayan gerilmedir.

- **Makaslama Gerilmesi (shear stress):**

Farklı yönde, farklı seviyelerden uygulanan kuvvetlerle oluşan, moleküllerde yüzeye paralel kaymaya sebep olan gerilmedir.

▪ **Von Mises gerilmesi (Von Mises stress):**

Bir yapının belli bir bölümündeki iç enerji belli bir değeri aşarsa, yapı bu noktada şekil değiştirecektir. Von Mises stresi, implantlar ve metaller gibi çekilebilir materyaller için, şekil değiştirmenin başlangıcı olarak tanımlanır. Bu değer çekme gerilmesi, basma gerilmesi ve makaslama gerilmesi değerleri kullanılarak hesaplanır. Von Mises stresi, materyal üzerinde oluşan stres dağılımları ve yoğunlaşmaları hakkında bilgi edinmek amacıyla kullanılır.⁷¹

▪ **Asal Stres (Principal Stress):**

Kırılgan materyaller (kemik, greft gibi) için yalnızca yüzeye dik olan çekme veya sıkışma gerilimlerinden oluşur. Elde edilecek olan, en yüksek değer pozitif bir değer olup, (maksimum principal stress) çekme tip gerilimi; en düşük asal gerilim negatif bir değer olup (minimum principal stress), sıkışma tip gerilimi ifade eder.^{71,72}

Maksimum asal stres pozitif bir değerdir ve en yüksek gerilme stresini gösterir. Minimum asal stres ise negatif bir değerdir ve en yüksek sıkışma stresini gösterir. Hangi mutlak stres değeri daha yüksekse, cismin o stres tipinin etkisinde olduğu kabul edilir.⁶⁸

Gerilme analizi yapılırken kullanılacak metodlar;

- Strain gauge (gerinim ölçer) analizi
- Fotoelastik gerilme analizi
- Sonlu elemanlar gerilme analizi
- Holografik interferometre analizi

3.MATERYAL METOD

Üç boyutlu ağ yapısının düzenlenmesi ve matematiksel anlamda uygun katı ağ yapısına dönüştürülmesi, üç boyutlu sonlu elemanlar analizi modellerinin oluşturulması ve sonlu elemanlar stres analizi işlemi; 2.40 GHz saat hızında INTEL Xeon E-2286 işlemcili, 64 GB ECC belleğe sahip HP iş istasyonlarında gerçekleştirilmiştir. Bu çalışmanın modelleme ve analiz aşamaları Tinus Technologies (Ankara, Türkiye) laboratuvarında gerçekleştirilmiştir.

Kemik modellerinde Visible Human Project verileri kullanılmıştır.⁷³ Bilgisayarlı tomografi incelemesinde mevcut olan DICOM formatındaki verilerden .stl modelin elde edilmesi için 3DSlicer yazılımı kullanılmıştır. Tersine mühendislik ve üç boyutlu CAD faaliyetleri ALTAIR Evolve (Altair, Troy, MI, USA) yazılımı, katı modellerin analiz ortamına uygun hale getirilmesi ve optimize ağ örgüsünün oluşturulması faaliyetleri ise ALTAIR Hypermesh yazılımı ile gerçekleştirilmiştir. Oluşturulan sonlu elemanlar modellerinin çözümü için Nastran tabanlı ALTAIR Optistruct (ALTAIR, Troy, MI, USA) implicit çözücüsü kullanılmıştır.

3.1. Kemik Modellerin Oluşturulması

Çalışmada, tibia, talus, fibula, kalkaneus ve navikula kemikleri modellenmiştir. Bilgisayarlı Tomografi verileri rekonstrükte edilmiştir. Rekonstrüksiyon sonucunda elde edilen veriler DICOM (.dcm) formatında 3DSlicer yazılımına aktarılmıştır. Veriler, 3DSlicer yazılımında Hounsfield değerlerine göre ayrıştırılarak, segmentasyon işlemiyle üç boyutlu (3D) modeller haline dönüştürülmüştür. Her kemik modeli .stl dosya formatında dışa aktarılmıştır. Elde edilen 3D modeller, ALTAIR Evolve yazılımına aktarılarak uygun kemik geometrisi oluşturulmuştur.

3.2. İmplant Modellerinin Oluşturulması

Çalışmada kullanılan intramedüller çivi ve kitleme vidaları radyoloji departmanımızda bulunan SPECTRA (Uniview PACS Linköping Sweden) yazılımındaki ‘ortho tools’ modülündeki template kullanılarak modellenmiştir. Çalışmada, intramedüller çivi modellemesi, 10 mm kalınlığında 345 mm uzunluğunda Synthes (DePuy-Synthes, West Chester, PA) Expert çivi ile gerçekleştirilmiştir (Şekil 3.1). İmplant modellemesi için ALTAIR Evolve yazılımı kullanılmıştır. Vidalar silindirik olarak modellenmiştir. Çivi proksimalden iki vida ile, distalden iki vida ile tespit edilmiştir (Şekil 3.2).⁷⁴



Şekil 3.1: İmplant modellerinin oluşturulması



Şekil 3.2 : Proksimal ve distal kilitleme vidalarıyla implant modeli

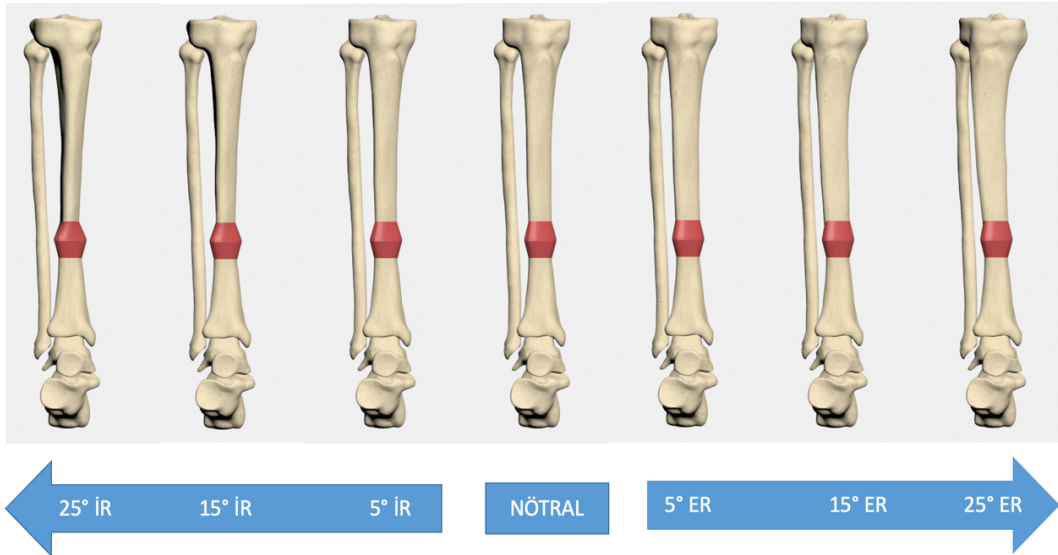
3.3. Kırık Modelinin ve Senaryoların Oluşturulması

Çalışmamızda tibia, fibula ve ayak bileği modelleri oluşturulduktan sonra tibia distal 1/3 transvers şaft kırığı oluşturuldu (AO/OTA sınıflamasına göre AO 42 A3) (Şekil 3.3).

Toplam yedi senaryo oluşturulmuştur (Şekil 3.4). Nötral, 5° internal rotasyon (İR), 15° internal rotasyon, 25° internal rotasyon, 5° eksternal rotasyon (ER), 15° eksternal rotasyon ve 25° eksternal rotasyon olmak üzere modellerimiz tamamlanmıştır.⁴⁹



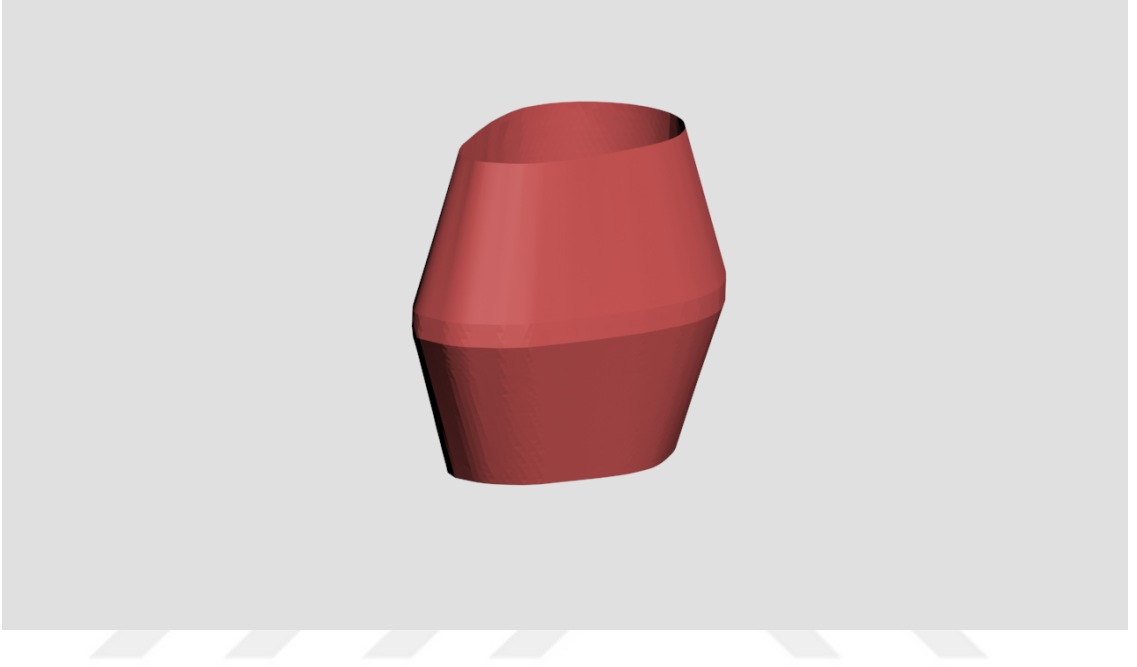
Şekil 3.3: Kırık modelinin oluşturulması ve implant yerleşimi



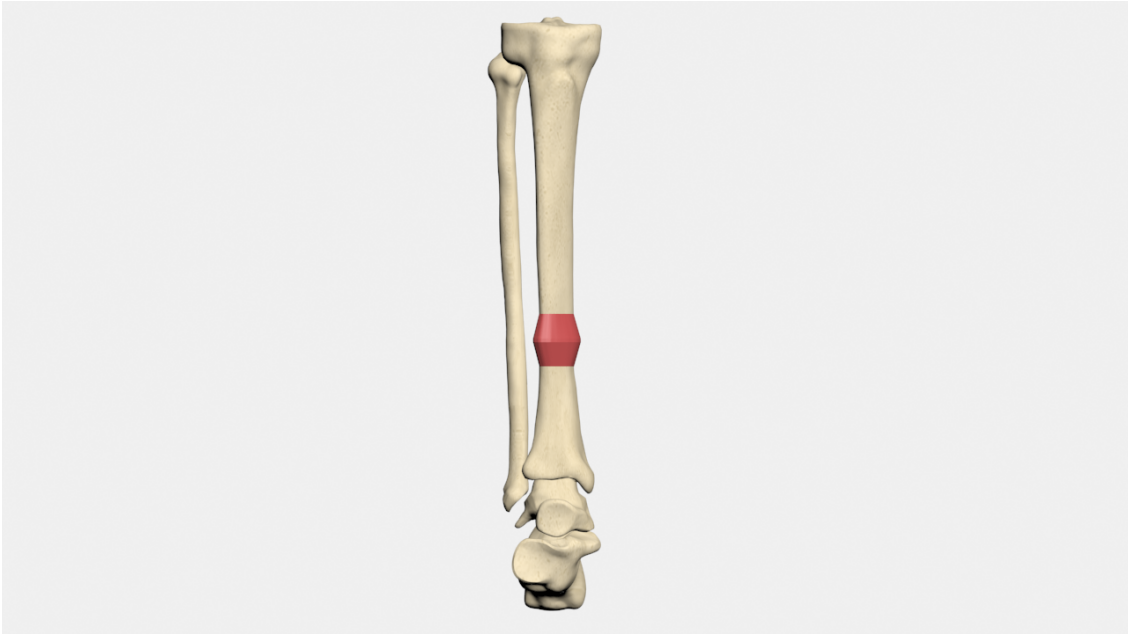
Şekil 3.4: Senaryoların oluşturulması

3.4. Kallus Modellemesi

Kemik modellerin dış yüzeyi referans alınarak kırık hattının olduğu bölgede kallus modeli oluşturulmuştur (Şekil 3.5 ve 3.6).^{74,75} Kallus modeli oluşturulurken Byerne ve ark. yaptığı çalışmadaki veriler kullanılmıştır.⁷⁶



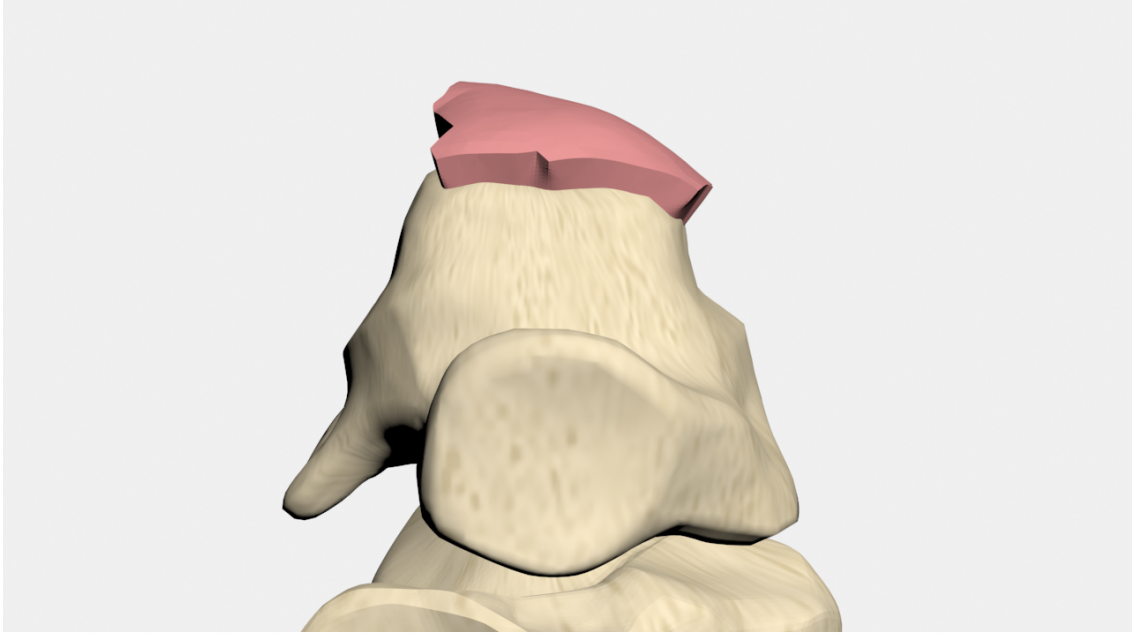
Şekil 3.5: Kallus modeli



Şekil 3.6: Kallus modelinin kırık hattındaki görünümü

3.5. Kıkırdak Modellerinin Oluşturulması

Tibia ile talus kemikleri arasında kuvvet iletiminin simüle edilebilmesi için tibiotalar kıkırdak modelleri oluşturulmuştur (şekil 3.7).^{62,77}



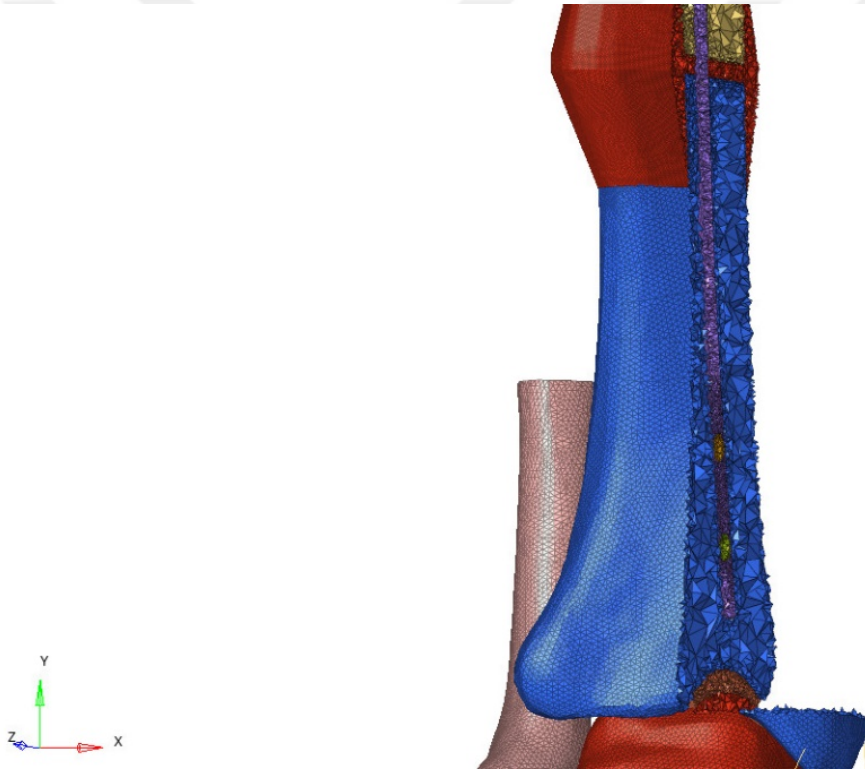
şekil 3.7: Kıkırdak modelinin oluşturulması

3.6. Koordinatların Belirlenmesi, Yık Aktarımı

Hazırlanan tım modeller ALTAIR Evolve yazılımında 3 boyutlu uzayda doğru koordinatlara yerleştirilip modelleme işlemi tamamlanmıştır. Modeller arasında kuvvet aktarımının sağlanabilmesi için ALTAIR Hypermesh yazılımında mesh yapıları arasında uyumlandırma işlemi yapılmıştır.

3.7. Matematiksel Modellerin Elde Edilmesi

Matematiksel modeller, geometrik modellerin mesh adı verilen basit ve küçük parçalara bölünmesiyle oluşturuldu (Şekil 3.8). Modelleme işleminin ALTAIR Evolve yazılımında gerçekleştirilmesini takiben ALTAIR Hypermesh yazılımı kullanılarak matematiksel şekilde oluşturulup analize hazır hale getirildi. Analizlerin gerçekleştirilebilmesi için, ALTAIR Hypermesh yazılımında hazırlanan modeller .fem formatında ALTAIR Optistruct analiz programına aktarıldı.



Şekil 3.8: Matematiksel model

3.8. Malzeme Özellikleri

Analiz için elastik modül ve poisson oranı verilen malzemelerin lineer özellikleri kullanılmıştır. Tibia, koordinat sisteminde farklı yönlerde farklı lineer elastik malzeme özellikleri göstermesi sebebiyle ortotropik lineer elastik malzeme özellikleriyle tanımlanmıştır (Tablo 3.1).⁶¹ Tibia dışındaki kemikler, kallus, kırıkta ve titanyum izotropik, lineer elastik malzeme özellikleriyle tanımlanmıştır.^{61,62,74} Çalışmada analizi

yapılan materyallere ait elastik modül ve poisson oranı değerleri tablo 3.2’ de gösterilmiştir

Tablo 3.1: Tibianın materyal özellikleri

Malzeme	E ₁ [MPa]	E ₂ [MPa]	E ₃ [MPa]	G ₁₂ [MPa]	G ₁₃ [MPa]	G ₂₃ [MPa]	ν ₁₂	ν ₁₃	ν ₂₃
Tibia	6910	8510	18400	2410	3560	4910	0.49	0.12	0.14

Tablo 3.2: Malzeme özellikleri

Malzeme	Elastik Modül [MPa]	Poisson Oranı
Kallus	0.2	0.167
Kıkırdak	12	0.42
Titanyum	10000	0.3
Kemikler	17000	0.3

3.9. Yükleme Senaryosu ve Sınır Koşulları

Analiz modellerindeki yükleme koşulları, toplamda 2500 N vertikal kuvvet olarak; 60% ‘lık kuvvet (1500 N) medial tibia platodan, 40 % ‘lık kuvvet (1000 N) lateral tibia platosundan uygulanmıştır (Şekil 3.9).^{74,78}

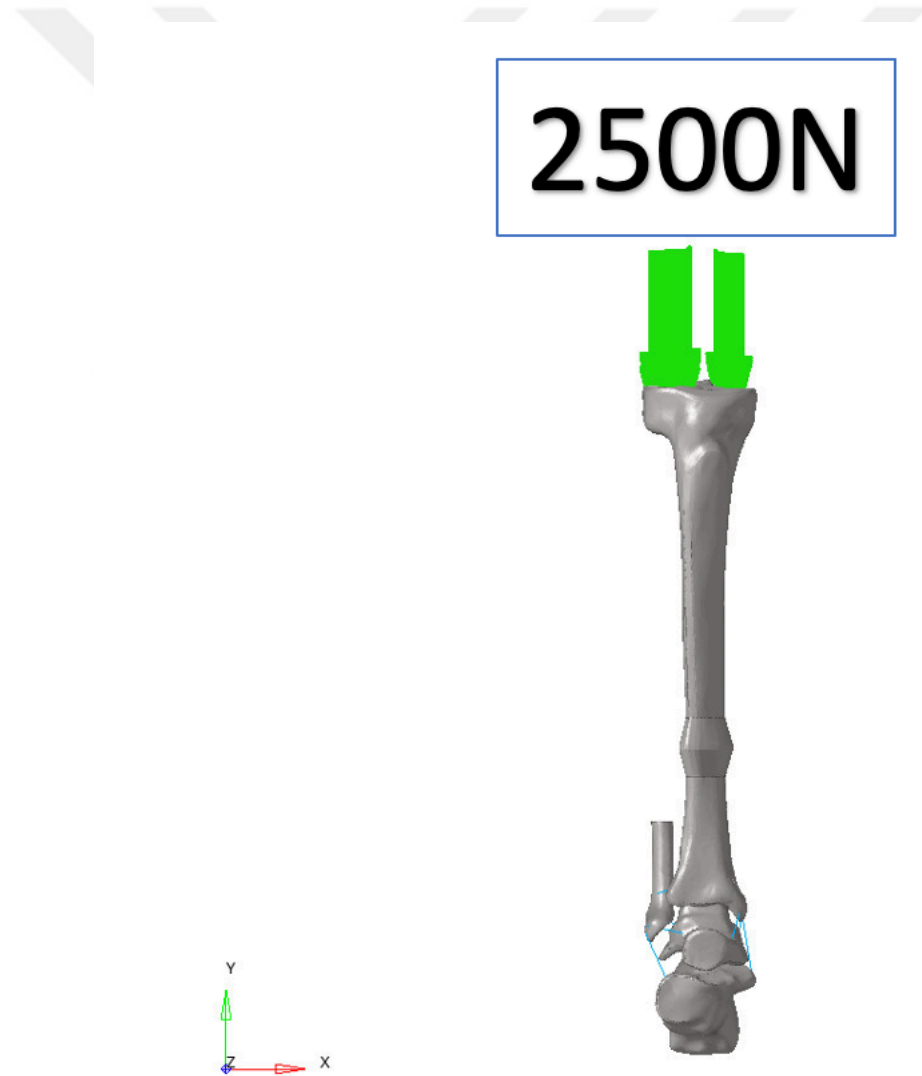
Yükleme tanımları uygulama bölgelerinde yer alan düğüm noktalarına dağıtılarak ilgili bölgelerde gerilme tekilliğinin önüne geçilmiştir.

Modeller fibula kemiğinin üst kısmından ve kalkaneus kemiğinin alt bölgesinden tüm eksenlerdeki hareketi engellenecek şekilde sabitlenmiştir. Ayrıca talus kemiğinin anteroposterior hareketi engellenecek şekilde sınır koşulu tanımlanmıştır (Şekil 3.10).⁷⁹

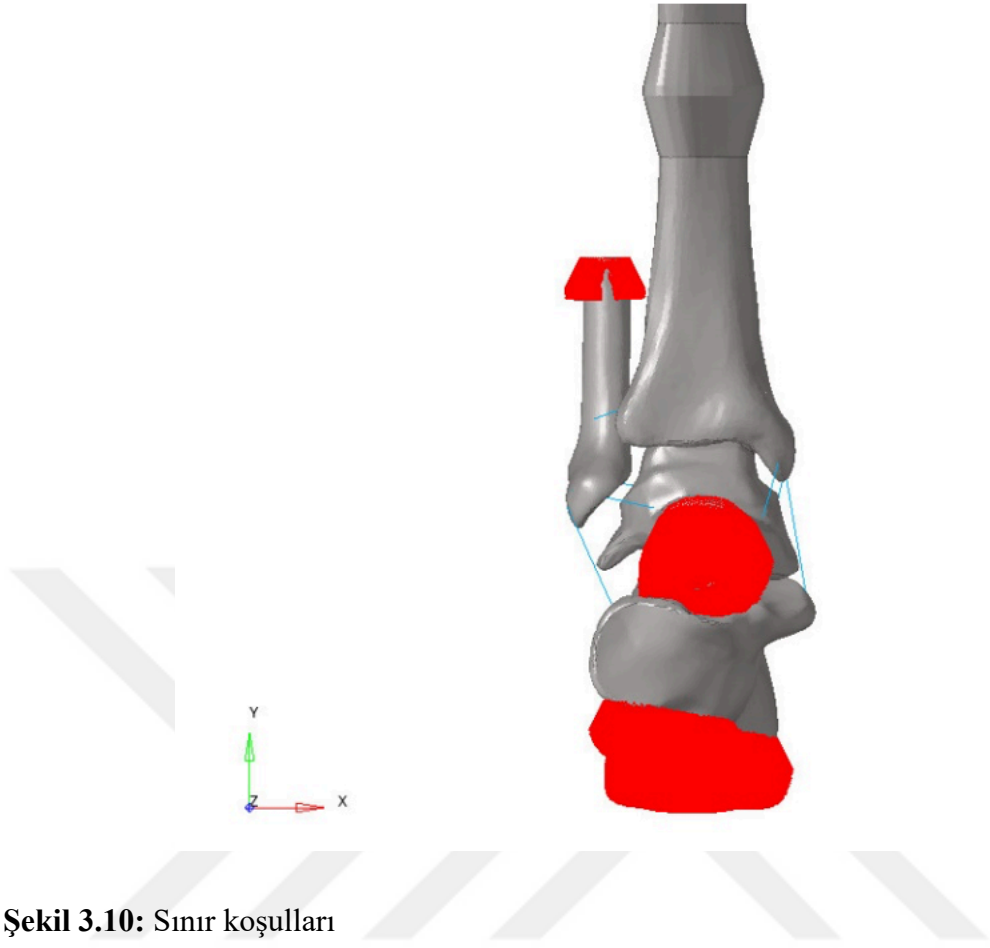
Ayak bileği bağları yay eleman olarak modellenmiştir. Yayların konumları Shin ve ark. yaptığı çalışmadan, yay sabitleri Anderson ve ark yaptığı çalışmadan referans alınmıştır (şekil 3.11).^{62,80}

İmplant ve tibia kemiği arasında sürtünme katsayısı $\mu=0.3$ olarak tanımlanmıştır.⁷⁸ Tüm analiz modelleri non-lineer olarak oluşturulmuştur.

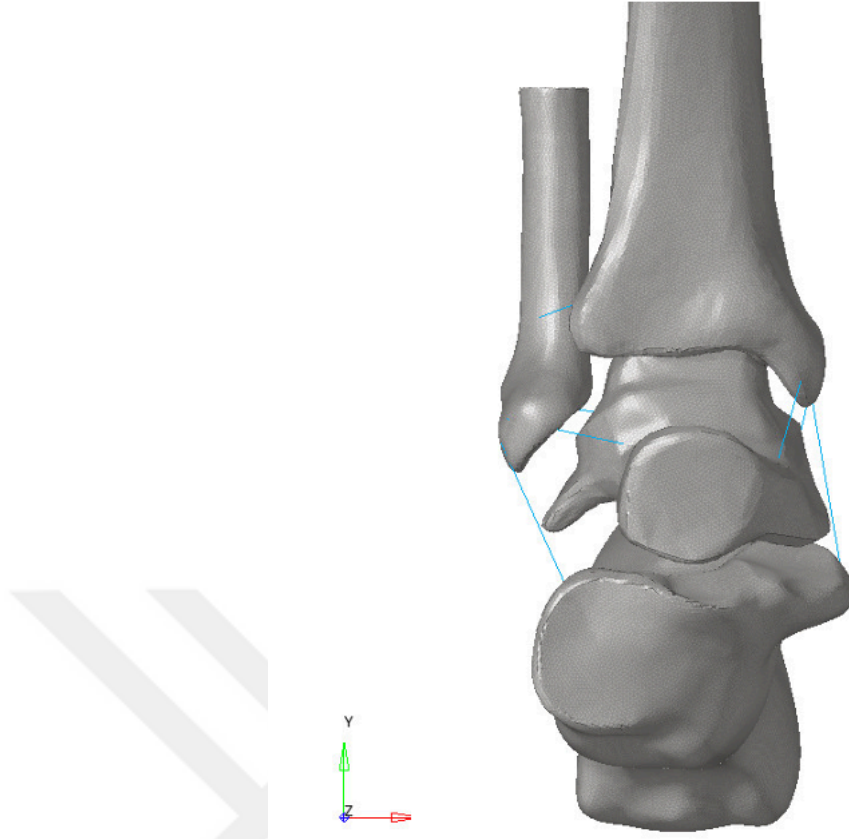
Modelde eksplisit olarak açıklanan bu arayüzlerin dışında temas bulunan tüm bölgelerde Freeze tipi kontakt tanımları gerçekleştirilmiştir. Bu yaklaşım, parçaların tüm hareketi esnasında tam korelasyon ile hareket ettiği varsayımına dayanır.



şekil 3.9: Yükleme Senaryosu



Şekil 3.10: Sınır koşulları



Şekil 3.11: Bağların yay olarak uygulanışı ve konumlandırılması

Kantitatif Model Bilgileri

Oluşturulan yedi farklı analiz modeli için bilgiler tablo 3.3'te gösterilmiştir.

Tablo 3.3: Modellerin toplam düğüm ve element sayıları

	Nötral	ER 5°	ER 15°	ER 25°	İR 5°	İR 15°	İR 25°
Toplam Düğüm Sayısı	440142	638485	647366	652516	649051	642573	604145
Toplam Element Sayısı	1824014	2681259	2718653	2742175	2726303	2696218	2534483

Sonlu elemanlar analizi sonucunda eklem kıkırdığı, tibia, talus ve implant üzerindeki yüklenmelere ait Von Mises, maksimum principle stres ve minimum principle stres değerleri ölçüldü. Ayrıca maksimum yüklenme noktaları lokalize edildi. Kıkırdak için stres değerleri Von Mises, maksimum ve minimum principle ve Signed Von Mises cinsinden ölçülmüştür.

4. SONUÇLAR

Tibiotalar kıkırdak üzerinde en çok yüklenme 25° İR modelinde gerçekleşmiştir. Diğer yandan en az yüklenme nötral modelde izlenmiştir. 25° İR modelinde maksimum principle stres (3.742 MPa) ve Von Mises (1.988 MPa) değerlerinin en yüksek olduğu nokta kıkırdığın posteromedial bölgesinde olduğu görüldü. Minimum principle stresin en yüksek olduğu (-3.424 MPa) nokta kıkırdığın anterolateral bölgesinde olduğu görüldü (Şekil 4.1). Tablo 4.1, 4.2 ve 4.3’de oluşturulan yedi senaryoda kıkırdaktaki en yüksek maksimum ve minimum principle stres, Von Mises ve Signed Von Mises değerlerini görmekteyiz. Rotasyonun arttıkça yüklenmenin arttığı görülmektedir.

Tablo 4.1: Kıkırdak maksimum ve minimum principle stres değerleri

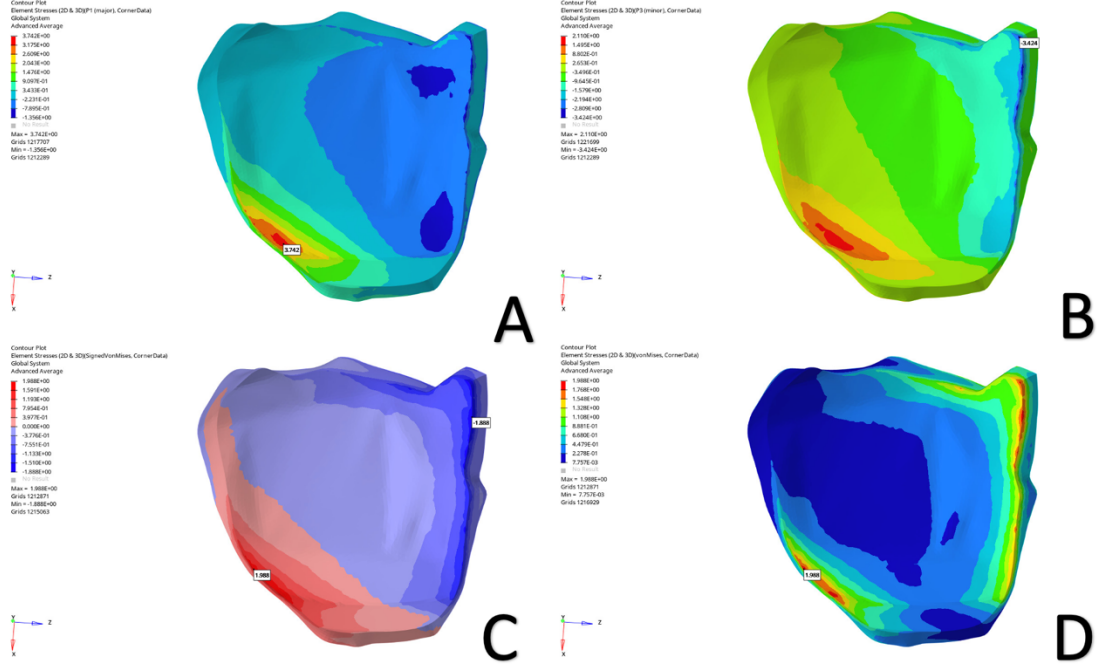
	NÖTRAL	5° İR	15° İR	25° İR	5° ER	15° ER	25° ER
MAKSİMUM	2.956	3.181	3.251	3.742	3.149	3.248	3.407
MİNİMUM	-2.722	-2.953	-3.018	-3.424	-2.932	-3.010	-3.150

Tablo 4.2: Kıkırdak Signed Von Mises değerleri

	NÖTRAL	5° İR	15° İR	25° İR	5° ER	15° ER	25° ER
MAKSİMUM	1.587	1.713	1.749	1.988	1.697	1.738	1.829
MİNİMUM	-1.510	-1.643	-1.678	-1.888	-1.632	-1.668	-1.749

Tablo 4.3: Kıkırdak Von Mises değerleri

NÖTRAL	5° İR	15° İR	25° İR	5° ER	15° ER	25° ER
1.587	1.713	1.749	1.988	1.697	1.738	1.829

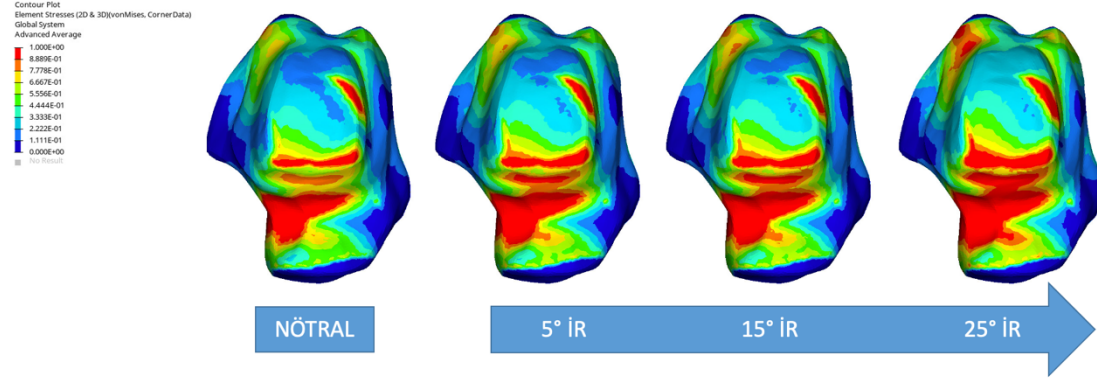


Şekil 4.1: 25° İR modelinde maksimum principle stres değeri ve noktası (A), minimum principle stres değeri ve noktası (B), Signed Von Mises değerleri ve noktaları (C), Von Mises değeri ve noktası (D)

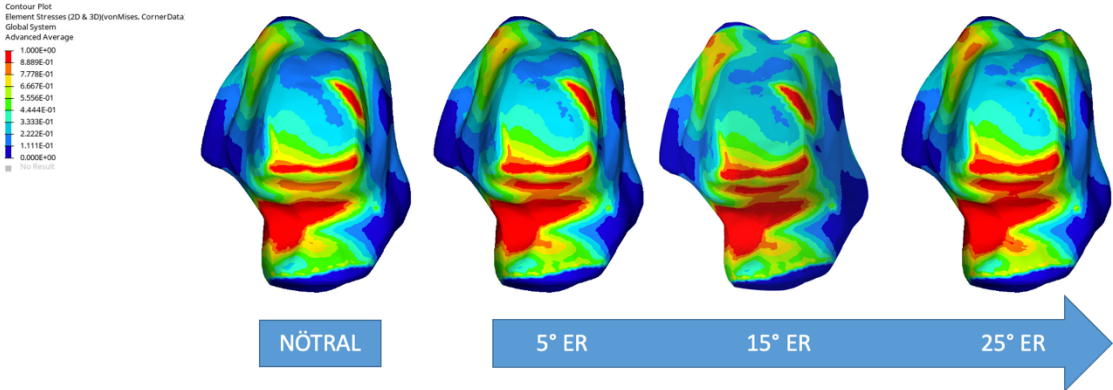
Talus üzerinde en yüksek yüklenme 25° İR modelinde ölçülmüştür (3.207 MPa). En az yüklenme nötral modelde izlenmiştir (2.496 MPa). Rotasyon derecesi arttıkça stres değerinin arttığı görülmüştür (Tablo 4.4). Şekil 4.2 ve 4.3’de talusta internal ve eksternal rotasyon arttıkça oluşan yüklenmenin Von Mises stres değerinden paternlerini görmekteyiz.

Tablo 4.4: Talus Von Mises değerleri

NÖTRAL	5° İR	15° İR	25° İR	5° ER	15° ER	25° ER
2.496	2.701	2.764	3.207	2.683	2.748	2.895



Şekil 4.2: Talusta internal rotasyon arttıkça oluşan yüklenme paterni

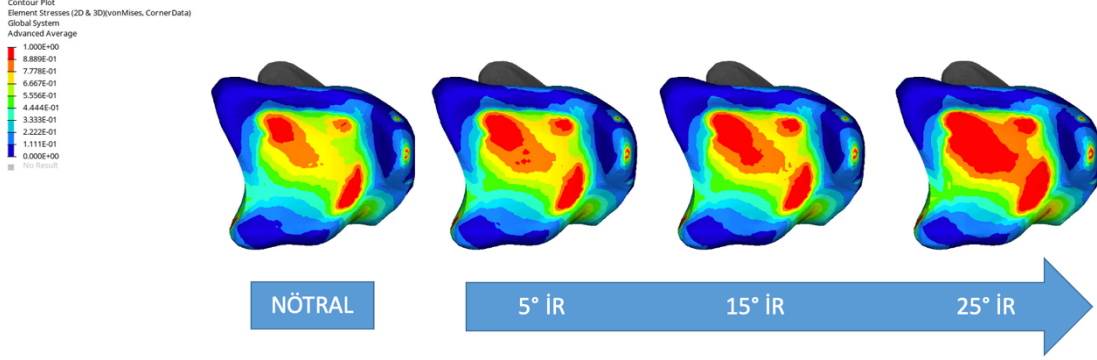
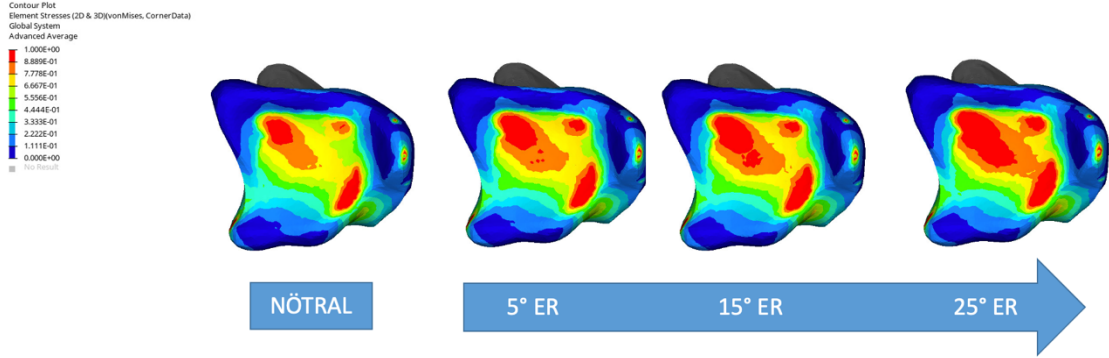


Şekil 4.3: Talusta eksternal rotasyon arttıkça oluşan yüklenme paterni

Tibia üzerinde en yüksek yüklenme 25° İR modelinde ölçülmüştür (3.674 MPa). En az yüklenme nötral modelde izlenmiştir (3.013 MPa). Rotasyon derecesi arttıkça stres değerinin arttığı görülmüştür (Tablo 4.5). Şekil 4.4 ve 4.5’de tibiada internal ve eksternal rotasyon arttıkça oluşan yüklenmenin Von Mises stres değerinden paternlerini görmekteyiz.

Tablo 4.5: Tibia Von Mises değerleri

NÖTRAL	5° İR	15° İR	25° İR	5° ER	15° ER	25° ER
3.013	3.298	3.364	3.674	3.280	3.300	3.487

**Şekil 4.4:** Tibiada internal rotasyon arttıkça oluşan yüklenme paterni**Şekil 4.5:** Tibiada eksternal rotasyon arttıkça oluşan yüklenme paterni

İntramedüller çivide ve proksimal ve distal kilitleme vidalarında oluşan stres değerlerinde ise en yüksek Von Mises stres değeri 2.501 MPa olarak, 25° İR modelinde oluşmuştur (Tablo 4.6 ve Şekil 4.6). Proksimal ve distal kilitleme vidalarında en yüksek değer olarak yine 25° İR modelinde distal kilitleme vidasında 4.190 MPa değerinde oluşmuştur (Tablo 4.7 ve Şekil 4.7).

Tablo 4.6: İntramedüller çivi Von Mises değerleri

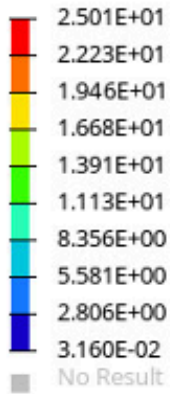
NÖTRAL	5° İR	15° İR	25° İR	5° ER	15° ER	25° ER
1.857	1.986	2.103	2.501	1.966	2.044	2.151

Tablo 4.7: İntramedüller çivi distal kilitleme vidası Von Mises değerleri

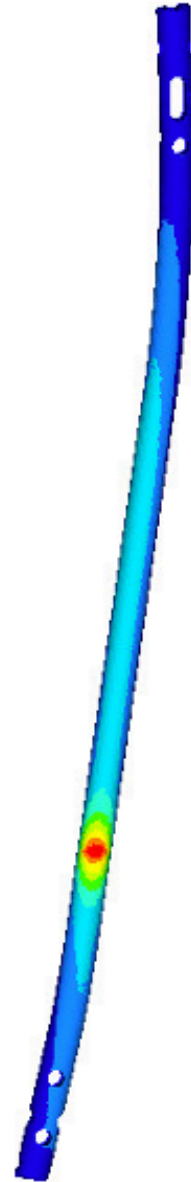
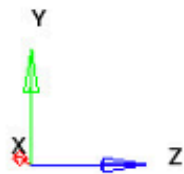
NÖTRAL	5° İR	15° İR	25° İR	5° ER	15° ER	25° ER
3.344	3.634	3.713	4.190	3.610	3.695	3.871



Contour Plot
Element Stresses (2D & 3D)(vonMises, CornerData)
Global System
Advanced Average

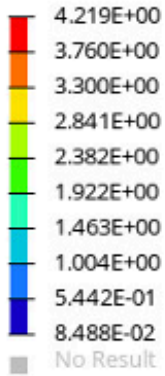


Max = 2.501E+01
Grids 181719
Min = 3.160E-02
Grids 1206001

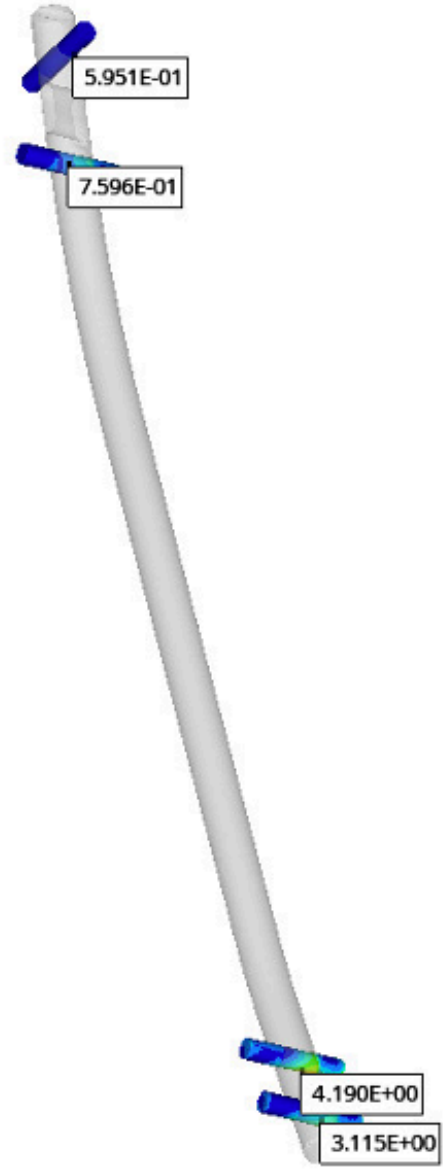


Şekil 4.6: 25° İR modelinde intramedüller çivide oluşan Von Mises stres değeri

Contour Plot
Element Stresses (2D & 3D)(vonMises, CornerData)
Global System
Advanced Average



Max = 4.219E+00
Grids 124452
Min = 8.488E-02
Grids 119226



Şekil 4.7: 25° İR modelinde intramedüller çivi proksimal ve distal kilitleme vidalarında oluşan Von Mises stres değerleri

5. TARTIŞMA

Bu çalışmada tibia şaft distal 1/3 transvers kırıklarının intramedüller çivi uygulamasıyla malrotasyonda kaynamasının, ayak bileği kıkırdağında, distal tibiada ve talusta oluşturduğu stres değerleri sonlu elemanlar analizi yöntemiyle araştırıldı. Amacımız rotasyon derecesinin artmasıyla eklem kıkırdağı üzerinde artmış yüklenmelere neden olduğunu göstermektir. Literatür bilgisinde, bu çalışma tibia malrotasyonunun ayak bileğine etkisini gösteren ilk sonlu elemanlar analizi çalışmasıdır. Çalışmamızın asıl bulgusu tibia şaft kırıklarının intramedüller çivi ile tedavi edilmesinde malrotasyon kıkırdağda artmış strese neden olmaktadır. Malrotasyon arttıkça yüklenmeler de artmaktadır. İnternal rotasyon, eksternal rotasyona göre artmış yüklenmelere neden olmaktadır.

Tibia şaft kırığı en sık görülen uzun kemik kırığıdır.⁸¹ Erkeklerde daha sık ve genellikle 10-20 yaş arasında görülür.²¹ Sınıflandırmasında sıklıkla AO/OTA kullanılır. Bu sınıflandırmaya göre en sık AO tip 42 A1 görülür.²¹ Tibia şaft kırıklarında tedavide konservatif ve cerrahi tedaviler uygulanır. Konservatif tedavi non deplase kırıklar için uygundur.^{28,29} Cerrahi tedaviler arasında eksternal fiksator ile osteosentez, plak ile osteosentez ve intramedüller çivi uygulaması bulunur. Tibia şaft kırıklarında günümüzde kilitli intramedüller çivi uygulaması en sık kullanılan yöntemdir.^{37,38}

Tibia şaft kırığının komplikasyonları olarak, damar sinir yaralanması, kompartman sendromu, derin ven trombozu, yağ embolisi, osteomyelit, kaynama gecikmesi veya kaynamama ve yanlış kaynama görülebilir. Tibia kırıklarında yanlış kaynama ile ilgili kesin görüş bulunmamakla beraber genel olarak varus-valgus açılanmasını 5°, sagittal açılanmasını 10°, rotasyonu 10° ve kısalık farkını 10 mm olarak sınır olarak kabul edilmektedir.⁴⁰ Sarmiento ve ark. yaptığı çalışmada fonksiyonel breysleme ve alçı ile tedavi edilen hastalarda yanlış kaynama oranını %68 e kadar bildirilmişlerdir.⁴¹

Rotasyonel yanlış dizilim BT kullanımından önce %0-7 olarak rapor edilmiştir.⁴⁷ Rotasyonun değerlendirilmesinde altın standart olarak görülen BT ile beraber bu oran %19-41 olarak bildirilmiştir.⁴⁵ Jafarinejad ve ark. yaptıkları çalışmada inceledikleri 60

hastanın 18 inde malrotasyon tespit etmişlerdir. Malrotasyonun kırığın AO/OTA sınıflamasıyla ve fibulanın fiksasyonu ile anlamlı fark bulunamamıştır.⁸² Cain ve ark. bilateral düşük doz BT çekilerek yapılan 154 hastalık çalışmada, %36 hastada malrotasyon bildirmişlerdir.⁴⁶ Theriault ve ark. malrotasyon oranını %41 olarak literatüre kazandırmıştır.⁸³ Rotasyonel yanlış dizilim, intramedüller çivi ile tespit edilmiş tibia shaft kırıklarında iyatrojenik bir komplikasyondur. Belirtilen çalışmalar, BT kullanımıyla beraber malrotasyon insidansının düşük olmadığı yönündedir.

Birçok çalışma tibial malrotasyonun, rotasyonel farkın %10 üzerinde olduğu durumlar olarak bildirmiştir.⁴⁶ literatürde rotasyonel kusuru sınıflandırmak için bazı çalışmalar mevcuttur. Johner ve Wruhs⁸⁴ malrotasyonun 6-10° arasını iyi, 11-20° yi orta, 20° üstünü zayıf olarak değerlendirmiştir. Puloski ve ark.⁵¹ ise 10° altını iyi, 10-15° arasını orta, 15° üstünü zayıf olarak değerlendirmiştir. Cain ve ark.⁴⁶ ise 10° altını iyi, 10-19° arasını orta, 20-29° arasını zayıf, 30° üstünü ise kabul edilemez olarak değerlendirmiştir. Sağ ve sol tibia arasında fizyolojik olarak 5° ye kadar fark olabilmektedir. Biz çalışmamızda modellemeler için bu değerleri göz önünde bulundurarak senaryoları oluşturduk.

Cain ve ark.⁴⁶ yaptığı çalışmada 154 hastada %59 distal 1/3 shaft kırığı ve %62 basit kırık olduğu görülmüştür. %34 rotasyonel yanlış dizilim tespit edilmiştir ve %53 ünün eksternal rotasyon olduğunu bildirmişlerdir. Aynı çalışmada sol tibia da internal rotasyonun, sağ tibia da ise eksternal rotasyonun daha sık olduğu bildirilmiştir. Çalışmamızda bu bilgiler dahilinde distal shaft kırığında malrotasyonun daha sık görüldüğü göz önünde bulundurularak, AO/OTA tip 42 tip A3 distal 1/3 shaft kırığı oluşturulmuştur.

Yapılan birçok araştırmada biyomekanik alanda kullanılan gerilme analizi metotlarından üç boyutlu sonlu elemanlar metodunun diğer yöntemlere üstünlüğü ve elde edilen sonuçlarının, in-vitro çalışmalarda elde edilen sonuçlara yakın olduğu bildirilmiştir.^{85,86} Sonlu elemanlar analizi yöntemiyle ayak bileği eklemine oluşan stres değerlerinin ölçülmesi, temas alanının ölçülmesi gibi yapılan çalışmalar literatürde mevcuttur.⁵⁹⁻⁶⁵ Bu durumdan dolayı ve uygulama kolaylığı, sayısız tekrar edilebilmesi gibi sebeplerden araştırma yöntemi olarak sonlu elemanlar analizi yöntemini seçtik.

Çalışmamızın güçlü yönü, sonlu elemanlar analizi ile gerçekleştirilmesiyle çok yönlü veri incelemesine olanak sağlanmıştır.

Svoboda ve ark.⁸⁷ tibia malrotasyonun tibiotalar eklemi üzerine etkisini inceledikleri biyomekanik çalışmada tibiotalar ekleminde toplam yükü, temas alanını ve maksimum basıncı değerlendirmişlerdir. Toplam yükü, temas alanını en az 20° eksternal malrotasyonda, maksimum basıncı ise yine 20° eksternal malrotasyon durumunda olduğunu bildirmişlerdir. Yine aynı çalışmada etkilenen ayak bileği biyomekaniğinin artroza neden olabileceğini bildirmişlerdir. Biz çalışmamızda stres değerlerinin internal rotasyonda eksternal rotasyona göre daha fazla olduğunu, en yüksek ise 25° internal malrotasyonda olduğunu değerlendirdik. Yine aynı şekilde intramedüller çivide ve kilitleme vidalarında da en yüksek stres değerlerinin 25° internal malrotasyonda olduğunu değerlendirdik. Bu farklılık kullanılan deney düzeneklerinin farklı olması kaynaklı olabilir. Bunun dışında hiçbir biyomekanik çalışma bilginiz dahilinde yoktur. Bu nedenle çalışmamız gelecekte yapılacak çalışmalara zemin hazırlayabilir.

Literatürde tibia malrotasyonunun, komşu eklemlerde uzun dönemde artroza ve fonksiyon kaybına neden olabileceği yönünde yayınlar mevcuttur.⁸⁸⁻⁹³ Greenwood ve ark. tibia şaft kırığı nedeniyle 27 yıl takip ettikleri 572 hastada diz skorlarının kötüleştiğini bildirmişlerdir.⁹⁴ Van Der Schoot ve ark.⁸⁸ 88 hastanın dahil edildiği ve 15 yıl takip edildiği çalışmada 43 hastada diziliş bozukluğuna bağlı dizde ve ayak bileğinde artroz geliştiğini bildirmiştir. Eckhoff⁹⁵ malrotasyonun, kalça, diz ve ayak bileğinde artroza neden olacağını bildirmiştir. Çalışma verilerimiz, ayak bileğinde malrotasyonun artmış yüklenmelere neden olacağını ortaya koymuştur.

Diğer yandan hastaların eksternal rotasyona toleranslarının daha iyi olduğunu bildiren yayınlar mevcuttur.⁹⁶ Artmış yüklenmeler sıklıkla ağrı ile ilişkilidir. Bizim çalışmamızda benzer olarak eksternal rotasyonun, internal rotasyona göre daha az yüklenmeye sebep olacağını göstermiştir.

Malrotasyonun çevre eklemlerde artroza neden olacağını bildiren yayınlar olmasına rağmen tam tersini bildiren yayınlar da mevcuttur. Kristensen ve ark.⁹⁷ 92 hastanın 28 yıllık takibinde angulasyonu deformitesinin ayak bileği artrozu için anlamlı sonuç bulamamıştır. Theriault ve ark.⁸³ 58 ay takip ettiği 70 hastada malrotasyonun ekstremitte fonksiyonel skorlarında anlamlı değişikliğe neden olmadığını bildirmiştir.

Bununla beraber bu çalışmalar biyomekanik olarak değerlendirilmemiştir. Çalışmamız malrotasyonun, biyomekanik yönünü açıklamaktadır. Bu çalışmanın bazı limitasyonları mevcuttur. Bunlar; çalışmanın valide edilmemesi ve klinik olarak değerlendirmenin olmamasıdır. Çalışmanın güçlü yönü ise sonlu elemanlar analizi kullanılarak yapılması ve tekrar edilebilir olmasıdır.

Sonuç olarak bu çalışma tibia şaft kırığının rotasyonel deformite ile kaynamasının ayak bileğinde artmış strese neden olduğunu ortaya koymaktadır. Çalışmada elde edilen veriler doğrultusunda, validasyon ve klinik sonuçları için yeni çalışmalara ihtiyaç vardır. Uzun dönemde ayak bileği artrozuna neden olabileceği akılda tutulmalıdır. İntro-op malrotasyondan kaçınmak için gerekli zen gösterilmelidir.



6. REFERANSLAR

1. Gupton M, Munjal A, Kang M. Anatomy, Bony Pelvis and Lower Limb, Fibula. *StatPearls*. Published online June 3, 2021. Accessed April 12, 2022. <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK470591/>
2. Bourne M, Sinkler MA, Murphy PB. Anatomy, Bony Pelvis and Lower Limb, Tibia. *29th Southern African Transport Conference (SATC 2010)*. 2021;(August):749-760. Accessed April 12, 2022. <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK526053/>
3. Moore KL, Dalley AF, Agur AMR. Clinically oriented anatomy. Published online 2010:1134.
4. Puzzitiello RN, Agarwalla A, Zuke WA, Garcia GH, Forsythe B. Imaging Diagnosis of Injury to the Anterolateral Ligament in Patients With Anterior Cruciate Ligaments: Association of Anterolateral Ligament Injury With Other Types of Knee Pathology and Grade of Pivot-Shift Examination: A Systematic Review. *Arthroscopy*. 2018;34(9):2728-2738. doi:10.1016/J.ARTHRO.2018.04.025
5. Paulsen Friedrich, Waschke Jens. Sobotta Atlas of Human Anatomy, Vol. 1, 15th ed. English : General Anatomy and Musculoskeletal System. Published online 2013:412.
6. Castro MD. Ankle biomechanics. *Foot Ankle Clin*. 2002;7(4):679-693. doi:10.1016/S1083-7515(02)00049-9
7. Calhoun JH, Li F, Ledbetter BR, Viegas SF. A Comprehensive Study of Pressure Distribution in the Ankle Joint with Inversion and Eversion. *Foot Ankle Int*. 1994;15(3):125-133. doi:10.1177/107110079401500307
8. O'Leary C, Ward FJ. A unique closed abduction-external rotation ankle fracture. *J Trauma*. 1989;29(1):119-121. doi:10.1097/00005373-198901000-00027
9. Williams RJ, Peterson L, Cole BJ. Cartilage repair strategies. *Cartilage Repair Strategies*. Published online 2007:1-374. doi:10.1007/978-1-59745-343-1
10. Buckwalter JA, Mankin HJ. Articular cartilage: tissue design and chondrocyte-matrix interactions. *Instr Course Lect*. 1998;47:477-486. Accessed May 27, 2022. <https://europepmc.org/article/med/9571449>
11. Williams RJ, Peterson L, Cole BJ. Cartilage repair strategies. *Cartilage Repair Strategies*. Published online 2007:1-374. doi:10.1007/978-1-59745-343-1
12. Buckwalter JA, Mankin HJ. Articular cartilage: tissue design and chondrocyte-matrix interactions. *Instr Course Lect*. 1998;47:477-486. Accessed April 17, 2022. <https://europepmc.org/article/med/9571449>
13. Shepherd DET, Seedhom BB. Thickness of human articular cartilage in joints of the lower limb. *Ann Rheum Dis*. 1999;58:27-34. doi:10.1136/ard.58.1.27
14. Kuettner KE, Cole AA. Cartilage degeneration in different human joints. *Osteoarthritis Cartilage*. 2005;13(2):93-103. doi:10.1016/J.JOCA.2004.11.006
15. Brockett CL, Chapman GJ. Biomechanics of the ankle. *Orthop Trauma*. 2016;30(3):232-238. doi:10.1016/J.MPORTH.2016.04.015
16. Inman VT. The joints of the ankle. Published online 1976:117.
17. Burdett RG. Forces predicted at the ankle during running. *Med Sci Sports Exerc*. 1982;14(4):308-316. doi:10.1249/00005768-198204000-00010
18. Calhoun JH, Li F, Ledbetter BR, Viegas SF. A Comprehensive Study of Pressure Distribution in the Ankle Joint with Inversion and Eversion. *Foot Ankle Int*. 1994;15(3):125-133. doi:10.1177/107110079401500307

19. Nordin M, Frankel V. *Basic Biomechanics of the Musculoskeletal System.*; 2001. Accessed April 27, 2022.
https://books.google.com/books?hl=en&lr=&id=UCxsf7mMBE0C&oi=fnd&pg=PA132&ots=MivfHrv_t-&sig=wxvwpl_5Q6HNaLfqqwjTC9aSnFw
20. Weiss RJ, Montgomery SM, Ehlin A, Dabbagh Z al, Stark A, Jansson KÅ. Decreasing incidence of tibial shaft fractures between 1998 and 2004: Information based on 10,627 Swedish inpatients. *New Pub: Medical Journals Sweden*. 2009;79(4):526-533. doi:10.1080/17453670710015535
21. Larsen P, Elsoe R, Hansen SH, Graven-Nielsen T, Laessoe U, Rasmussen S. Incidence and epidemiology of tibial shaft fractures. *Injury*. 2015;46(4):746-750. doi:10.1016/j.injury.2014.12.027
22. Court-Brown CM, McBurnie J. The epidemiology of tibial fractures. <https://doi.org/10.1302/0301-620X77B37744927>. 1995;77(3):417-421. doi:10.1302/0301-620X.77B3.7744927
23. Ricci WM. Rockwood and Green's Fractures in adults eighth edition. Charles, M. Court-Brown, James D. Heckman, Margaret M. Mc Queen, William M Ricci PT, ed. *European Journal of Orthopaedic Surgery & Traumatology*. 2015;25(7):1229-1229. Accessed May 31, 2022.
<http://www.annsaudimed.net/doi/10.5144/0256-4947.1994.75>
24. Müller ME, Koch P, Nazarian S, Schatzker J. The Comprehensive Classification of Fractures of Long Bones. *The Comprehensive Classification of Fractures of Long Bones*. Published online 1990. doi:10.1007/978-3-642-61261-9
25. Ibrahim DA, Swenson A, Sassoon A, Fernando ND. Classifications In Brief: The Tscherne Classification of Soft Tissue Injury. *Clin Orthop Relat Res*. 2017;475(2):560. doi:10.1007/S11999-016-4980-3
26. Kim PH, Leopold SS. Gustilo-Anderson Classification. doi:10.1007/s11999-012-2376-6
27. McQueen M, Tornetta P. *Trauma.*; 2006. Accessed June 1, 2022.
https://books.google.com/books?hl=en&lr=&id=W7jbSY_wqokC&oi=fnd&pg=PP17&ots=27FiCHBM1U&sig=IBSjpvvbPwkOghTJmgr3h0jO3CQ
28. Bode G, Strohm PC, Südkamp NP, Hammer TO. Tibial shaft fractures - management and treatment options. A review of the current literature. *Acta Chir Orthop Traumatol Cech*. 2012;79(6):499-505. Accessed June 3, 2022.
<https://europepmc.org/article/med/23286681>
29. Sarmiento A, Gersten LM, Sobol PA, Shankwiler JA, Vangsness CT. Tibial shaft fractures treated with functional braces. Experience with 780 fractures. *Journal of Bone and Joint Surgery - Series B*. 1989;71(4):602-609. doi:10.1302/0301-620X.71B4.2768307
30. Coles CP, Gross M. Closed tibial shaft fractures: management and treatment complications. A review of the prospective literature. *Canadian Journal of Surgery*. 2000;43(4):256. Accessed June 3, 2022.
[/pmc/articles/PMC3695213/?report=abstract](https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/11833940/)
31. Giotakis N, Narayan B. Stability with unilateral external fixation in the tibia. *Strategies Trauma Limb Reconstr*. 2007;2(1):13-20. doi:10.1007/S11751-007-0011-Y/FIGURES/12
32. Bilal C, Leutenegger A, Rüedi T. Osteosynthesis of 245 tibial shaft fractures: early and late complications. *Injury*. 1994;25(6):349-358. doi:10.1016/0020-1383(94)90125-2

33. Johner R, Wruhs O. Classification of tibial shaft fractures and correlation with results after rigid internal fixation. *Clin Orthop Relat Res*. 1983;178(178):7-25. doi:10.1097/00003086-198309000-00003
34. Müller ME, Allgöwer M, Schneider R, Willenegger H. Manual of Internal Fixation. *Manual of Internal Fixation*. Published online 1979. doi:10.1007/978-3-642-96505-0
35. Helfet DL, Shonnard PY, Levine D, Borrelli J. Minimally invasive plate osteosynthesis of distal fractures of the tibia. *Injury*. 1997;28(SUPPL.1):A42-A48. doi:10.1016/S0020-1383(97)90114-5
36. Schmidt A h, Finkemeier C g, Tornetta P. Treatment of Closed Tibial Fractures. *J Bone Joint Surg*. 2003;85(2):352-368.
37. Court-Brown CM, Christie J, McQueen MM. Closed intramedullary tibial nailing. Its use in closed and type I open fractures. <https://doi.org/10.1302/0301-620X72B42380211>. 1990;72(4):605-611. doi:10.1302/0301-620X.72B4.2380211
38. Alho A, Ekland A, Stromsoe K, Folleras G, Thoresen BO. Locked intramedullary nailing for displaced tibial shaft fractures. <https://doi.org/10.1302/0301-620X72B52211761>. 1990;72(5):805-809. doi:10.1302/0301-620X.72B5.2211761
39. Bourne RB, Rorabeck CH. Compartment syndromes of the lower leg. *Clin Orthop Relat Res*. 1989;(240):97-104.
40. Court-Brown CM, Heckman JD, McQueen MM, Ricci WM, Tornetta P, McKee MD. Rockwood and Green's: Fractures in Adults, 8e. Published online 2015.
41. Sarmiento A, Sobol PA, Sew Hoy AL, Ross SD, Racette WL, Tarr RR. Prefabricated functional braces for the treatment of fractures of the tibial diaphysis. *J Bone Joint Surg Am*. 1984;66(9):1328-1339.
42. Kane JM, Raikin SM. Addressing hindfoot arthritis with concomitant tibial malunion or nonunion with retrograde tibiototalcalcanal nailing: A novel treatment approach. *Journal of Bone and Joint Surgery*. 2014;96(7):574-580. doi:10.2106/JBJS.M.00010
43. Young J; , Washington A;, Vaidya R, et al. Malunion of the Tibia: A Systematic Review. *Medicina (B Aires)*. 2022;2022:389. doi:10.3390/medicina58030389
44. de Giacomo AF, Tornetta P. Alignment After Intramedullary Nailing of Distal Tibia Fractures Without Fibula Fixation. *J Orthop Trauma*. 2016;30(10):561-567. doi:10.1097/BOT.0000000000000637
45. Bleeker NJ, Cain M, Rego M, et al. Bilateral Low-Dose Computed Tomography Assessment for Post-Operative Rotational Malalignment After Intramedullary Nailing for Tibial Shaft Fractures: Reliability of a Practical Imaging Technique. *Injury*. 2018;49(10):1895-1900. doi:10.1016/j.injury.2018.07.031
46. Cain ME, Hendrickx LAM, Bleeker NJ, Lambers KTA, Doornberg JN, Jaarsma RL. Prevalence of Rotational Malalignment After Intramedullary Nailing of Tibial Shaft Fractures: Can We Reliably Use the Contralateral Uninjured Side as the Reference Standard? *J Bone Joint Surg Am*. 2020;102(7):582-591. doi:10.2106/JBJS.19.00731
47. Say F, Bülbül M. Findings related to rotational malalignment in tibial fractures treated with reamed intramedullary nailing. *Arch Orthop Trauma Surg*. 2014;134(10):1381-1386. doi:10.1007/S00402-014-2052-2/TABLES/3
48. Sarmiento A, Sharpe FE, Ebramzadeh E, Normand P, Shankwiler J. Factors influencing the outcome of closed tibial fractures treated with functional bracing. *Clin Orthop Relat Res*. 1995;(315):8-24.

49. Cain ME, Hendrickx LAM, Bleeker NJ, Lambers KTA, Doornberg JN, Jaarsma RL. Prevalence of Rotational Malalignment After Intramedullary Nailing of Tibial Shaft Fractures. *Journal of Bone and Joint Surgery*. 2020;102(7):582-591. doi:10.2106/JBJS.19.00731
50. Clementz BG. Assessment of tibial torsion and rotational deformity with a new fluoroscopic technique. *Clin Orthop Relat Res*. 1989;(245):199-209.
51. Puloski S, Romano C, Buckley R, Powell J. Rotational malalignment of the tibia following reamed intramedullary nail fixation. *J Orthop Trauma*. 2004;18(7):397-402. doi:10.1097/00005131-200408000-00001
52. Stuberger W, Temme J, Kaplan P, Clarke A, Fuchs R. Measurement of tibial torsion and thigh-foot angle using goniometry and computed tomography. *Clin Orthop Relat Res*. 1991;(272):208-212.
53. Shin S yeop, Yoon CH, Lee ES, et al. The Availability of Radiological Measurement of Tibial Torsion: Three-Dimensional Computed Tomography Reconstruction. *Ann Rehabil Med*. 2011;35(5):673-679. doi:10.5535/ARM.2011.35.5.673
54. Singh H, Gupta P, Kaur R, Sharma C. Comparison of clinical with CT based evaluation for tibial torsion. Published online 2022. doi:10.1016/j.jcot.2022.101875
55. Prendergast PJ, Lennon AB. AN INTRODUCTION TO THE WORKSHOP ON FINITE ELEMENT MODELLING IN BIOMECHANICS AND MECHANOBIOLOGY.
56. Geng JPA, Tan KBC, Liu GR. Application of finite element analysis in implant dentistry: A review of the literature. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 2001;85(6):585-598. doi:10.1067/MPR.2001.115251
57. Taylor M, Prendergast PJ. Four decades of finite element analysis of orthopaedic devices: where are we now and what are the opportunities? *J Biomech*. 2015;48(5):767-778. doi:10.1016/J.JBIOMECH.2014.12.019
58. Brekelmans WAM, Poort HW, Slooff TJJH. A New Method to Analyse the Mechanical Behaviour of Skeletal Parts. <http://dx.doi.org/10.3109/17453677208998949>. 2009;43(5):301-317. doi:10.3109/17453677208998949
59. Li W, Anderson DD, Goldsworthy JK, Marsh JL, Brown TD. Patient-specific finite element analysis of chronic contact stress exposure after intraarticular fracture of the tibial plafond. *Journal of Orthopaedic Research*. 2008;26(8):1039-1045. doi:10.1002/jor.20642
60. Klekiel T, Będziński R. Finite Element Analysis Of Large Deformation Of Articular Cartilage In Upper Ankle Joint Of Occupant In Military Vehicles During Explosion. *Archives of Metallurgy and Materials*. 2015;60(3):2115-2121. doi:10.1515/amm-2015-0356
61. Chitsazan A, Rouhi G, Abbasi M, Pezeshki S, Tavakoli SAH. Assessment of stress distribution in ankle joint: simultaneous application of experimental and finite element methods. *Int J Exp Comput Biomech*. 2015;3(1):45. doi:10.1504/IJECB.2015.067681
62. Anderson DD, Goldsworthy JK, Li W, James Rudert M, Tochigi Y, Brown TD. Physical validation of a patient-specific contact finite element model of the ankle. *J Biomech*. 2007;40(8):1662-1669. doi:10.1016/j.jbiomech.2007.01.024
63. Anderson DD, Goldsworthy JK, Shivanna K, et al. Intra-articular Contact Stress Distributions at the Ankle Throughout Stance Phase—patient-specific Finite

- Element Analysis as a Metric of Degeneration Propensity. *Biomech Model Mechanobiol.* 2006;5(2-3):82-89. doi:10.1007/s10237-006-0025-2
64. Park S, Lee S, Yoon J, Chae SW. Finite element analysis of knee and ankle joint during gait based on motion analysis. *Med Eng Phys.* 2019;63:33-41. doi:10.1016/J.MEDENGGPHY.2018.11.003
65. Filardi V. Tibio talar contact stress: An experimental and numerical study. *J Orthop.* 2020;17:44-48. doi:10.1016/J.JOR.2019.08.024
66. Fung YC. Biomechanics. Published online 1993. doi:10.1007/978-1-4757-2257-4
67. Bilgisayar ortamında olusturulan tibia diafiz modelinde transvers kırığın plak, vida modelleri ile tespitinde kemik, plak, vida üzerindeki gerilme sonuçlarının sonlu elemanlar yöntemi kullanılarak değerlendirilmesi (Biyomekanik çalışma). Accessed May 5, 2022. <https://acikbilim.yok.gov.tr/handle/20.500.12812/433987>
68. KÜÇÜKKURT S. SONLU ELEMENLAR STRES ANALİZ YÖNTEMİ VE DENTAL İMPLANTOLOJİ ALANINDA YAPILAN ARAŞTIRMALAR. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi.* 2019;29(4):701-710. doi:10.17567/ATAUNIDFD.328138
69. Sirekha A, Bashetty K. Infinite to finite: An overview of finite element analysis. *Indian Journal of Dental Research.* 2010;21(3):425-432. doi:10.4103/0970-9290.70813
70. Roylance D. Finite Element Analysis. Published online 2001. Accessed November 22, 2022. <http://ocw.mit.edu/courses/materials-science-and-engineering/3-11-mechanics-of-materials-fall-1999/modules/>
71. Sakaguchi RL, Ferracane JL, Powers JM. Craig's restorative dental materials. *Craig's Restorative Dental Materials.* Published online January 1, 2018:1-340. doi:10.1016/C2015-0-01767-1
72. Arzu YÜKSEL BAYSAL Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Uzmanlık Tezi Danışman DoçDr Yeliz HAYRAN H. *ATROFİK POSTERİOR MAKSİLLANIN REHABİLİTASYONUNDA FARKLI İMPLANT PLANLAMALARININ VE FARKLI PROTEZ TASARIMLARININ STRES DAĞILIMINA ETKİLERİNİN SONLU ELEMENLAR ANALİZİ İLE İNCELENMESİ.*
73. Ackerman MJ. The visible human project. *Proceedings of the IEEE.* 1998;86(3):504-511. doi:10.1109/5.662875
74. Nourisa J, Rouhi G. Biomechanical evaluation of intramedullary nail and bone plate for the fixation of distal metaphyseal fractures. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2016;56:34-44. doi:10.1016/j.jmbbm.2015.10.029
75. Lacroix D, Prendergast PJ. A mechano-regulation model for tissue differentiation during fracture healing: analysis of gap size and loading. *J Biomech.* 2002;35(9):1163-1171. doi:10.1016/S0021-9290(02)00086-6
76. Byrne DP, Lacroix D, Prendergast PJ. Simulation of fracture healing in the tibia: Mechanoregulation of cell activity using a lattice modeling approach. *Journal of Orthopaedic Research.* 2011;29(10):1496-1503. doi:10.1002/jor.21362
77. Athanasiou KA, Niederauer GG, Schenck RC. Biomechanical topography of human ankle cartilage. *Ann Biomed Eng.* 1995;23(5):697-704. doi:10.1007/BF02584467
78. Chen F, Huang X, Ya Y, et al. Finite element analysis of intramedullary nailing and double locking plate for treating extra-articular proximal tibial fractures. *J Orthop Surg Res.* 2018;13(1):12. doi:10.1186/s13018-017-0707-8
79. Oken OF, Yildirim AO, Asilturk M. Finite element analysis of the stability of AO/OTA 43-C1 type distal tibial fractures treated with distal tibia medial

- anatomic plate versus anterolateral anatomic plate. *Acta Orthop Traumatol Turc.* 2017;51(5):404-408. doi:10.1016/j.aott.2017.09.003
80. Shin J, Yue N, Untaroiu CD. A Finite Element Model of the Foot and Ankle for Automotive Impact Applications. *Ann Biomed Eng.* 2012;40(12):2519-2531. doi:10.1007/s10439-012-0607-3
 81. The economics of treating tibia fractures: The cost of delayed unions. Published online 1997. Accessed November 28, 2022. <https://www.researchgate.net/publication/14147683>
 82. Jafarinejad AE, Bakhshi H, Haghnegahdar M, Ghomeishi N. Malrotation following reamed intramedullary nailing of closed tibial fractures. *Indian J Orthop.* 2012;46(3):312-316. doi:10.4103/0019-5413.96395
 83. Theriault B, Turgeon AF, Pelet S. Functional Impact of Tibial Malrotation Following Intramedullary Nailing of Tibial Shaft Fractures. *The Journal of Bone and Joint Surgery-American Volume.* 2012;94(22):2033-2039. doi:10.2106/JBJS.K.00859
 84. Johner R, Wruhs O. Classification of tibial shaft fractures and correlation with results after rigid internal fixation. *Clin Orthop Relat Res.* 1983;(178):7-25.
 85. MEIJER HJA, STARMANS FJM, BOSMAN F, STEEN WHA. A comparison of three finite element models of an edentulous mandible provided with implants. *J Oral Rehabil.* 1993;20(2):147-157. doi:10.1111/J.1365-2842.1993.TB01598.X
 86. Williams KR, Watson / C-J, Murphy WM, Scott / J, Gregory / M, Sinobad'' / D. Finite element analysis of fixed prostheses attached to osseointegrated implants.
 87. Svoboda MSJ, McHale CK, Belkoff SM, Cohen KS, Klemme LWR. The Effects of Tibial Malrotation on the Biomechanics of the Tibiotalar Joint. *Foot Ankle Int.* 2002;23(2):102-106. doi:10.1177/107110070202300204
 88. van der Schoot DKE, den Outer AJ, Bode PJ, Obermann WR, van Vugt AB. DEGENERATIVE CHANGES AT THE KNEE AND ANKLE RELATED TO MALUNION OF TIBIAL FRACTURES. <https://doi.org/10.1302/0301-620X78B50780722>. 1996;78(5):722-725. doi:10.1302/0301-620X.78B5.0780722
 89. Winter WG, Lafferty JF. The skiing sequelae of tibial torsion. *Orthop Clin North Am.* 1976;7(1):231-240. doi:10.1016/s0030-5898(20)31187-1
 90. van der Werken C, Marti RK. Post-traumatic rotational deformity of the lower leg. *Injury.* 1983;15(1):38-40. doi:10.1016/0020-1383(83)90160-2
 91. Turner MS, Smillie IS. The effect of tibial torsion of the pathology of the knee. <https://doi.org/10.1302/0301-620X63B37263753>. 1981;63(3):396-398. doi:10.1302/0301-620X.63B3.7263753
 92. Netz P, Olsson E, Ringertz H, Starke A. Functional restitution after lower leg fractures. *Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery* 1991 110:5. 1991;110(5):238-241. doi:10.1007/BF00572879
 93. Kyrö A. Malunion after intramedullary nailing of tibial shaft fractures. *Ann Chir Gynaecol.* 1997;86(1):56-64. Accessed December 6, 2022. <https://europepmc.org/article/med/9181220>
 94. Greenwood DC, Muir KR, Doherty M, Milner SA, Stevens M, Davis TR. Conservatively managed tibial shaft fractures in Nottingham, UK: are pain, osteoarthritis, and disability long-term complications? *J Epidemiol Community Health* (1978). 1997;51(6):701-704. doi:10.1136/jech.51.6.701
 95. Eckhoff DG. Effect of limb malrotation on malalignment and osteoarthritis. *Orthop Clin North Am.* 1994;25(3):405-414. doi:10.1016/s0030-5898(20)31925-8

96. Rosemeyer B, Pförringer W. Basic principles of treatment in pseudarthroses and malunion of fractures of the leg. *Archives of orthopaedic and traumatic surgery* 1979 95:1. 1979;95(1):57-64. doi:10.1007/BF00379171
97. Kristensen KD, Kiér T, Blicher J. No arthrosis of the ankle 20 years after malaligned tibial-shaft fracture. *Acta Orthop Scand*. 1989;60(2):208-209. doi:10.3109/17453678909149256

