

T.C.
SAKARYA ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

BEŞİNCİ METAKARPAL KIRIKLARININ TEDAVİSİ İÇİN YENİ
BİR YAKLAŞIM GELİŞTİRİLMESİ

YÜKSEK LİSANS TEZİ

Lütfiye CAYMAZ

Biyomedikal Mühendisliği Anabilim Dalı

MART 2024

T.C.
SAKARYA ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

BEŞİNCİ METAKARPAL KIRIKLARININ TEDAVİSİ İÇİN YENİ
BİR YAKLAŞIM GELİŞTİRİLMESİ

YÜKSEK LİSANS TEZİ

Lütfiye CAYMAZ

Biyomedikal Mühendisliği Anabilim Dalı

Tez Danışmanı: Dr. Öğr. Üyesi Osman İYİBİLGİN

Ortak Danışman: Doç. Dr. Levent BAYAM

MART 2024

Lütfiye CAYMAZ tarafından hazırlanan “BEŞİNCİ METAKARPAL KIRIKLARININ TEDAVİSİ İÇİN YENİ BİR YAKLAŞIM GELİŞTİRİLMESİ” adlı tez çalışması 18.03.2024 tarihinde aşağıdaki jüri tarafından oy birliği ile Sakarya Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Biyomedikal Mühendisliği Anabilim Dalı’nda Yüksek Lisans tezi olarak kabul edilmiştir.

Tez Jürisi

Jüri Başkanı : **Prof. Dr. Fehim FINDIK**
Sakarya Uygulamalı Bilimler Üniversitesi

Jüri Üyesi : **Dr. Öğr. Üyesi Osman İYİBİLGİN (Tez Danışmanı)**
Sakarya Üniversitesi

Jüri Üyesi : **Doç. Dr. Levent BAYAM (Ortak Tez Danışmanı)**
İstanbul Medipol Üniversitesi

Jüri Üyesi : **Doç. Dr. Ahmet Çağatay ÇİLİNGİR**
Sakarya Üniversitesi

Jüri Üyesi : **Prof. Dr. Akın Oğuz KAPTI**
Sakarya Üniversitesi

ETİK İLKE VE KURALLARA UYGUNLUK BEYANNAMESİ

Sakarya Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Lisansüstü Eğitim-Öğretim Yönetmeliğine ve Yükseköğretim Kurumları Bilimsel Araştırma ve Yayın Etiği Yönergesine uygun olarak hazırlamış olduğum “BEŞİNCİ METAKARPAL KIRIKLARININ TEDAVİSİ İÇİN YENİ BİR YAKLAŞIM GELİŞTİRİLMESİ” başlıklı tezin bana ait, özgün bir çalışma olduğunu; çalışmamın tüm aşamalarında yukarıda belirtilen yönetmelik ve yönergeye uygun davrandığımı, tezin içerdiği yenilik ve sonuçları başka bir yerden almadığımı, tezde kullandığım eserleri usulüne göre kaynak olarak gösterdiğimi, bu tezi başka bir bilim kuruluna akademik amaç ve unvan almak amacıyla vermediğimi ve 20.04.2016 tarihli Resmi Gazete’de yayımlanan Lisansüstü Eğitim ve Öğretim Yönetmeliğinin 9/2 ve 22/2 maddeleri gereğince Sakarya Üniversitesi’nin abonesi olduğu intihal yazılım programı kullanılarak Enstitü tarafından belirlenmiş ölçütlere uygun rapor alındığını, çalışmamla ilgili yaptığım bu beyana aykırı bir durumun ortaya çıkması halinde doğabilecek her türlü hukuki sorumluluğu kabul ettiğimi beyan ederim.

(18/03/2024).

Lütfiye CAYMAZ

Anneme, Babama ve Canım Aileme...

TEŞEKKÜR

Yüksek lisans eğitimim boyunca değerli bilgi ve deneyimlerinden yararlandığım, her konuda bilgi ve desteğini almaktan çekinmediğim, araştırmanın planlanmasından yazılmasına kadar tüm aşamalarında yardımlarını esirgemeyen, teşvik eden, aynı titizlikte beni yönlendiren değerli danışman hocalarım Dr. Öğr. Üyesi Osman İYİBİLGİN ve Doç. Dr. Levent BAYAM'a, çalışmalarım sırasında bilgi ve deneyimlerini benimle paylaşan Arş. Gör. Engin GEPEK'e ve yüksek lisans arkadaşım Gülistan DURSUN'a, maddi manevi desteklerini hiçbir zaman eksik etmeyen annem Necla CAYMAZ, babam Cafer CAYMAZ, arkadaşım Sebahat GÜMÜŐ ve diğer sevgili aile bireylerime teşekkürlerimi sunarım.

Lütfiye CAYMAZ

İÇİNDEKİLER

Sayfa

ETİK İLKE VE KURALLARA UYGUNLUK BEYANNAMESİ	v
TEŞEKKÜR	ix
İÇİNDEKİLER	xi
KISALTMALAR	xv
TABLO LİSTESİ	xvii
ŞEKİL LİSTESİ	xix
ÖZET	xxiii
SUMMARY	xxvii
1. GİRİŞ	1
2. KAYNAK ARAŞTIRMASI	3
2.1. Kemik Yapısı ve Özellikleri	3
2.2. El Anatomisi	3
2.3. Metakarpal Kemikler ve Kırık Türleri	6
2.3.1. Metakarpal kemikler	6
2.3.2. Beşinci metakarpal kemik	7
2.3.3. Metakarpal kemik kırıklarının sınıflandırılması	8
2.3.3.1. Kırık Tanımı	8
2.3.3.2. Metakarpal kemik kırıkları	8
2.4. Metakarpal Kemik Kırıklarında Kullanılan Tanı ve Tedavi Yöntemleri	14
2.4.1. Metakarpal kırıklarda tanı	14
2.4.1.1. Klinik muayene	14
2.4.1.2. Radyolojik muayene	17
2.4.2. Metakarpal kırıklarda tedavi	18
2.4.2.1. Operatif olmayan tedavi yöntemleri	19
2.4.2.1. Operatif tedavi yöntemleri	19
2.5. Sonlu Elemanlar Analizi	25
2.5.1. Sonlu elemanlar analizi çalışma prensibi	26
2.5.2. Sonlu Elemanlar Analizinin Avantajları ve Dezavantajları	29
3. MALZEME VE METHOD	31
3.1. Kırık Kemik Modellerinin Tasarlanması	32
3.1.1. CAD yazılımı	32
3.1.2. Üç nokta fiksasyonu prensibi	33
3.1.3. Kemik modellerinin oluşturulması	34
3.1.3.1. Açısız shaft kırığı için eşit mesafede kuvvet uygulanacak model	34
3.1.3.2. Açısız shaft kırığı için farklı mesafelerden kuvvet uygulanacak model	35
3.1.3.3. Açılı shaft kırığının modellenmesi	35
3.1.3.4. Metakarp boyun kırığında üç nokta fiksasyonu için kullanılan model (eşit mesafe)	36
3.1.3.5. Metakarp boyun kırığında üç nokta fiksasyonu için kullanılan model (farklı mesafe)	36

3.2. Kırık modellerinde sonlu elemanlar analizlerinin yapılması.....	37
3.3. Metakarpal Splintin Tasarlanması ve Üretilmesi	38
3.3.1. Splint tasarımı	38
3.3.2. Tasarlanan splintin 3D imalatı	40
3.4. Kalibrasyon Mekanizmasının (Test Düzeneginin) Oluşturulması ve Üretilmesi	40
3.5. Arduino Ölçüm Mekanizması	42
4. KALİBRASYON VE SONLU ELEMANLAR ANALİZLERİ SONUÇLARI	45
4.1. Uygulanan Baskı Kuvvetlerinin Arduino İle Ölçülmesi	45
4.2. Sonlu Elemanlar Analizleri	45
4.2.1. Beşinci metakarp kırıkları için belirlenen sınır şartları	46
4.2.2. Beşinci Metakarp Kırık Modellerinde Uygulanan Statik Analizler.....	47
4.2.2.1. Beşinci metakarp düz shaft kırıklarında eşit mesafelerden uygulanan kuvvetlerin etkisi	48
4.2.2.2. Beşinci metakarp düz shaft kırıklarında farklı mesafelerden uygulanan kuvvetlerin etkisi	50
4.2.2.3. Beşinci metakarp açılı shaft kırıklarında farklı mesafelerden uygulanan kuvvetlerin etkisi	53
4.2.2.4. Beşinci metakarp boyun kırıklarında farklı mesafelerden uygulanan kuvvetlerin etkisi	58
5. SONUÇLAR VE DEĞERLENDİRME	61
5.1. Kırık Modellerine Uygulanan Kuvvetlerin Etkileri	61
5.1.1. Düz Shaft Kırığında Eşit Mesafeden Uygulanan Kuvvet Değişimine Bağlı Oluşan Deformasyon ve Von Mises Gerilmesi Değerleri.....	61
5.1.1.1. Düz shaft kırığında eşit mesafeden uygulanan kuvvet artışına bağlı değişen deformasyon değerleri.....	62
5.1.1.2. Düz shaft kırığında eşit mesafeden uygulanan kuvvet artışına bağlı değişen gerilme değerleri	62
5.1.2. Düz shaft kırığında farklı mesafelerden uygulanan kuvvet miktarı değişimine bağlı oluşan deformasyon ve Von Mises gerilmesi değerleri.....	63
5.1.2.1. Düz shaft kırığında farklı mesafelerden uygulanan kuvvet miktarı artışına bağlı değişen deformasyon değerleri.....	64
5.1.2.2. Düz shaft kırığında farklı mesafelerden uygulanan kuvvet miktarı artışına bağlı değişen gerilme değerleri	65
5.1.3. Açılı shaft kırığına uygulanan kuvvet miktarı değişimine bağlı oluşan deformasyon ve von mises gerilmesi değerleri	65
5.1.3.1. Açılı shaft kırığına uygulanan kuvvet miktarı artışına bağlı değişen deformasyon değerleri.....	66
5.1.3.2. Açılı Shaft Kırığına Uygulanan Kuvvet Miktarı Artışına Bağlı Değişen Gerilme Değerleri.....	67
5.1.4. Metakarp boyun kırığı modeline eşit mesafeden uygulanan kuvvet miktarı değişimine bağlı oluşan deformasyon ve von mises gerilmesi değerleri	67
5.1.4.1. Boyun kırığına eşit mesafeden uygulanan kuvvet miktarı artışına bağlı değişen deformasyon değerleri.....	68
5.1.4.2. Metakarp boyun kırığına eşit mesafeden uygulanan kuvvet miktarı artışına bağlı değişen maksimum gerilme değerleri.....	69
5.1.5. Metakarp boyun kırığı modeline farklı mesafelerden uygulanan kuvvet miktarı değişimine bağlı oluşan deformasyon ve von mises gerilmesi değerleri	69

5.1.5.1. Boyun kırığına farklı mesafelerden uygulanan kuvvet miktarı artışına bağlı değişen maksimum deformasyon değerleri.....	70
5.1.5.2. Metakarp boyun kırığına farklı mesafelerden uygulanan kuvvet miktarı artışına bağlı değişen maksimum gerilme değerleri.....	71
5.2. Değerlendirme	75
KAYNAKLAR	79
EKLER.....	83
ÖZGEÇMİŞ.....	87

KISALTMALAR

CAD	: Computer Aided Design/ Bilgisayar Destekli Tasarım
MCP	: Metakarpofalangeal Eklem
PIP	: Proksimal İnterfalangeal Eklem
DEXA(DXA)	: Dual Energy X-Ray Absorptiometry
PA	: Posterior-anterior
BT	: Bilgisayarlı Tomografi
ACS	: Akut Kompartman Sendromu
SEA	: Sonlu Elemanlar Analizi
SE	: Sonlu Elemanlar
FDM	: Fused Deposition Modelling
MPa	: Mega Paskal
N	: Newton
F	: Kuvvet
PLA	: Polilaktik Asit
LCD	: Liquid Crystal Display
mm	: Milimetre

TABLO LİSTESİ

Sayfa

Tablo 3.1. ANSYS'te açısız shaft kırığında eşit mesafede ve boyun kırığında kuvvet noktalarına uygulanan kuvvetler.	38
Tablo 3.2. ANSYS'te açılı ve açısız shaft kırıklarında farklı mesafelerdeki kuvvet noktalarına uygulanan F1, F2 Ve F3 kuvvetleri.	38
Tablo 4.1. ANSYS'te açısız shaft kırığında eşit mesafede kuvvet noktalarına uygulanan kuvvetler.	48
Tablo 4.2. ANSYS'te açısız shaft kırıklarında farklı mesafelerdeki kuvvet noktalarına uygulanan F1, F2 ve F3 kuvvetleri.	51
Tablo 4.3. ANSYS'te açılı shaft kırıklarında kuvvet noktalarına uygulanan F1, F2 ve F3 kuvvetleri.	53
Tablo 4.4. ANSYS'te boyun kırıklarında kuvvet noktalarına eşit mesafede uygulanan kuvvetler.	56
Tablo 4.5. ANSYS'te metakarp boyun kırıklarında kuvvet noktalarına uygulanan F1, F2 ve F3 kuvvetleri.	58
Tablo 5.1. Düz shaft kırığında kuvvet değişimine bağlı oluşan max. deformasyon ve max. gerilme analiz değerleri.	61
Tablo 5.2. Düz shaft kırığında farklı mesafelerden uygulanan kuvvet değişimine bağlı oluşan max. deformasyon ve max. gerilme analiz değerleri.	64
Tablo 5.3. Açılı shaft kırığına uygulanan kuvvet değişimine bağlı oluşan max. deformasyon ve max. gerilme analiz değerleri.	66
Tablo 5.4. Metakarp boyun kırığına eşit mesafeden uygulanan kuvvet değişimine bağlı oluşan max. deformasyon ve max. gerilme analiz değerleri.	68
Tablo 5.5. Metakarp boyun kırığına farklı mesafelerden uygulanan kuvvet değişimine bağlı oluşan max. deformasyon ve max. gerilme analiz değerleri.	70
Tablo 5.6. Metakarp kırık modellerinde uygulanan bileşke kuvvete bağlı olarak oluşan maksimum gerilme değerleri.	72

ŞEKİL LİSTESİ

Sayfa

Şekil 2.1. El ve el bileğinin basit anatomisi [4].	4
Şekil 2.2. El ve el bileği iskeleti [5].	5
Şekil 2.3. El kemikleri ve eklemleri [9].	7
Şekil 2.4. a) El iskelet anatomisinde metakarpal kemiklerin pozisyonu [11] b) Beşinci metakarpal kemiğin yapısı(Sol) [12].	8
Şekil 2.5. Uzun kemik kırıklarının sınıflandırılması [16].	9
Şekil 2.6. Birinci metakarpal kemik kırık türleri [19].	10
Şekil 2.7. Anatomik konumlarına göre metakarpal kemik kırık türleri [20].	11
Şekil 2.8. Metakarpal Baş Kırıkları [21].	11
Şekil 2.9. a) Boksör Kırığı [21], b) Jahss Manevrası [23].	12
Şekil 2.10. Metakarpal shaft kemik kırık türleri [24].	13
Şekil 2.11. Metakarpal Taban Kırığı [24].	13
Şekil 2.12. a) Metakarp Kırığında Oluşan Apeks-Dorsal Açılanma, b)Metakarp Kırığı Sonrasında Meydana Gelen Yalancı Pençe [26].	15
Şekil 2.13. Ulnar sinirin ana dalları ve sinir hasarıyla ilgili klinik sendromun 4 ana bölgesi [26].	16
Şekil 2.14. a) Sağlam bir elde fleksiyonda olan MCP Ve PIP eklemlerinin eksenel çizgileri bilek yakınında birleşir, b) dördüncü metakarp kırığına sahip bir elde eksenel çizginin farklılaşması [28].	17
Şekil 2.15. Sol elin PA, Oblik ve Lateral radyografisi [29].	18
Şekil 2.16. Metakarpal kırıklarda kullanılan operatif yöntemlerin sembolik gösterimi [35].	20
Şekil 2.17. Metakarpal kırıklarda kullanılan operatif yöntemlerin radyografi görüntüsü [36].	21
Şekil 2.18. Kırık İyileşmesinin Evreleri [39].	23
Şekil 2.19. Tipik bir kırık iyileşmesi sürecinde gerçekleşen metabolik olaylar ve farklı aşamalardaki hücresel aktiviteler [42].	24
Şekil 2.20. Mesh (ağ) oluşumunda kullanılan sonlu eleman tipleri [49].	27
Şekil 2.21. İnsan elinin sonlu eleman modellemesi ve 3 farklı kavrama noktasında oluşabilecek temas alanı ve basınca dair kas odaklı simülasyonu [53].	28
Şekil 2.22. İnsan elinin sonlu eleman modellemesi, a) Elin mesh modeli, b) El anatomisi ve kinematik gösterimi [53].	29
Şekil 3.1. Üç nokta fiksasyonu prensibi ile kırık hattına yaylar aracılığıyla kuvvet uygulama yöntemi ve bu amaçla tasarlanan splint [53].	31
Şekil 3.2. Üç Nokta Fiksasyonu Prensibi, a) Kinematik model [56], b) Kuvvet etki noktaları [55], c) örnek splint görseli [57].	33
Şekil 3.3. Solidworks ile oluşturulan üç boyutlu kemik modeli.	34
Şekil 3.4. Açısız Shaft Kırığı İçin Eşit Mesafede Kuvvet Uygulanacak Model, a) Metakarp kırık hattı ve denge kuvvetinin uygulanacağı bölge, b) Splintte alt kısımdan kuvvet uygulanacak bölgeler.	35

Şekil 3.5. Shaft kırığına sahip kemikte 3 nokta fiksasyonu ile kuvvet uygulanacak alanlar (Açısız kırık - Eşit mesafe).....	35
Şekil 3.6. Açılı Shaft Kırığının Modellenmesi, a) Açılı shaft kırığı kırık hattı ve denge kuvvetinin uygulanacağı bölge, b) Modelde alt kısımdan kuvvet uygulanacak bölgeler.....	36
Şekil 3.7. Metakarpal boyun kırığının modellenmesi (eşit mesafe).	36
Şekil 3.8. Metakarpal boyun kırığının modellenmesi (farklı mesafe).	37
Şekil 3.9. ANSYS'te kemik modelinin sınır şartlarının belirlenmesi.....	37
Şekil 3.10. Splint tasarımında kullanılan ön çalışma CAD modeli.	39
Şekil 3.11. Tasarlanan splintin 3D yazıcı kullanılarak elde edilmiş modeli.....	40
Şekil 3.12. Splint tasarımında vidalarla uygulanan kuvvetin kalibrasyon düzeneği, a) İzometrik görünüş, b) Önden görünüş.....	41
Şekil 3.13. Splintin test edilmesi için oluşturulan kalibrasyon mekanizması.	41
Şekil 3.14. RP-C18.3-LT ince film kuvvet sensörü[61].	42
Şekil 3.15. Arduino düzeneği için tasarlanan devre kutusu.	43
Şekil 4.1. Arduino kullanılarak kuvvet değişiminin ölçülmesinde kullanılan kalibrasyon mekanizması (kalibrasyon test düzeneği).....	45
Şekil 4.2. Tasarlanan metakarpal kemik modellerinin analizlerinde kullanılan sınır şartları.....	47
Şekil 4.3. Tasarlanan metakarpal kırık modeli analizinde uygulanan mesh(ağ) yapısı.	47
Şekil 4.4. Metakarp shaft kırığında kırık hattına eşit mesafeden uygulanan kuvvetler ve yönleri.....	48
Şekil 4.5. Düz shaft kırığında 3 nokta sabitleme esasına göre uygulanan kuvvetlere bağlı kemik yapısında ve kırık hattı arayüzeyinde oluşan deformasyon dağılımı.....	49
Şekil 4.6. Düz shaft kırığında uygulanan 2N-20N büyüklüğündeki kuvvetlerin kırık hattı ara yüzeyinde oluşturduğu deformasyon değerleri.	49
Şekil 4.7. Düz shaft kırığında uygulanan 2N-20N büyüklüğündeki kuvvetlerin kırık hattı ara yüzeyinde oluşturduğu gerilme değerleri.....	50
Şekil 4.8. Düz shaft kırığında farklı mesafelerden uygulanan kuvvetlerin konumları ve yönleri.....	50
Şekil 4.9. Düz shaft kırığında uygulanan kuvvetlere bağlı kemik yapısında ve kırık hattı arayüzeyinde oluşan deformasyon.	51
Şekil 4.10. Düz shaft kırığında uygulanan 2N-12N büyüklüğündeki kuvvetlerin kırık hattı ara yüzeyinde oluşturduğu deformasyon değerleri.	52
Şekil 4.11. Düz shaft kırığında uygulanan 2N-12N büyüklüğündeki kuvvetlerin kırık hattı arayüzeyinde oluşturduğu gerilme değerleri.....	52
Şekil 4.12. Açılı shaft kırığında farklı mesafelerden uygulanan kuvvetlerin yerleri ve yönleri.....	53
Şekil 4.13. Düz shaft kırığında kuvvet noktalarına uygulanan kuvvetlere bağlı kemik yapısında ve kırık hattı arayüzeyinde oluşan deformasyon.	54
Şekil 4.14. Açılı shaft kırığında kuvvet noktalarına uygulanan 2N-10N büyüklüğündeki kuvvetlerin oluşturduğu kırık hattı ara yüzeyinde oluşturduğu deformasyon değerleri.....	54
Şekil 4.15. Açılı shaft kırığında kuvvet noktalarına uygulanan 2N-10N büyüklüğündeki kuvvetlerin kırık hattı arayüzeyinde oluşturduğu gerilme değerleri.....	55
Şekil 4.16. Metakarp boyun kırığı modellenmesinde kuvvet noktalarına eşit mesafelerden uygulanan kuvvetlerin yerleri ve yönleri.	55

Şekil 4.17. Metakarpal boyun kırığında kuvvet noktalarına uygulanan kuvvetlere bağlı kemik yapısında ve kırık hattı arayüzeyinde oluşan deformasyon.	56
Şekil 4.18. Metakarpal boyun kırığında kuvvet noktalarına uygulanan 2N-16N kuvvetlerinin oluşturduğu kırık hattı ara yüzeyinde oluşturduğu deformasyon değerleri.....	57
Şekil 4.19. Metakarpal boyun kırığında kuvvet noktalarına uygulanan 2N-16N büyüklüğündeki kuvvetlerin kırık hattı arayüzeyinde oluşturduğu gerilme değerleri.....	57
Şekil 4.20. Metakarp boyun kırığında kuvvet noktalarına farklı mesafelerden uygulanan kuvvetlerin yerleri ve yönleri.	58
Şekil 4.21. Metakarp boyun kırığında kuvvet noktalarına uygulanan kuvvetlere bağlı kemik yapısında ve kırık hattı arayüzeyinde oluşan deformasyon.	59
Şekil 4.22. Metakarp boyun kırığında kuvvet noktalarına uygulanan 2N-20N kuvvetlerinin oluşturduğu kırık hattı ara yüzeyinde oluşturduğu deformasyon değerleri.....	59
Şekil 4.23. Metakarp boyun kırığında kuvvet noktalarına uygulanan 2N-20N büyüklüğündeki kuvvetlerin kırık hattı arayüzeyinde oluşturduğu gerilme değerleri.....	60
Şekil 5.1. Düz metakarp kırığına eşit mesafeden uygulanan kuvvetlere bağlı maksimum deformasyon değişim grafiği.....	62
Şekil 5.2. Düz metakarp kırığına eşit mesafeden uygulanan kuvvetlere bağlı maksimum gerilme değerleri değişim grafiği.	63
Şekil 5.3. Düz metakarp kırığına farklı mesafelerden uygulanan kuvvet değişimine bağlı maksimum deformasyon değeri değişim grafiği.....	64
Şekil 5.4. Düz metakarp kırığına farklı mesafelerden uygulanan kuvvet değişimine bağlı maksimum gerilme değerleri değişim grafiği.	65
Şekil 5.5. Açılı metakarp kırığına farklı mesafelerden uygulanan kuvvet değişimine bağlı oluşan maksimum deformasyon değeri değişim grafiği.	66
Şekil 5.6. Metakarp açılı shaft kırığına farklı mesafelerden uygulanan kuvvet değişimine bağlı maksimum gerilme değerleri değişim grafiği.....	67
Şekil 5.7. Metakarp boyun kırığına eşit mesafelerden uygulanan kuvvet değişimine bağlı oluşan maksimum deformasyon değeri değişim grafiği.	68
Şekil 5.8. Metakarp boyun kırığına eşit mesafelerden uygulanan kuvvet değişimine bağlı maksimum gerilme değerleri değişim grafiği.	69
Şekil 5.9. Metakarp boyun kırığına farklı mesafelerden uygulanan kuvvet değişimine bağlı oluşan maksimum deformasyon değeri değişim grafiği.	70
Şekil 5.10. Metakarp boyun kırığına eşit mesafelerden uygulanan kuvvet değişimine bağlı maksimum gerilme değerleri değişim grafiği.	71
Şekil 5.11. Metakarp düz shaft kırığı modellemelerinde kuvvet değişimine bağlı gerilme değerleri değişim grafiği.	73
Şekil 5.12. Metakarp açılı shaft kırığı modelinde kuvvet değişimine bağlı gerilme değerleri değişim grafiği.	74
Şekil 5.13. Metakarp boyun kırığı modellemelerinde kuvvet değişimine bağlı gerilme değerleri değişim grafiği.	75

BEŞİNCİ METAKARPAL KIRIKLARININ TEDAVİSİ İÇİN YENİ BİR YAKLAŞIM GELİŞTİRİLMESİ

ÖZET

Üst ekstremitte fonksiyonlarının yerine getirilmesinde kilit rol oynayan eller, gelişmiş fonksiyonlarını merkezi sinir sistemi ve kas sistemi ile koordineli olarak gerçekleştirir. Elin arkasında, avuç içi boyunca parmak tabanlarına kadar uzanan 5 adet metakarpal kemik bulunur. Metakarpal kemikler birden beşe kadar rakamlarla ifade edilir. Birinci metakarpal başparmak metakarpi olmak üzere serçe parmak metakarpi beşinci metakarpaldır. Metakarpal kemikler elin yapısını oluşturan en uzun kemiklerdir.

Metakarpi kırıkları tüm üst ekstremitte kırıklarının %40'ını oluşturur. Bu kırıklar içerisinde en sık rastlanılanı ise %10'luk dilimle 5. metakarpi boyun kırıklarıdır. Metakarpi kemik kırıklarının sınıflandırılması uzun kemik kırıkları sınıflandırılmasına benzerlik gösterir. Metakarpi kırıkları genellikle kapalı kırıklardır ve kapalı redüksiyonla tedavi edilebilmektedirler. Metakarpi kemik kırıkları kırığın anatomik yerine göre baş, boyun, shaft ve taban kırıkları olarak sınıflandırılabilir. Metakarpi kırıkları arasında en sık rastlanılan kırık türü boyun kırıklarıdır. Birinci metakarpal kemik eklem stabilitesinin daha az olması sebebiyle daha fazla hareket kabiliyetine sahiptir ve birinci metakarpi kırıklarının tedavisi genellikle açık redüksiyon gerektirir. Birinci ve beşinci metakarpal dışındaki metakarplar yanlarındaki metakarplarla eklem oluşturmalarından dolayı çift taraflı stabildir. Beşinci metakarpal kemikler, birinci metakarplar gibi elin kenar kısmında yer almasından ve dördüncü metakarpi ile tek taraftan sabitlenmesinden dolayı kırılma ihtimali daha yüksek metakarplardır. Elin kapalı yumruk şeklinde sert bir yere çarpması sonucu kuvvet metakarpi başından metakarpi boynuna aktarılır ve kırılma genellikle boyunda veya shaftta (gövdede) gerçekleşir. Kırığın gerçekleşme şekline göre 4. ve 5. metakarpi boyun kırıkları genellikle "Boksör kırığı" olarak adlandırılmaktadır.

Metakarpal kemik kırıklarının gerçekleşmesinin ardından ağrı, şişlik, morarma, eli hareket ettirmede ve kullanmada zorlanma gibi şikayetlerle acile başvuran hastalarda doğru teşhisin konulabilmesi için klinik ve radyolojik muayenelerin yapılması gereklidir. Yapılan muayenelerin ardından tedavi süreci planlanmaktadır. Kırığın doğru şekilde kaynaması için kırık kemik parçalarının eski konumuna yakın şekilde hizalanması ve bu hizanın kaynama sürecince korunması gereklidir. Ayrıca seçilen tedavi yönteminin bölgedeki diğer yapılara zarar vermemesi gerekmektedir. Tedavinin amacı kabul edilebilir kemik dizilimi, kaynaşmış kemik yapısı ve el fonksiyonlarının optimal düzeyde geri kazanımıdır.

Kemik kırıldıktan sonra kendini yenileyebilecek yeteneğe sahiptir. Kırık iyileşmesi iç içe geçmiş 3 evreden oluşur. Bu evreler; inflamasyon(yangı) evresi, onarım(reperasyon) evresi ve yeniden şekillenme (remodeling) evresidir. Evreler arasında en kısa süren inflamasyon evresi iken en uzun süren evre yeniden şekillenme evresidir. Kırık kemik parçaları arasındaki mesafe istenilen yakınlıktaysa ve gerekli biyolojik ve biyomekanik şartlar sağlanmışsa, kırık hattında öncelikle bir hematoma oluşumu görülür. Bölgedeki hematoma olgunlaşmasıyla kolajen bir matriks ve

damarlanma oluşur. Farklılaşma yeteneğine sahip mezenkimal kök hücreler bölgeye gelerek kondrositlere dönüşür ve kırıkta yapıda bir onarım dokusu oluşturur. Süreç yeterli mekanik özelliklere sahip olmayan kırıkta yapıdaki kallusun kemik dokuya dönüşmesi ile sonlanır. Kemik iyileşmesinin doğru şekilde gerçekleşebilmesi için tedavi süreci gözlemlenmelidir.

Kırık, oluşum şekline ve anatomik yerine bağlı olarak kapalı veya açık şekilde redükte edilebilir. Malrotasyonun görülmediği, minimal düzeyde yer değiştirmenin saptandığı basit kırıklarda tercih edilen tedavi yöntemi alçı, atel ve splintlemedir. Kapalı redüksiyon ile kırık kemik parçaları olması gerektiği pozisyona alınır ve kırık kemiklerin kaynaşması için bu pozisyonda sabit kalması sağlanır. Hastanın yaşına, cinsiyetine ve diğer fizyolojik özelliklerine bağlı olmakla birlikte genel olarak 3-6 hafta sonunda kemik iyileşmesi görülmektedir. Bu süreç istenmeyen durumlarla karşılaşmamak için radyolojik muayenelerle takip edilmeli, gerekirse cerrahi olarak müdahale edilmelidir. Açık kırık söz konusuysa kırığın durumundan ve açık yaranın enfekte olma riskinden ötürü genellikle ameliyat gereklidir. Kemiklerin hizalanması ve yeterli redüksiyonun sağlanması için operatif yöntemler gerektiren kırıklar genellikle çoklu, parçalı, malrotasyona sahip, kapalı olarak redükte edilemeyen veya yer değiştirmenin gözlemlendiği kırıklardır. Dahili fiksasyon adı verilen yöntemle kemiğe iyileşebileceği pozisyonda kalması için çeşitli yöntemlerle metal parçalar yerleştirilir. Bu yöntemler; Kirschner teli (K teli) ile tespit tekniği, intraosseöz tel, interfragmanter vida, plak ve vidalar, intramedüller tespit ve eksternal fiksatör olarak sınıflandırılabilir.

Yapılan literatür çalışmalarında kallus üretiminin gerçekleştiği kırık iyileşmesinin erken onarım safhasında, mekanik ortamın hedeflenen şekilde ayarlanmasının ve kemiğe harici olarak belli aralıklarla uygulanan aksenal yüklemenin iyileşme tepkisini arttırdığı, kaynama sürecini hızlandırdığı ve iyileşme komplikasyonlarını azalttığı sonucuna varılan çalışmalar görülmüştür.

Çalışma, açık redüksiyon gerektirmeyen beşinci metakarp kırıklarının tedavisi için 3 nokta fiksasyonunu temel alan bir splint tasarımını içermektedir. 3 nokta fiksasyonu metodu, iki parçayı katı bir şekilde birleştirmek için yapılan statik bir metottur. Bu yöntemde, iki baskı noktası rotasyon eksenini üzerinden uygulanırken, üçüncü baskı bu iki noktaya uygulanan baskı kuvvetini dengeleyecek şekilde rotasyon eksenini altından zıt yönde uygulanmaktadır. Amaç iki parçayı kaymalara müsaade etmeden denge şartına sahip üç tane kuvvetle bir arada tutmaktır. Baskı uygulanacak noktalar ve uygulanacak baskı kuvveti doğru seçilmelidir. Literatürde insan dokularına zarar verecek basınç kuvvetinin 25 MPa ve üzerindeki kuvvetler olduğu tanımlanmaktadır. Bu doğrultuda, beşinci metakarpal kemik kırıklarını sabitleyecek ve kemik iyileşmesine katkıda bulunacak uygun büyüklükteki kuvvetlerin uygulanmasına imkân tanıyacak 3D bir splint tasarımı CAD modelleme metodu ile gerçekleştirildi. Gerekli büyüklükteki kuvveti uygulayabilmek için, istenilen boyutta ve sertlikte üretilebilmesi avantajlarından ötürü yay kullanımına karar verilmiştir. Vidalara entegre şekilde kullanılması yayların istenilen baskıyı uygulayacak şekilde sıkıştırılmasını ve planlanan noktada sabit kalmasını sağlayacaktır. Tasarlanan splint modelinde kırık bölgesine yaylar aracılığıyla kuvvet uygulanabilmesi için elin iç ve dış kısmında ele temas edecek şekilde kanallar oluşturulmuştur. Modellemesi tamamlanan splint, termoplastik esaslı ve biyouyumlu bir filament olan PLA ile FDM tipi bir 3D yazıcı kullanılarak üretilmiştir.

Uygulanacak kuvvetlerin test edilebilmesi için CAD modelleme yöntemi ile kalibrasyon mekanizması (ölçüm sistemi) tasarlanmıştır. Kalibrasyon

mekanizmasında, uygulanan kuvvetlerin kuvvet sensörü ile ölçülebilmesi için mevcut splint tasarımını destekleyecek bir yapı eklenmiştir. Kalibrasyon mekanizmasının üretimi 3D yazıcı kullanılarak yapılmıştır. Kalibrasyon testi ise, vida ve yay ile oluşturulan baskı kuvvetinin hassas bir sensör yardımıyla tespit edilmesini sağlamaktadır. Bu sistemde Arduino kiti sayesinde LCD ekran üzerinde sensörden elde edilen kuvvet değerleri Newton cinsinden görüntülenmektedir.

Vida ve yay aracılığıyla uygulanan kuvvetlerin kemikte meydana getireceği mekanik etkilerin incelenmesi için SOLIDWORKS paket programı ile 5 farklı metakarp kırık yapısı oluşturulmuştur. Oluşturulan bu modellerin sonlu elemanlar analizleri ANSYS yazılımı kullanılarak yapılmıştır. Kırıklar açılı ve açısız olmak üzere iki farklı şekilde modellenmiş ve boyun ve shaft kırığı olmak üzere iki farklı kırık tipine göre tasarlanmıştır. Kuvvet uygulanırken açılı ve açısız kırık tiplerinde farklı mesafeler dikkate alınmıştır. Açısız shaft kırığında, açılı shaft kırığında ve boyun kırığında, 6 mm ve 9 mm olmak üzere iki farklı mesafeden kuvvet uygulanmıştır. 3 nokta fiksasyonu prensibine bağlı olarak uygulanan bu kuvvetleri dengeleyecek şekilde uygulanan tepki kuvvetlerinin büyüklüğü belirlenirken cilt dokusuna zarar vermeyecek şekilde 2-20 N aralığında seçilmiştir. Değişen kuvvet etkisiyle oluşan deformasyon ve Von Mises gerilme değerleri grafiksel olarak incelenmiştir. Kuvvete bağlı olarak değişen, maksimum deformasyon ve gerilme değerleri tablo ve grafikler yardımıyla karşılaştırılmıştır. Bu tablo ve grafikler incelendiğinde, kuvvetin artmasına bağlı olarak deformasyon ve gerilme değerlerinin de arttığı gözlemlenmiştir.

DEVELOPMENT OF A NEW APPROACH FOR THE TREATMENT OF FIFTH METACARPAL FRACTURES

SUMMARY

Hands, which play a key role in performing upper extremity functions, perform their advanced functions in coordination with the central nervous system and muscular system. There are 5 metacarpal bones on the back of the hand, extending along the palm to the bases of the fingers. Metacarpal bones are expressed as numbers from one to five. The first metacarpal is the thumb metacarpal, and the little finger metacarpal is the fifth metacarpal. Metacarpal bones are the longest bones that make up the structure of the hand.

Metacarpal fractures constitute 40% of all upper extremity fractures. The most common of these fractures are 5th metacarpal neck fractures, accounting for 10%. The classification of metacarpal bone fractures is similar to the classification of long bone fractures. Metacarpal fractures are generally closed fractures and can be treated with closed reduction. Metacarpal bone fractures can be classified as head, neck, shaft and base fractures according to the anatomical location of the fracture. The most common type of metacarpal fractures are neck fractures. The first metacarpal bone has greater mobility due to less joint stability, and treatment of first metacarpal fractures usually requires open reduction. Metacarpals except the first and fifth metacarpals are bilaterally stable because they form a joint with the metacarpals next to them. The fifth metacarpal bones are metacarpals that are more likely to break because they are located on the edge of the hand, like the first metacarpals, and are fixed from one side with the fourth metacarpal. As a result of the hand striking a hard place in the form of a closed fist, the force is transferred from the metacarpal head to the metacarpal neck, and the fracture usually occurs in the neck or shaft (body). Due to the way the fracture occurs, 4th and 5th metacarpal neck fractures are often called "Boxer fractures".

Clinical and radiological examinations are necessary to make the correct diagnosis in patients who apply to the emergency department with complaints such as pain, swelling, bruising, and difficulty in moving and using the hand after metacarpal bone fractures. Following the examinations, the treatment process is planned. In order for the fracture to heal properly, the broken bone pieces must be aligned close to their previous position and this alignment must be maintained throughout the healing process. In addition, the chosen treatment method should not damage other structures in the area. The aim of treatment is acceptable bone alignment, fused bone structure and optimal recovery of hand functions.

Bone has the ability to regenerate itself after being broken. Fracture healing consists of three intertwined phases. These stages; inflammation phase, repair phase and remodeling phase. Among the stages, the shortest is the inflammation phase, while the longest is the remodeling phase. If the distance between the broken bone fragments is close to the desired level and the necessary biological and biomechanical conditions are met, a hematoma formation will first occur at the fracture line. As the hematoma in the area matures, a collagen matrix and vascularization are formed. Mesenchymal

stem cells with the ability to differentiate come to the area and transform into chondrocytes and form a cartilage-shaped repair tissue. The process ends with the transformation of the cartilaginous callus, which does not have sufficient mechanical properties, into bone tissue. In order for bone healing to occur properly, the treatment process must be observed.

The fracture can be reduced closed or open, depending on its formation and anatomical location. The preferred treatment method for simple fractures where malrotation is not observed and minimal displacement is detected is plaster, splint and splinting. With closed reduction, the broken bone pieces are placed in the required position and they are ensured to remain fixed in this position for the broken bones to fuse. Although it depends on the patient's age, gender and other physiological characteristics, bone healing is generally observed after 3-6 weeks. This process should be followed by radiological examinations to avoid undesirable situations and, if necessary, surgical intervention should be performed. If there is an open fracture, surgery is usually required due to the condition of the fracture and the risk of the open wound becoming infected. Fractures that require operative methods to align the bones and achieve adequate reduction are generally multiple, comminuted, malrotated, those that cannot be reduced closed or where displacement is observed. With the method called internal fixation, metal pieces are placed in the bone using various methods to keep it in a position where it can heal. These methods; Fixation technique with Kirschner wire (K wire) can be classified as intraosseous wire, interfragmentary screw, plate and screws, intramedullary fixation and external fixator.

In the literature studies, it has been observed that in the early repair phase of fracture healing, where callus production occurs, targeted adjustment of the mechanical environment and axial loading applied externally to the bone at regular intervals increase the healing response, accelerate the union process and reduce healing complications.

The study includes a splint design based on 3-point fixation for the treatment of fifth metacarpal fractures that do not require open reduction. The 3-point fixation method is a static method to join two parts rigidly. In this method, two pressure points are applied over the rotation axis, while the third pressure is applied in the opposite direction under the rotation axis to balance the pressure force applied to these two points. The aim is to hold the two parts together with three forces that have a balance condition, without allowing them to slide. The points to be applied and the pressure force to be applied must be selected correctly. In the literature, the pressure force that will damage human tissues is defined as forces of 25 MPa and above. In this direction, a 3D splint design that would fix the fifth metacarpal bone fractures and allow the application of appropriately sized forces that would contribute to bone healing was carried out using the CAD modeling method. In order to apply the required force, it was decided to use springs due to the advantages of being produced in the desired size and hardness. Using it integrated with the screws will ensure that the springs are compressed to apply the desired pressure and remain fixed at the planned point. In the designed splint model, channels were created on the inside and outside of the hand to contact the hand so that force can be applied to the fracture area through springs. The modeled splint was produced using PLA, a thermoplastic-based and biocompatible filament, using an FDM type 3D printer.

In order to test the forces to be applied, a calibration mechanism (measurement system) was designed using the CAD modeling method. A structure has been added to the

calibration mechanism to support the existing splint design so that the applied forces can be measured with the force sensor. The production of the calibration mechanism was made using a 3D printer. The calibration test enables the pressure force created by the screw and spring to be detected with the help of a sensitive sensor. In this system, thanks to the Arduino kit, the force values obtained from the sensor are displayed in Newton on the LCD screen.

In order to examine the mechanical effects of the forces applied through screws and springs on the bone, 5 different metacarpal fracture structures were created with the SOLIDWORKS package program. Finite element analyzes of these created models were performed using ANSYS software. Fractures are modeled in two different ways, angled and non-angled, and designed for two different fracture types: neck and shaft fractures. When applying force, different distances were taken into account in angled and non-angled fracture types. In nonangle shaft fracture, angled shaft fracture and neck fracture, force was applied from two different distances, 6 mm and 9 mm. While determining the magnitude of the reaction forces applied to balance these forces based on the principle of 3-point fixation, the range of 2-20 N was chosen so as not to damage the skin tissue. The deformation and Von Mises stress values resulting from the changing force were examined graphically. Maximum deformation and stress values, varying depending on the force, were compared with the help of tables and graphs. When these tables and graphs were examined, it was observed that deformation and stress values increased depending on the increase in force.

1. GİRİŞ

Eller, insan vücudunda merkezi sinir sistemi ve kas sistemi ile koordine olarak çalışan; kavrama, kullanma ve ince motor becerilerinin gerçekleştirilmesini sağlayan; üst ekstremitte fonksiyonlarının kilit noktasını oluşturan organlardır[5][6]. El bileğinde yer alan karpal kemiklerde, avuç içeri boyunca uzanan metakarpal kemiklerde veya parmakları oluşturan falanks kemiklerinde meydana gelecek tahribatlar el fonksiyonlarının istenildiği gibi yerine getirilememesine sebep olur. Elin normal işleyişinin tekrar kazanılması için klinik ve radyolojik yöntemlerle doğru teşhisin konulup doğru tedavinin uygulanması gereklidir.

Tüm üst ekstremitte kırıklarının %40'ını metakarpal kırıklar oluşturur. Serçe parmağı ile bilek kemikleri arasında yer alan beşinci metakarpal kemik en kenarda yer alması nedeniyle daha savunmasızdır ve darbelerden daha çabuk etkilenir. Elin en uzun kemikleri olan metakarpal kemiklerde meydana gelen kırılmalar, elin kapalı yumruk şeklinde sert bir yüzeye vurulması veya düşmeler sonucunda meydana geldiği için "Boksör Kırığı" olarak adlandırılırlar. Boksör kırıkları genellikle darbenin şiddetinin metakarp başından boyun bölgesine ve gövdeye aktarılması sonucu bu kısımlarda gerçekleşir. Kemik bütünlüğünün tekrar sağlanabilmesi için kırık kemik parçaları doğru şekilde hizalanmalı ve kaynama gerçekleşinceye kadar bu pozisyonda stabil kalmalıdır. Kırık kapalı kırık ve kırılma sonucunda ciddi bir açılma veya yer değiştirme söz konusu değilse tedavi operatif olmayan yöntemlerle gerçekleştirilebilir. Bunun için alçı, atel, splint gibi kapalı redüksiyon yöntemleri kullanılabilir.

Bu çalışmada splint tasarımı kapsamında 3 noktalı sabitleme prensibine dayalı, kemik iyileşmesinin erken onarım safhasında yumuşak kallus oluşumunu desteklemesi için uzmanlarca belirlenen oranda baskı kuvveti uygulayacak şekilde bir splint modeli tasarlanmıştır. Bunun için CAD yazılımı aracılığıyla modellenen splintin üretimi 3D yazıcı aracılığıyla gerçekleştirilmiştir. Kırık hattına baskı kuvveti uygulanması için vida ve yayların kullanılması düşünülmüştür.

Tasarlanan splintin test edilebilmesi için bir kalibrasyon mekanizması tasarlanarak arduino ve ince film kuvvet sensörü aracılığıyla vidanın adım sayısının değiştirilmesi ile uygulanan kuvvet Newton cinsinden ölçülmüştür.

Tasarımı ve üretimi gerçekleştirilen splintin uyguladığı baskı yükünün kemikte meydana getireceği deformasyon ve gerilmeler sonlu elemanlar analizi ile test edilmiştir. Bunun için dört farklı kırık modeli tasarlanmış ve cilde zarar vermeyecek büyüklükte uygulanan farklı yük durumlarında meydana gelen değişimler incelenmiştir.

2. KAYNAK ARAŞTIRMASI

2.1. Kemik Yapısı ve Özellikleri

Diş minesinden sonra vücudun en sert yapısı olan kemik, doku iskelet sisteminin temel birimidir. Son derece karmaşık bir yapıya sahip olan kemik, doğal kompozit bir malzemedir. Sahip olduğu mekanik özellikler, yapısında bulunan sert inorganik ve dayanıklı organik bileşenlerin karışımından kaynaklanmaktadır. Kemikler, dışta kemik zarı tarafından çevrelenmiş kemik doku ve kemik iliğinden oluşan damar ve sinirleri de içeren yapılardır. Dinamik bir yapı olan kemik aynı zamanda kendini yenileyebilme özelliğine sahiptir.

Kemikler kan hücrelerinin oluşumunu sağlayan kemik iliğini içerisinde barındırmasının yanı sıra, hem hayati organları dış etkenlere karşı korumakta, hem de kaslarla birlikte vücudun destek ve hareket mekanizmasını oluşturmaktadır.

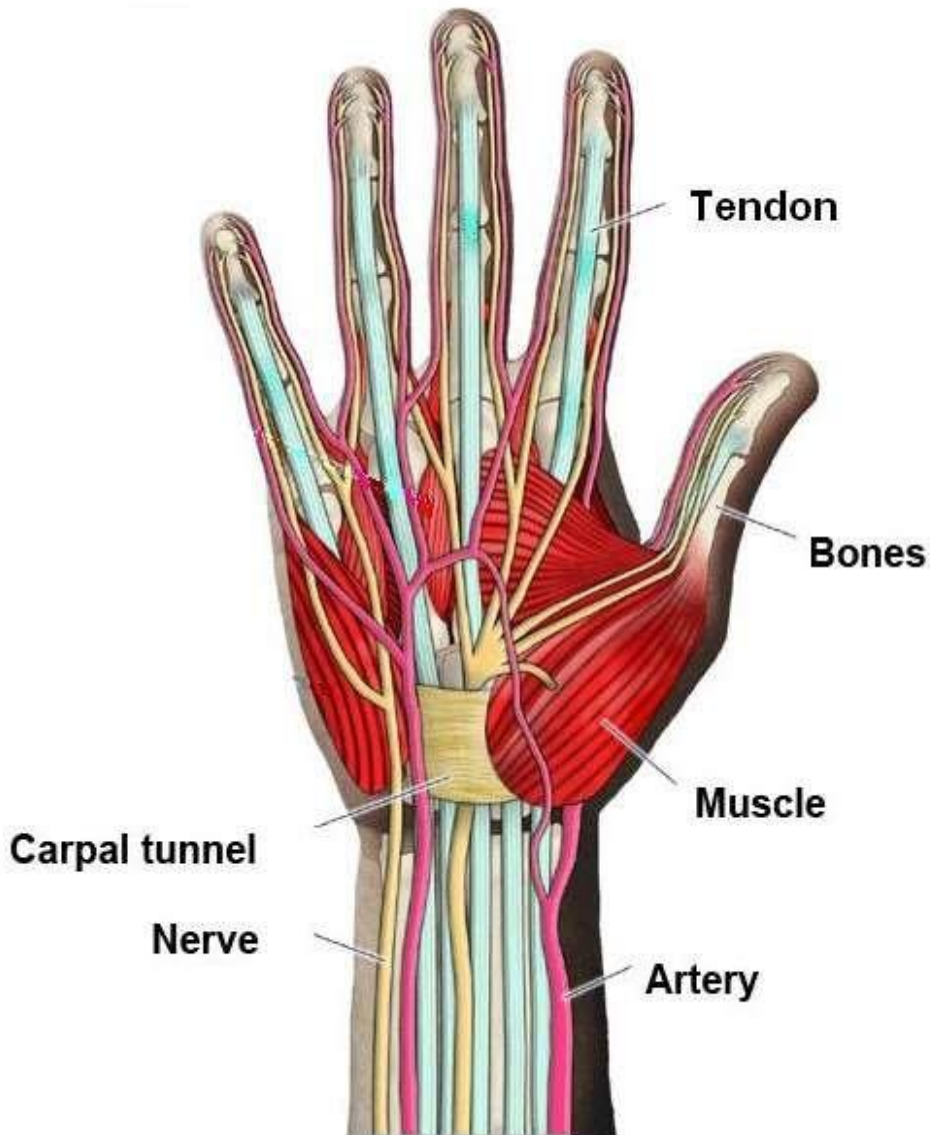
Vücudun %17'sini oluşturan kemikler şekilleri itibariyle uzun, kısa, yassı ve düzensiz olarak isimlendirilmektedir. Kaval, ön kol, pazı, dirsek, uzun kemiklere; el bileği ve el parmakları kısa kemiklere; kafatası, kalça, kürek kemikleri yassı kemiklere ve omurlar da düzensiz kemiklere örnek olarak verilebilir[1][2][3].

2.2. El Anatomisi

Eller, insan vücudunda merkezi sinir sistemi ile koordine olarak çalışan kavrama, kullanma ve stabilite işlevlerinin yanı sıra yazma, çizme gibi ince motor eylemlerini yerine getirebilecek fonksiyonlara sahip üst ekstremiteye bilek aracılığıyla bağlanan organlardır. Üst ekstremitate fonksiyonlarının kilit noktasını oluşturan eller, bu gelişmiş fonksiyonları merkezi sinir sistemi ve kas sistemi ile koordine olarak yürütmektedir[5][6].

El ve el bileği kemikleri, kaslar, kan damarları ve karpal kemiklerin önünde konumlanmış, parmakların hareket mekanizmasını oluşturan tendon ve sinirleri içeren karpal tünelden oluşmaktadır. Tendonlar, kemiklerin eklem bölgelerini bir arada tutmaya yaramaktadır. Yumuşak dokunun hareket kabiliyeti kaslar sayesinde sağlanır. Kaslar kemiklere tendon adı verilen distal uzantılarla bağlanmıştır. Kaslar ve

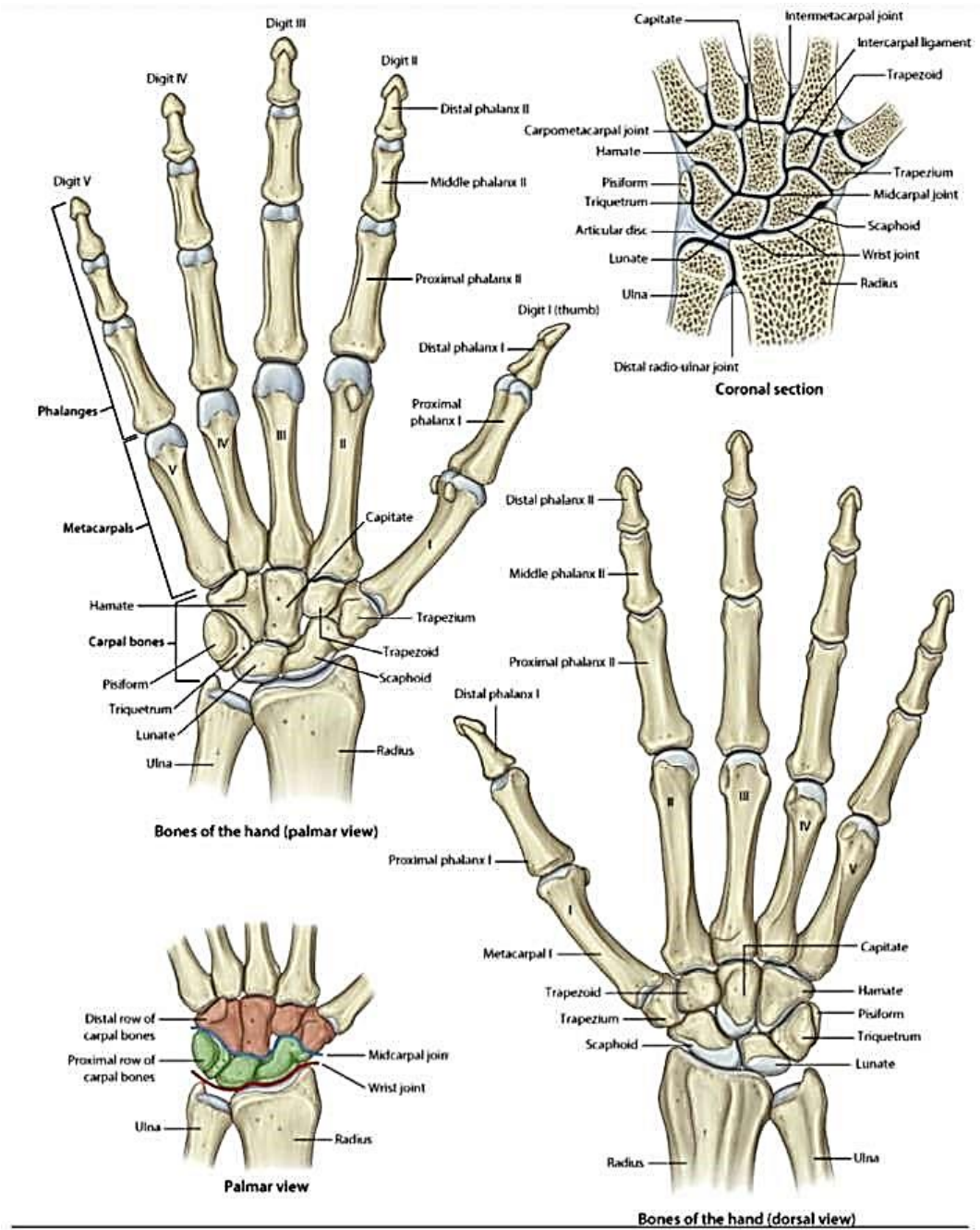
tendonlar; fleksiyon, ekstansiyon, abdüksiyon, addüksiyon ve rotasyon hareketlerinin gerçekleştirilmesinde rol oynamaktadır. Sinirler, merkezi sinir sistemi uyaranlarını kaslara iletmekle görevli elektriksel ağ sisteminin yollarıdır. Elin hareket mekanizması önkoldan çıkan radial, median ve ulnar adı verilen üç ana sinirle sağlanmaktadır. Vücut dokuları için hayati önem taşıyan kan, kalpten damarlar aracılığıyla taşınmaktadır. Parmaklar ve avuç içi, radial ve ulnar arterlerin ele girdikten sonra birleşerek yüzeysel ve derin dallar oluşturmasıyla beslenmektedir[7][8]. Şekil 2.1’de el ve el bileğinin basit anatomisi gösterilmiştir [4].



Şekil 2.1. El ve el bileğinin basit anatomisi [4].

El ve el bileği iskeleti; 8 adet karpal, 5 adet metakarpal ve 14 adet falanks adı verilen parmak kemiğinden oluşmaktadır. El ve önkolun birleşim noktasında bulunan el

bileği, önkoldaki radius ve ulna kemiklerinin eldeki karpal kemiklerle buluştuğu yerdir. Ayaktaki metatarsal kemiklere karşılık gelen ve elin arkasında parmak tabanlarına kadar avuç içi boyunca uzanan 5 adet metakarpal kemik bulunmaktadır. Parmakları oluşturan falanks kemiklerinden başparmakta 2 adet diğer dört parmakta ise üçer adet bulunur. Falanks kemikleri parmak tabanından parmak ucuna doğru konumlarına göre proksimal, orta ve distal falanks olarak adlandırılmaktadır. İki kemiğin birleştiği hareketli noktalar eklemleri oluşturur[7][8]. Şekil 2.2’de el ve el bileği iskelet yapısı gösterilmiştir [5].



Şekil 2.2. El ve el bileği iskeleti [5].

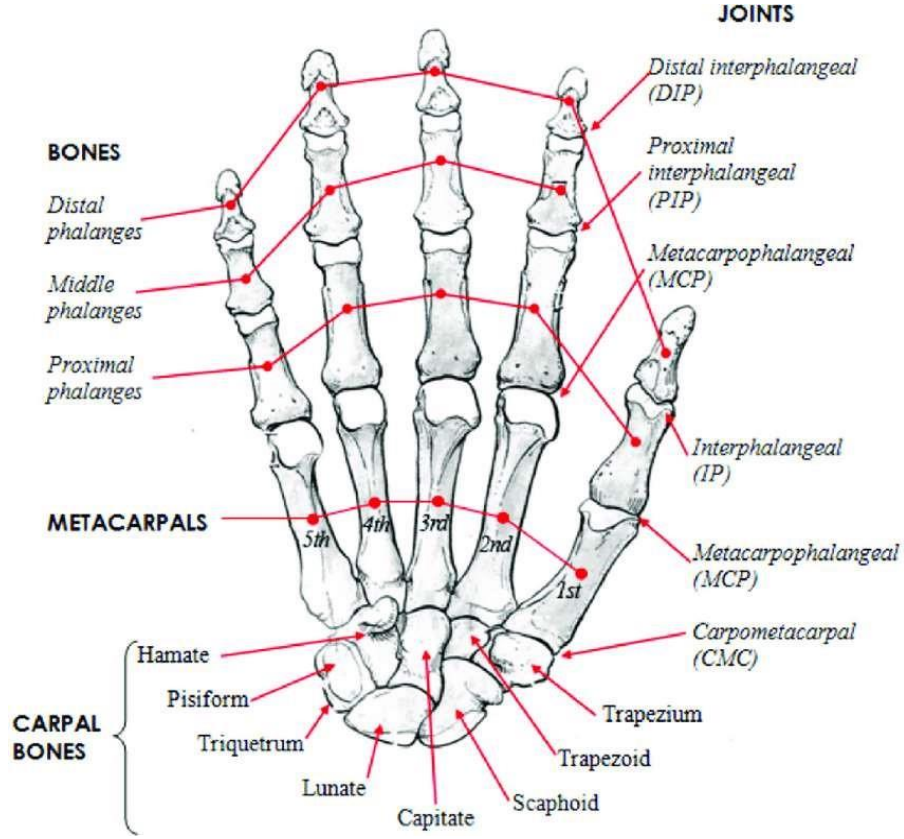
2.3. Metakarpal Kemikler ve Kırık Türleri

Bu kısımda metakarpal kemikler ve tüm üst ekstremitte kırıklarının %40'ını oluşturan metakarpal kemik kırıkları incelenmiştir.

2.3.1. Metakarpal kemikler

Elin anatomik yapısında, karpal kemiklerden başlayarak parmak kemiklerinin tabanlarına kadar avuç içi boyunca uzanan 5 adet metakarpal kemik bulunmaktadır. Metakarpal kemikler birden beşe kadar rakamlarla ifade edilmektedir. Birinci metakarpal başparmak olmak üzere serçe parmak beşinci metakarpal olarak adlandırılmaktadır. Metakarpal kemikler geniş bir taban, içerisinde medullar kanalın bulunduğu gövde, baş ve boyun kısımlarından oluşmaktadır. Metakarpal kemikler, baş kısmında proksimal falanks kemikleri ile tabanda ise karpal kemiklerle eklem oluşturmaktadır. Başparmak metakarpal kemiği yani birinci metakarpal sadece karpal kemikle eklem oluştururken, diğer metakarplarla eklem oluşturmaz[10].

Metakarpal kemiklerden en hareketli olanı kendine özgü yapısıyla birinci metakarp yani başparmak metakarpidir. İkinci ve üçüncü metakarplar karpometakarpal eklemlerle oldukça sıkı bir bağ kurarlar bu yüzden hareketleri oldukça kısıtlıdır. Dördüncü metakarpal %15 hareket kabiliyetine sahipken beşinci metarpal kemiklerin hareket kabiliyeti %25'tir [11]. Şekil 2.3'te bu yapıları açıklamak amacıyla el kemikleri ve eklemleri gösterilmiştir [9].

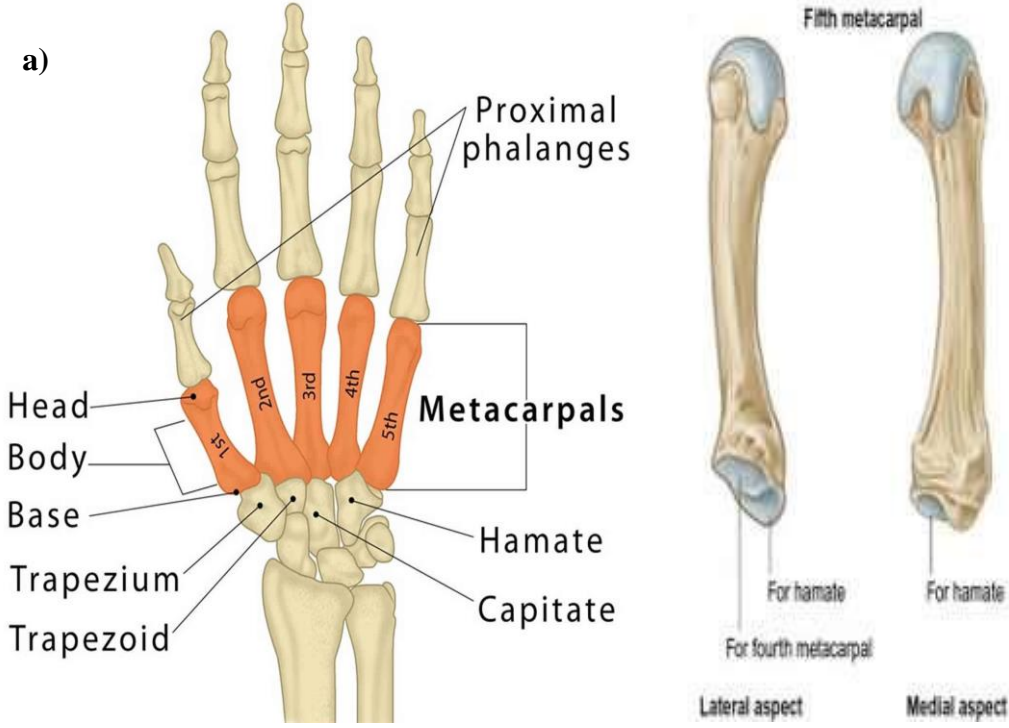


Şekil 2.3. El kemikleri ve eklemleri [9].

2.3.2. Beşinci metakarpal kemik

Beşinci metakarpal kemik, tabanda karpal kemiklerden hamate üst kısmında ise beşinci proksimal falanks kemiğinin distali arasında yer alır. Beşinci metakarpal, beşinci proksimal falanksın distaliyle eklem yaparken, aynı zamanda dördüncü metakarpal proksimalde eklem yapmaktadır [10]. Şekil 2.4'te el iskelet anatomisinde metakarpal kemiklerin pozisyonu [11] ve beşinci metakarpal kemiğin yapısı [12] gösterilmiştir.

The Metacarpal Bones



Şekil 2.4. a) El iskelet anatomisinde metakarpal kemiklerin pozisyonu [11] b) Beşinci metakarpal kemiğin yapısı(Sol) [12].

2.3.3. Metakarpal kemik kırıklarının sınıflandırılması

Bu kısımda; kırığın tanımı, metakarpal kemik kırıkları ve metakarpal kırıkların gerçekleştiği anatomik yerlere göre sınıflandırılması incelenmiştir.

2.3.3.1. Kırık Tanımı

Kemik bütünlüğüne internal veya eksternal yönde kuvvet uygulanması sonucunda kemik dokusunda ayrışma meydana gelerek kemiğin yapısal bütünlüğünün bozulmasına neden olabilmektedir. Uygulanan kuvvetin oluşturduğu etki, kemikte çatlama veya kırığa neden olmaktadır. Oluşan bu kırıklar tek hat şeklinde olabileceği gibi çoklu kırık hattı şeklinde de oluşabilmektedir.

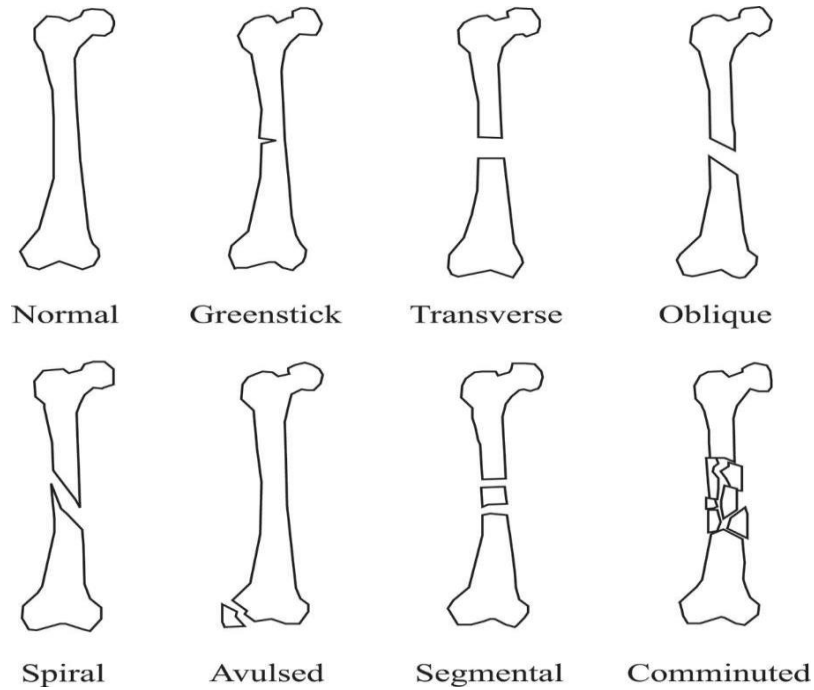
Kuvvet etkisi ve neticesinde oluşan kırık çevre doku ve organlarda da hasara neden olabilmektedir. Uygulanan kuvvetin şiddetine bağlı olarak komşu eklemlerde de hasarlar meydana gelebilmektedir[13].

2.3.3.2. Metakarpal kemik kırıkları

Vücuttaki kemik yapılarının bütünlüğünü kaybetmesi olarak adlandırılan kırıkların %10'unu metakarp ve falanks kırıkları oluşturmaktadır. Metakarpal kırıklar, üst

ekstremitte kırıklarının %40'ını kapsamaktadır. Metakarpal kırıklar içerisinde de %10'luk dilimle en sık rastlanılan 5. metakarp boyun kırığıdır. Metakarp kırıkları genel olarak travmalara bağlı olarak gerçekleşmektedir. Bu travmaların yönü ve şiddeti oluşacak kırığın yeri ve şeklini belirlemektedir. Strese bağlı metakarpal kırıklar, sporcularda veya kemikte tekrarlı yüklemelere sebep olabilecek durumlarda ortaya çıkmaktadır. Metakarpal kırıklar genellikle kapalı kırıklardır. Yani kemik bütünlüğü bozulmasına rağmen kemiğin herhangi bir parçası deri bütünlüğüne zarar vermemiştir. Kırık oluşumundan sonra hastada meydana gelebilecek semptomlar ağrı, şişlik, morarma, uyuşukluk, hareket kaybıdır ve şekil bozukluğudur. Eğer kırık açık kırıkta bu semptomlara yara ve kesik de eşlik eder [14][15].

Metakarp kemik kırıklarının sınıflandırılması uzun kemik kırıkları sınıflandırılmasına benzerlik göstermektedir. Kırıklar, kırık hattının dış ortamla ilişkisine bağlı olarak açık veya kapalı olabileceği gibi kırık hattının sayısına bağlı olarak tek veya birden fazla kırık hattına sahip olabilmektedir. Kırık türüne göre ise; tamamlanmamış bir kırık söz konusuysa yeşil çubuk, kapalı ve şekil itibarıyla birbirine benzeyen bir hat oluşturuyorsa transvers(enine)-oblik(eğik)-spiral kırık, eklem yakınında meydana geldiyse avülse kırık, üç kemik parçası oluşturuyorsa segmental kırık ve karmaşık bir yapı sergiliyorsa parçalı kırık olarak isimlendirmektedir [16]. Şekil 2.5'te, uzun kemik kırıklarının sınıflandırılması ait bir görsel verilmiştir [16].

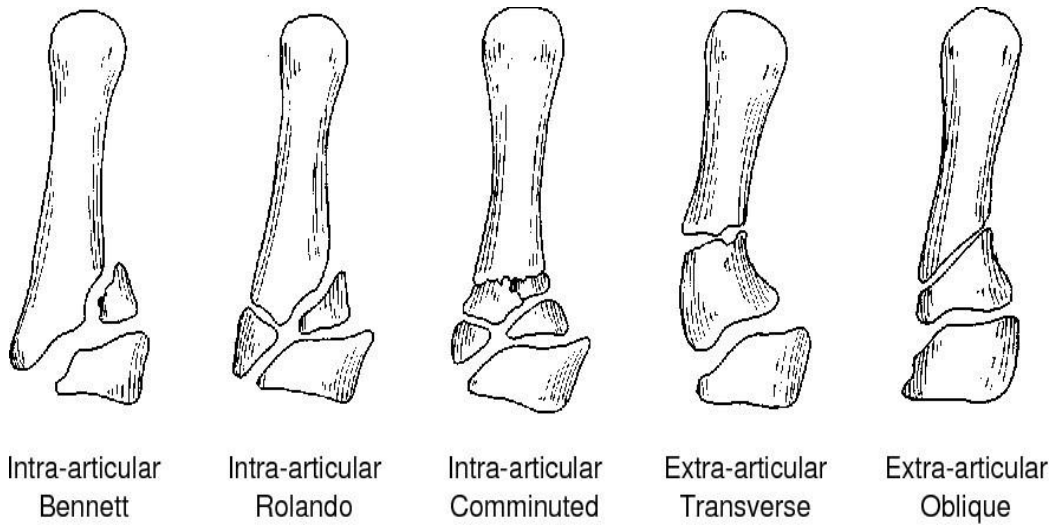


Şekil 2.5. Uzun kemik kırıklarının sınıflandırılması [16].

- **Birinci metakarpal kırık türleri**

Metakarpal kemik kırıklarında başparmak metakarpal kemiği yani birinci metakarp hariç diğer metakarp kırıkları benzerlik göstermektedir. Birinci metakarpalın eklem stabilitesinin daha az olması onun daha rahat hareket edebilmesini sağlar. Ayrıca başparmak ve serçe parmağın elin kenar kısımlarında yer alması kırılma olasılıklarını arttırmaktadır. Başparmak metakarp kırıkları baş, gövde(shaft) ve taban olmak üzere üç kısma ayrılmaktadır [17].

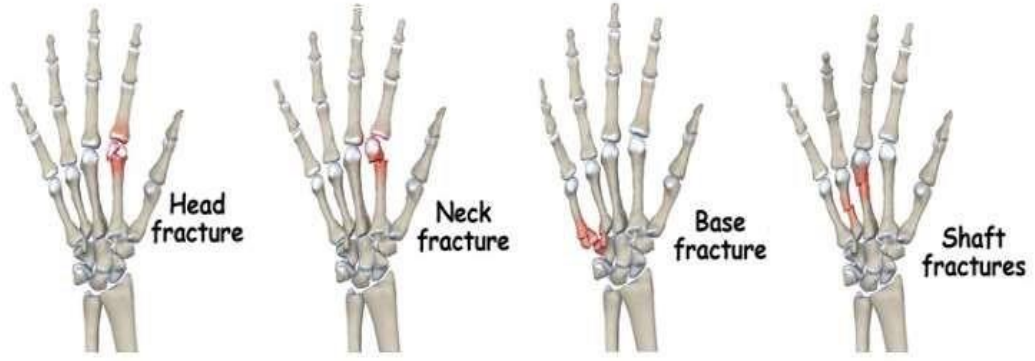
Birinci metakarpal kemiğın taban kısmında meydana gelen iki kırık türü özel olarak isimlendirilmiştir. Bunlar, Bennett kırığı ve Rolando kırığıdır. Bennett kırığı, stabil olmayan parçalı kırıklardır ve konservatif veya cerrahi müdahale gerektirmektedir. Rolando kırığı ise Bennett kırığına benzemekle birlikte dorsal bir fragman kırığı da içerdiğinden Y veya T şeklinde konfigüre edilmektedir. Bennett kırığında olduğu gibi konservatif veya cerrahi müdahalelerle tedavi edilmektedir [18]. Şekil 2.6'da, birinci metakarpal kemik kırık türleri gösterilmiştir [19].



Şekil 2.6. Birinci metakarpal kemik kırık türleri [19].

- **Diğer metakarpal kemik kırıkları**

İkinci, üçüncü, dördüncü ve beşinci metakarpal kırıklar kırığın anatomik yerine göre baş, boyun, shaft(gövde) ve taban(bazis) kırıkları olmak üzere dört grupta incelenmektedir. Avuç içi oluşumunda rol oynayan bu kemiklerin, el fonksiyonlarının optimum şekilde devamlılığı için tedavi edilmesi gerekmektedir. Şekil 2.7'de anatomik konumlarına göre metakarpal kemik kırık türleri gösterilmiştir [20].



Şekil 2.7. Anatomik konumlarına göre metakarpal kemik kırık türleri [20].

- **Metakarpal baş kırıkları**

Metakarpal kemiklerin proksimal falanks kemikleri ile eklem yaptıkları bölgede yani, metakarpalın kafa bölgesinde meydana gelen kırık türüdür. Elin yumruk yapılarak sert bir şekilde bir yere vurulması veya düşme sonucu oluşabilmektedir. Parçalı olabileceği gibi deri bütünlüğünün bozulmasıyla açık kırık haline de gelebilmektedir. Şekil 2.8’de anatomik olarak metakarpal kemik kırık türleri gösterilmiştir [21].

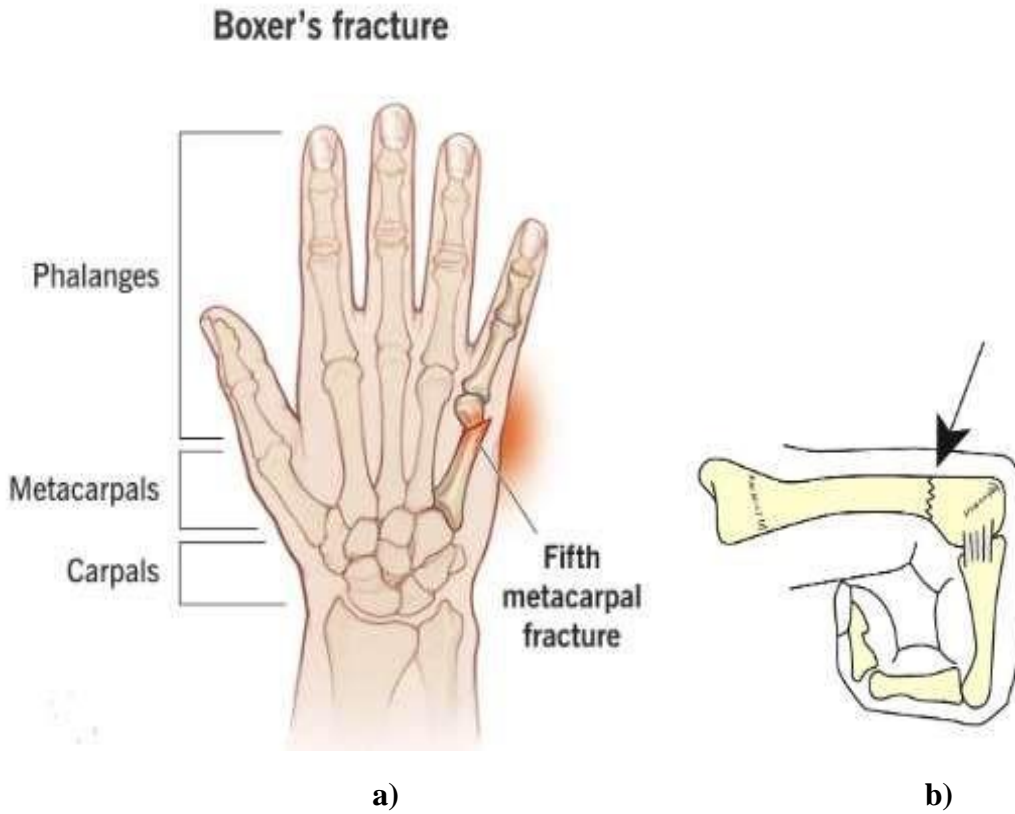


Şekil 2.8. Metakarpal Baş Kırıkları [21].

- **Metakarpal boyun kırıkları**

Tüm metakarp kırıkları arasında en sık görülen kırık türüdür. Elin kapalı yumruk şeklinde bir yere çarpması sonucu kuvvet metakarp başından boyuna aktarılır ve kırılma boyunda gerçekleşir. Dördüncü ve beşinci metakarpta daha sık rastlanılır. Elin birine veya bir cisme sıkı bir yumrukla vurulması sonucu gerçekleştiği ve daha çok boks yapan sporcularda görüldüğü için ‘‘Boksör kırığı’’ olarak da adlandırılmaktadır. Beşinci metakarp dışındaki parmaklar çift taraflı stabildir. Beşinci metakarpın en kenarda yer alması, tek taraftan sabitlenmesine dolayısıyla kırılma ihtimalinin daha yüksek olmasına neden olmaktadır.

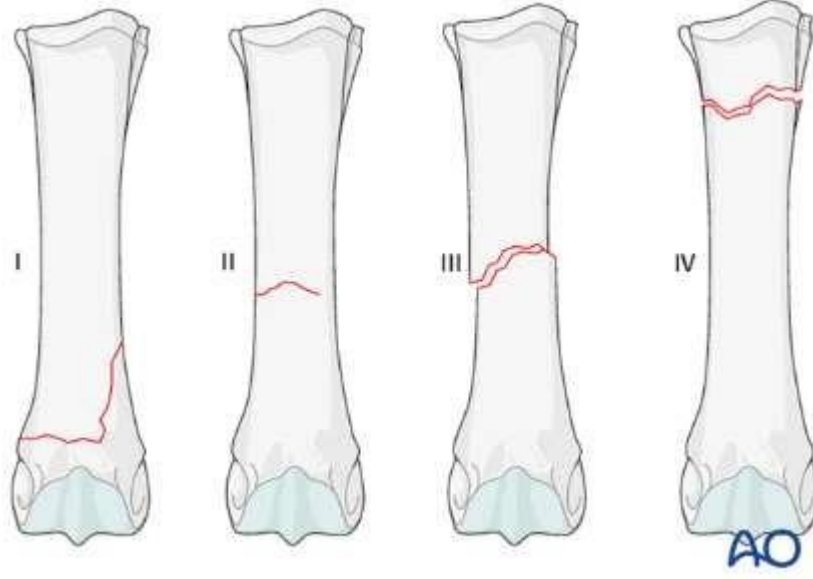
Metakarpal boyun kırıkları 1938'de Jahss tarafından tarif edilen ve ismini alan Jahss manevrası ile redükte edilebilmektedir. Bu manevrada MP ve PIP eklemleri 90 dereceye kadar esnetilmekte ve proksimal falanks üzerine baskı uygulanarak metakarp başı üzerinde dorsal bir kuvvet oluşturulmaktadır. Kırığın yerine oturtulması ile atel, alçı veya splint tedavisi uygulanabilmektedir[10]. Şekil 2.9'da, yaygın olarak karşılaşılan ve boksör kırığı olarak bilinen kırık[21] ve Jahss Manevrası gösterilmiştir [23].



Şekil 2.9. a) Boksör Kırığı [21], b) Jahss Manevrası [23].

- **Metakarpal shaft kırıkları**

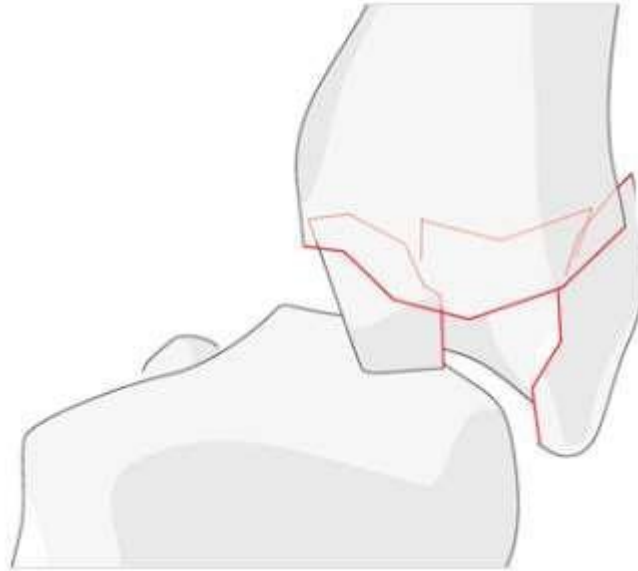
Metakarpalın gövdesinde meydana gelen kırıklardır. Kemik enine, eğik, spiral ve parçalı olarak kırılabilir. Şekil 2.10'da metakarpal shaft kemik kırık türleri gösterilmiştir.



Şekil 2.10. Metakarpal shaft kemik kırık türleri [24].

- **Metakarpal taban kırıkları**

Taban kırıkları kuvvetli aksenal yük sonucunda meydana gelirler ve metakarpın eklemlere bağlar yardımıyla sıkıca tutunmasından ötürü genellikle stabil kırıklardır. İkinci ve üçüncü metakarpın karpometakarpal eklemlerin, üçüncü ve dördüncü metakarpa göre daha sıkı olmalarından ötürü bu kırık yapıları daha kararlıdır [21][22]. Şekil 2.11’de metakarpal taban kırığı gösterilmiştir [24].



Şekil 2.11. Metakarpal Taban Kırığı [24].

2.4. Metakarpal Kemik Kırıklarında Kullanılan Tanı ve Tedavi Yöntemleri

Bu kısımda metakarpal kemik kırıklarının teşhisinde kullanılan tanı yöntemlerinden ve tanının konulmasının ardından uygulanabilecek tedavi yöntemlerinden bahsedilmiştir.

2.4.1. Metakarpal kırıklarda tanı

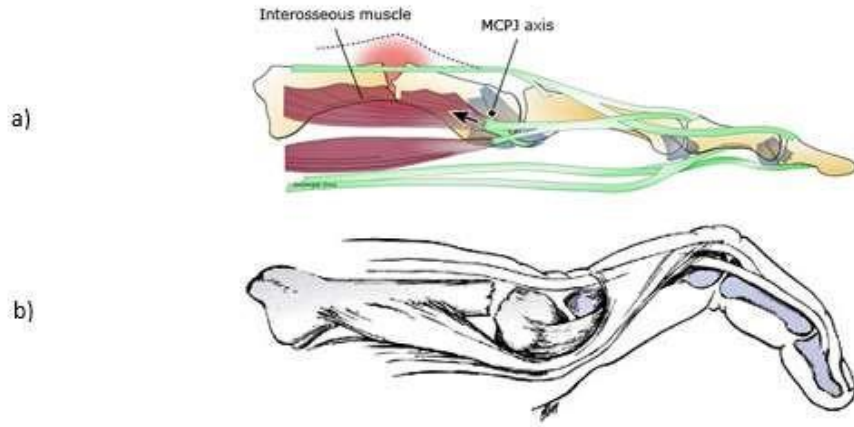
Darbe etkisi sonucu metakarpal kırık meydana geldikten sonra hissedilen ağrı ve acı hissiyle birlikte hastalarda genellikle şişlik, morluk, hassasiyet, eli hareket ettirmede ve kullanmada zorlanma görülebilir. Eğer, elde şekil bozukluğu gözleniyorsa yer değiştirmiş kırık ve çıkıklar mevcuttur. Metakarp kırıklarının %10'unu kapsayan ve boksör kırığı olarak nitelendirilen beşinci metakarp boyun kırığına sahip hastalarda dönme deformitesi yani serçe parmağın yüzük parmağının üzerinden veya altından geçmesi olayı gözlemlenebilir. Metakarp kırıklarının tedavi edilebilmesi için önce doğru teşhisin konulması gereklidir. Bu teşhis için genellikle acillerde klinik muayene sonrasında kesin tanı için radyolojik muayene yapılmaktadır. Kemik kırılmasına osteoporozun da etkili olmasından dolayı bazı durumlarda DEXA veya DXA olarak isimlendirilen kemik yoğunluğu testi yapılabilmektedir [22] [25].

2.4.1.1. Klinik muayene

Metakarp kırık şüphesi taşıyan hastalar fiziksel ve radyolojik olarak muayene edilmelidir. Fiziksel muayenede değerlendirilmesi gereken noktalar; cilt bütünlüğü, kemik deformitesi, elin ve etkilenen parmakların nörovasküler muayenesi ve malrotasyondur.

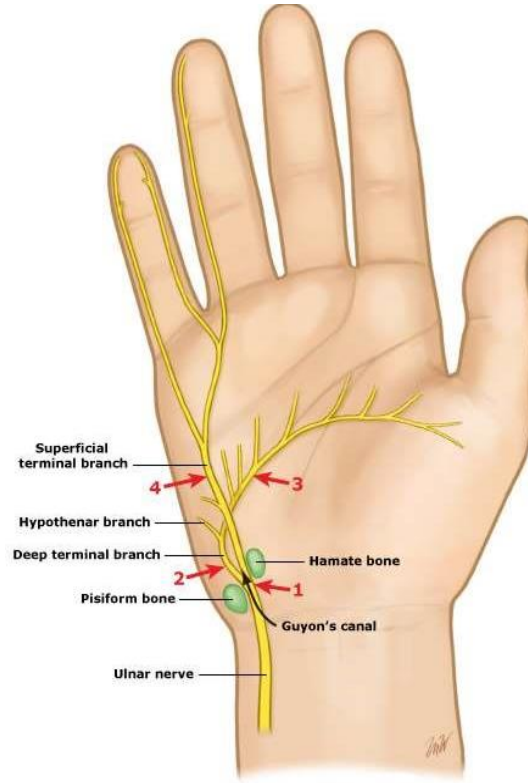
- Cilt bütünlüğünde, darbe noktasının yakınında ve özellikle metakarp başında darbe etkisiyle oluşmuş yara ve kesiklere bakılmalıdır. Cilt bütünlüğün bozulmasındaki sebep darbenin şiddeti ve darbenin temas ettiği yüzeyden kaynaklanabileceği gibi çoklu kırık oluşumundan da kaynaklanabilir. Boksör kırıklarında cilt bütünlüğü yumruğun rakibin dişlerine temas etmesinden kaynaklı bozulabilir ve bu durum 'dövüş ısırığı' olarak isimlendirilir. Bu tür yaralanmalarda enfeksiyona karşı önlem almak için yara ilk olarak bol su ile dezenfekte edilmelidir.
- Kemik deformitesinde, metakarpta yer değiştirme ve dorsal açılanmanın olup olmadığına bakılmalıdır. Yer değiştirme gerçekleşmişse, kırılan metakarp olması gereken anatomik bölgede değildir ve dönme deformitesi gerçekleşmiş

olabilir. Boksör kırıklarında apeks- dorsal açılanma gözlenmektedir. Kırılma sonucunda metakarpofalangeal eklem (MCP) hasar görmüş veya normal işlevini yerine getiremiyor olabilir. Bu sebeple el rahat konumda iken metakarpofalangeal eklem (MCP) hiperekstansiyonda, proksimal interfalangeal eklem (PIP) ise fleksiyondadır. Bu durum ‘psödo pençe’ yani ‘yalancı pençe’ olarak isimlendirilir. Şekil 2.12’de, metakarp kırığında oluşan apeks-dorsal açılanma ve metakarp kırığı sonrasında meydana gelen yalancı pençe gösterilmiştir [26].



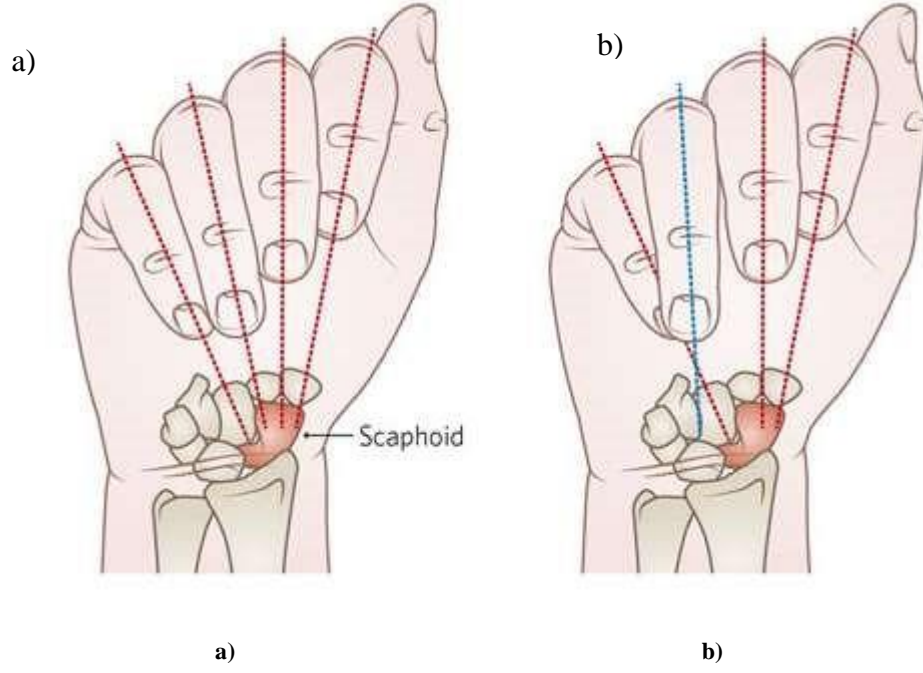
Şekil 2.12. a) Metakarp Kırığında Oluşan Apeks-Dorsal Açılanma, b) Metakarp Kırığı Sonrasında Meydana Gelen Yalancı Pençe [26].

- Elin ve etkilenen parmakların nörovasküler muayenesinde, nörovasküler bütünlüğün hala sağlandığından emin olmak için yaralanmanın olduğu bölgede arteriyel beslememenin varlığına ve duyu-motor fonksiyonların işleyişine bakılır. Büyük çaplı bir kırık ve yer değiştirme söz konusu değilse veya kırık ulnar sinirin motor dalına yakın kısımda yer alan dördüncü ve beşinci metakarpların tabanında oluşmamışsa genelde nörovasküler bütünlük korunmaktadır. Şekil 2.13’de ulnar sinirin ana dalları ve sinir hasarıyla ilgili klinik sendromun 4 ana bölgesi gösterilmiştir [26].



Şekil 2.13. Ulnar sinirin ana dalları ve sinir hasarıyla ilgili klinik sendromun 4 ana bölgesi [26].

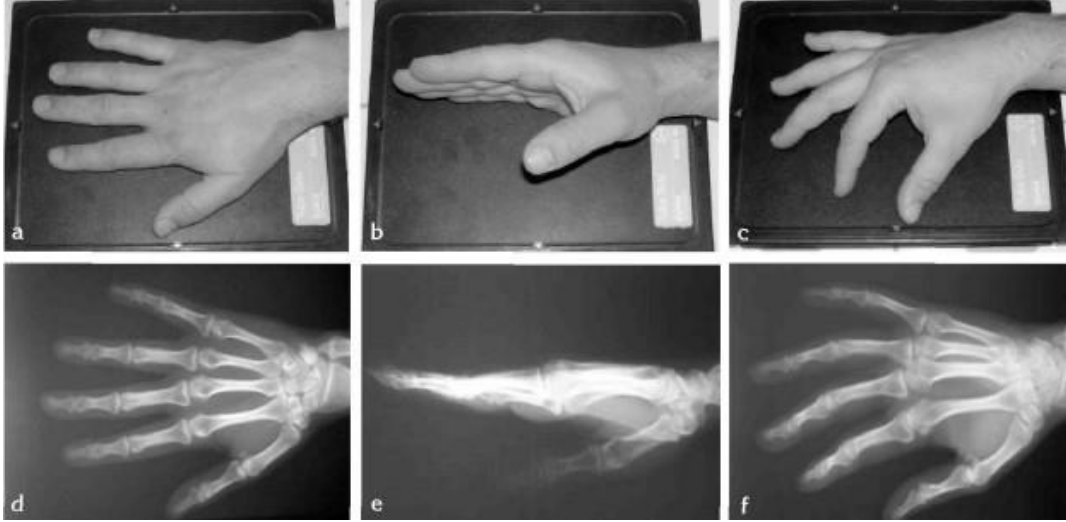
- Malrotasyonda, parmakların rotasyonel hizalarına bakılır. Sağlam bir elde, yarı sıkılmış yumruk durumundayken yani MCP ve PIP eklemleri 90 derece fleksiyonda iken parmakların aksenel çizgileri bilek yakınında birleşir. Metakarp kırığının gerçekleştiği durumda ise, kırığa sahip parmağın aksenel çizgisi diğerlerinden farklılaşmış durumdadır. Malrotasyonun varlığı yer değiştirme ve fonksiyonel bozuklukların habercisi olabilir. Herhangi bir malrotasyonun tespit edilmesi durumunda cerrahi tetkikler yapılmalıdır[26][27]. Şekil 2.14’de, sağlam bir elde fleksiyonda olan MCP ve PIP eklemlerinin aksenel çizgileri ve dördüncü metakarp kırığına sahip bir elde aksenel çizginin farklılaşması gösterilmiştir [28].



Şekil 2.14. a) Sağlam bir elde fleksiyonda olan MCP Ve PIP eklemlerinin aksenal çizgileri bilek yakınında birleşir, b) dördüncü metakarp kırığına sahip bir elde aksenal çizginin farklılaşması [28].

2.4.1.2. Radyolojik muayene

Doğru tedavi planının oluşturulabilmesi için doğru teşhisin konulması gerekmektedir. Metakarpal kırık tedavisinde kırığın kesin tanısı için fiziksel muayenenin ardından radyolojik muayene yapılmalıdır. Radyolojik muayene için genel olarak röntgen kullanılır. Radyografik incelemede daha doğru bir sonuç almak için posterior-anterior(PA), oblik ve lateral olmak üzere 3 yönlü görüntüleme yapılır. Röntgen görüntülerinin yeterli olmadığı veya daha ayrıntılı görüntülemenin istendiği durumlarda 3 boyutlu görüntüleme yapan bilgisayarlı tomografi(BT) cihazlarından faydalanılmaktadır [21][25]. Şekil 2.15’de, sol elin PA, oblik ve lateral radyografisi gösterilmiştir [29].



Şekil 2.15. Sol elin PA, Oblik ve Lateral radyografisi [29].

2.4.2. Metakarpal kırıklarda tedavi

Elin karmaşık olan farklı hareket edebilme kabiliyeti anatomik bütünlüğünün bozulması sonucu gerektiği gibi yerine getirilememektedir. Bu kabiliyetlerin tekrar kazanılabilmesi için bu bütünlüğün olması gerektiği gibi sağlanması gerekmektedir. Bu bütünlüğün bozulmasına neden olan durumlardan biri metakarpal kırıklardır. Kırığın durumu, konumu ve açılanma olup olmaması tedavi yöntemini belirleyen unsurlardandır.

Kemiğin kaynaması, hizalandığı şekilde stabil kalmasına bağlıdır. Bunun için seçilen tedavi yönteminin bölgedeki diğer yapılara zarar vermemesi gerekmektedir. Tedavinin amacı, kabul edilebilir kemik diziliminin korunması, kaynaşmış kemik yapısı ve el fonksiyonlarının optimal düzeyde geri kazanımıdır. Tartışmalı bir konu olmakla birlikte, hareket kabiliyeti diğer metakarplara göre daha az olan ikinci ve üçüncü metakarpların tolere edilebilecek açılanma miktarı yaklaşık %15'tir. Bu açılanma dördüncü metakarpta %35 ve beşinci metakarpta %50 oranında hareket kısıtlamasına çok fazla engel olmayacağı için tolere edilebilmektedir [30].

Birndorf ve arkadaşları, metakarp boyun kırığı sonrasında meydana gelen açılanmanın ne kadar tolere edilebileceği konusunda taze insan kadavralarının ellerinde bir çalışma yapmıştır. Kontrollü bir biyomekanik model yardımıyla kırık açısını 0 ile 90 derece arasında her değişim 10 derecelik açıya karşılık gelecek şekilde arttırarak değiştirmişlerdir. Yapılan ölçümler sonucunda 30 dereceyi aşan açılanmanın el mekaniği ve işlevi üzerinde olumsuz etkileri olduğu sonucuna varmışlardır [31].

Taşbaş ve arkadaşları, yaptıkları çalışma sonucunda beşinci metakarp boyun kırıklarında kabul edilebilir açıl değer karmaşasının varlığının standart olmayan oblik el radyografileri kullanılmasına bağlı olabileceğini ifade etmişlerdir [32].

2.4.2.1. Operatif olmayan tedavi yöntemleri

Malrotasyonun görülmediği, minimal düzeyde yer değiştirmenin saptandığı basit kırıklarda tercih edilen tedavi yöntemi alçı, atel ve splintlemedir. Bu yöntemde, kapalı redüksiyon ile kırık kemik parçaları olması gerektiği pozisyona alınmakta ve kemik kaynamasının gerçekleşmesi için bu pozisyonda sabit kalması sağlanmaktadır. Hastanın yaşına, cinsiyetine ve diğer fizyolojik özelliklerine bağlı olmakla birlikte genel olarak 3-6 hafta sonunda kemik iyileşmesi görülmektedir. Bu süreç istenmeyen durumlarla karşılaşmamak için radyolojik muayenelerle takip edilmeli, gerekirse müdahale edilmelidir.

Oxley ve arkadaşları; ikinci, üçüncü, dördüncü ve beşinci metakarplarında 39 kırık bulunan 33 hasta üzerinde bir inceleme yapmıştır. Hastalara 24 gün boyunca el bazlı fonksiyonel splint tedavisi uygulanmış ve hastalar 5 ay boyunca klinik olarak izlenmiştir. Splint sayesinde kırık redüksiyonun başarılı bir şekilde sürdürüldüğü ve elin fonksiyonel hareketinin devam ettiği görülmüştür. Tedavi sonrasında kemik hizalanmasının başarılı bir şekilde gerçekleştiği tespit edilmiştir [33].

2.4.2.1. Operatif tedavi yöntemleri

Açık kırık söz konusuysa kırığın durumundan ve açık yaranın enfekte olma riskinden ötürü genellikle ameliyat tedavisi gereklidir. Kemiklerin hizalanması ve yeterli redüksiyonun sağlanması için operatif yöntemler gerektiren kırıklar, genellikle çoklu, parçalı, malrotasyona sahip, kapalı olarak redükte edilemeyen veya yer değiştirmenin gözlendiği kırıklardır. Dahili fiksasyon adı verilen yöntemle kemiğe iyileşebileceği pozisyonda kalması için çeşitli yöntemlerle metal parçalar yerleştirilir. Bu yöntemler; **Kirschner teli(K teli) ile tespit tekniği**, ilk olarak 1953 yılında Vam Saal tarafından uygulanmıştır. Rotasyonu önleyebilmek adına paslanmaz çelik malzemeden yapılmış iki K teli kırık hattında çapraz şekilde birbirine konumlandırılır. Ucuz ve basit bir yöntemdir ancak teller oldukça ince oldukları için stabiliteyi azdır. Ayrıca ekstansör tendon sorunlarına ve MCP sertliğine neden olabilmektedirler.

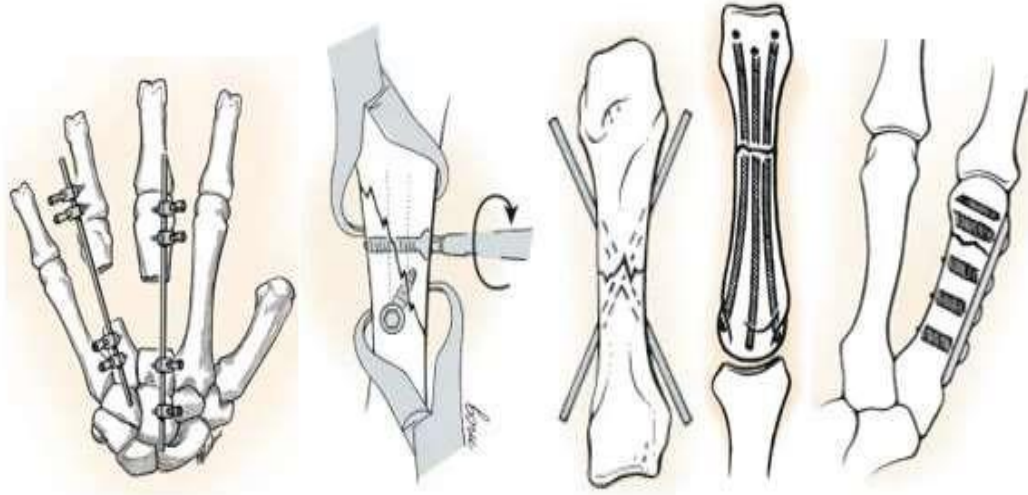
İntraosseöz tel, tek başına kullanılabileceği gibi K teli ile birlikte de kullanılabilir. Baskı ve destekleme gücü daha fazladır.

İnterfragmanter vida, genellikle shaft kırıklarında kullanılan bir yöntemdir. Sabitleme işleme AO prensiplerine göre yerleştirilmiş 2 adet vida ile gerçekleştirilmektedir.

Plak ve vidalar ile yapılan tedavi yöntemi teknik olarak zordur. Kemikleri bir arada tutmak için dorsalden veya lateralden uygulanan ince film metal plakanın vidalanması prensibine dayanmaktadır.

İntramedüller tespit, K tellerinden yapılmış 3 veya 5 adet çivi ile medüller kanalın doldurulması prensibine dayanmaktadır. Beşinci metakarp boyun kırıklarında ve distal uzantılı cisim kırıklarında kullanılan bu yöntem iyi bir stabilizasyon sağlamaktadır.

Eksternal fiksator, ilk olarak 1960 larda Micks ve Hagar tarafından dizayn edilmiş, 1970 lerde ise Jaquet tarafından el kırıklarında kullanılmaya başlanmıştır. Genellikle enfekte olmuş defektli kırıklarda kullanılır ancak eklem sertliğine sebep olmasından ötürü çok sık tercih edilmemektedir [21][29][34]. Şekil 2.16'da metakarpal kırıklarda kullanılan operatif yöntemler sembolik olarak gösterilmiştir [35].



Şekil 2.16. Metakarpal kırıklarda kullanılan operatif yöntemlerin sembolik gösterimi [35].

Şekil 2.17'de ise metakarpal kırıklarda kullanılan operatif yöntemlerin uygulama sonrası alınmış radyografik görüntüleri verilmiştir [36].



Şekil 2.17. Metakarpal kırıklarda kullanılan operatif yöntemlerin radyoğrafi görüntüsü [36].

Alina Fatima ve arkadaşları tarafından buldukları hastanede 97 hasta üzerinde gerçekleştirdikleri bir çalışmada, hastalar kırık tespit yöntemine göre üç yöntemle tedavi edilmiştir. Birinci grupta K telleri, ikinci grupta vida ve üçüncü grupta plakalar kullanılarak kırık tespiti yapılmıştır. Çalışma sonucunda tüm gruplarda kırık kaynaması açısından önemli bir fark görülmezken, K teli ile tedavisi gerçekleştirilen

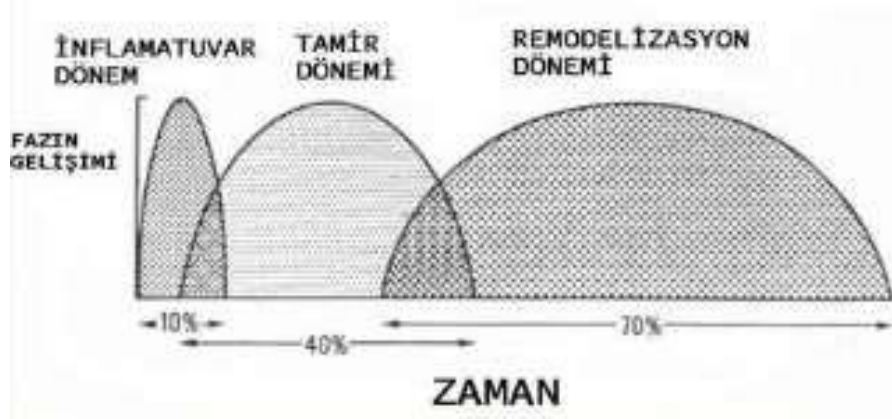
hastalarda açıklığın daha az ve kavrama kabiliyetinin daha iyi olduğu görülmüştür [37].

Chiu ve arkadaşları 21 yapay metakarpal kemikte yatay eğik metakarpal shaft kırıkları oluşturmuş ve bu kırıkları iki lag vida, normal bir plaka ve bir kilitleme vidası olmak üzere 3 yöntemle sabitlemiştir. Yapılan mekanik testler sonucunda 3 yöntemde de benzer fiksasyon sonuçlarına rastlandığını ifade etmişlerdir [38].

Eldeki bir eklem kırılması durumunda, kırılan eklem cerrahlar tarafından çıkarılarak yerine yapay bir eklem yerleştirilebilir. Metakarp kırıkları için nadiren ihtiyaç durulan bu yöntem **artroplasti** adı verilir. Parçalanmış veya büyük oranda yer değiştirmiş metakarp kırıklarında tedaviye istenilen cevap alınamamışsa, kırık bölge olması gerektiği gibi iyileşmiyorsa **kemik greft**lerine ihtiyaç duyulabilir. Bu yöntemde kırık bölgesine ek kemik dokusu yerleştirilir. Bu kemik doku hastanın kendisinden veya uyumlu bir donörden alınabileceği gibi yapay greftler de kullanılabilir. Kemik iyileşmesi için hizalanan kemikler atel veya alçı kullanılarak stabil hale getirilmelidir [30].

- **Kırık kemik dokusunun onarımı**

Kemik dokusu kırılmadan sonra kendini yenileyebilecek potansiyele sahiptir. Kırık kemik iyileşirken, bu bölgede büyük miktarda biyomekanik ve biyokimyasal olay gerçekleşmektedir. Kırık hattının doğru şekilde hizalanması ve kırık iyileşmesi boyunca hareketsiz kalması gerekmektedir. Kemikte iyileşme direkt(primer) veya indirekt(seconder) olarak iki şekilde gerçekleşebilir. Nadiren görülen primer iyileşme doğal biyomekanik koşulların sonucudur. Genellikle kemiklerde sekonder iyileşme görülür. Sekonder iyileşmede kırık kemik dokunun kendini yenilemesi iç içe geçmiş 3 evrede gerçekleşir. Bu evreler; inflamasyon(yangı) evresi, onarım(reperasyon) evresi ve yeniden şekillenme(remodeling) evresidir. Evreler arasında en kısa süren inflamasyon evresi iken en uzun süren yeniden şekillenme evresidir. Şekil 2.18'de hastalarda kırık iyileşmesinin evreleri grafiksel olarak gösterilmiştir [39].

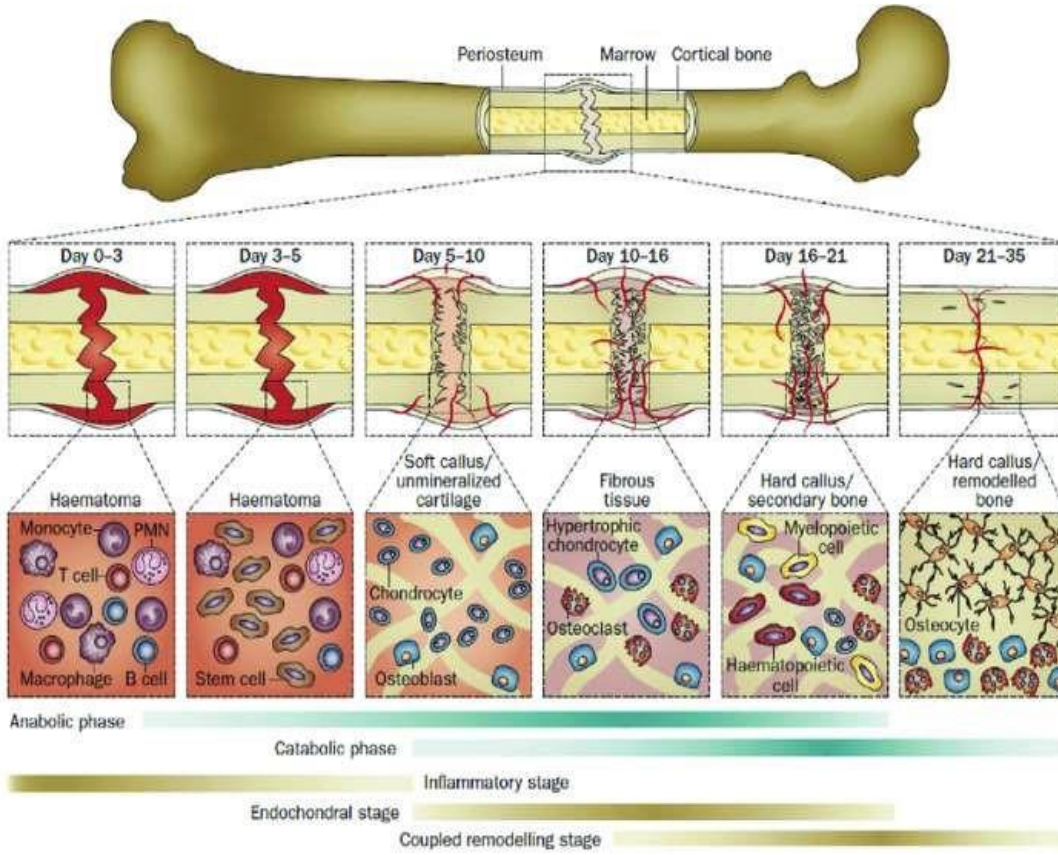


Şekil 2.18. Kırık İyileşmesinin Evreleri [39].

Enflamasyon evresinde, travma sonrasında kırık oluşumuyla birlikte çevre dokuların da zarar görmesi sonucu bölgede kan ve lenf sıvısının birikmesiyle hematom oluşumu görülür. Oluşan bu hematom bölgede basınç oluşumuna sebep olarak kırık kemik uçlarının bir arada tutulmasını sağlar. Kırık bölgesindeki hematomun organizasyonu sonucu bölgede onarım hücrelerinin işini kolaylaştıracak fibrin esaslı bir yapı iskeleti oluşturulur. Ayrıca onarım dokusu matriksi sentezinde, hücre oluşumunda ve göçünde rol oynayan büyüme hormonları, çeşitli proteinler ve trombositler hematom ortamında salınmaktadır.

Onarım evresinde, hasarlı dokunun yerini iyileşme dokusu alır. Bölgedeki hematomun olgunlaşmasıyla kollajen bir matriks ve damarlanma oluşur. Oldukça önemli bir evre olan onarım evresinde, farklılaşma yeteneğine sahip mezenkimal kök hücreler bu bölgeye gelerek sayılarını arttırır. Bu hücrelerin kondrositlere farklılaşması sonucu kıkırdak bir onarım dokusu oluşur. Süreç kıkırdak yapıdaki kallusun kemik dokuya dönüşmesiyle sonlanır.

Yeniden şekillenme evresinde, kıkırdak yapıdaki kallus yeterli biyomekanik özelliklere sahip olmadığı için kemik dokuya dönüşür. Yeniden şekillenmenin başarılı olabilmesi için yeterli kanlanma ve yeterli mekanik özelliklerin kazanımı gereklidir. Kemik iyileşmesinin tam olarak sağlanabilmesi anatomik, biyomekanik ve biyokimyasal süreçlerin iyi yönetilmesiyle olur[39][40][41]. Şekil 2.19'de, tipik bir kırık iyileşmesi sürecinde gerçekleşen metabolik olaylar ve farklı aşamalardaki hücresel aktiviteler detaylı bir şekilde gösterilmiştir [42].



Şekil 2.19. Tipik bir kırık iyileşmesi sürecinde gerçekleşen metabolik olaylar ve farklı aşamalarındaki hüresel aktiviteler [42].

Kenwright ve araştırma grubu, koyun kaval kemiği üzerinde yaptıkları çalışmada kemiğe harici olarak belli aralıklarla uygulanan aksel yüklemenin kırık stabilitesini desteklediği, kırık iyileşmesini hızlandırdığı ve kallus oluşumunu arttırdığı sonucuna varmıştır. Uygulanan kuvvetin iyileşme sürecine zarar vermemesi için kırık oluşumundan sonraki dönemde ve sınırlı büyüklükte uygulanması gerekmektedir [43].

Augat ve arkadaşlarının mekanik stimülasyonun kırık iyileşmesine etkisini araştırdıkları çalışmada, kallus üretiminin gerçekleştiği kırık iyileşmesinin erken onarım safhasında mekanik ortamın hedeflenen şekilde ayarlanmasının iyileşme tepkisini arttırdığı, kaynama sürecini hızlandırdığı ve iyileşme komplikasyonlarını azalttığı sonucuna varmıştır. Kırık kemik parçaları arasındaki mesafe minimum düzeyde olmalı 2 ila 4 mm'den büyük olmamalıdır. Kırık hattında kayma olmaması için kırık tespiti doğru şekilde yapılmalı ve yükleme yönü genellikle kemik eksen boyunca olmalıdır [44].

- **Tedavi sürecinde oluşabilecek komplikasyonlar**

Tedavi sonunda kırık parçaların tamamen bir araya gelmesi, kırık hattının tamamen kaybolması ve eski hareket kabiliyetinin tekrar kazanılması beklenir. Kırık hattı iyileşmesinin bir süreç içerisinde gerçekleşmesi aynı zamanda elin ve el bileğinin sürekli kullanılan hareketli bir sistem olmasından ötürü tedavi sırasında veya sonrasında bazı komplikasyonlarla karşılaşılabilir.

- Kırık hattında kemik oluşumunun gerçekleşmemesi sonucu kaynama olmayabilir veya kırık hattının doğru bir şekilde hizalanmaması ya da bu hizanın bozulmasından ötürü yanlış kaynama gerçekleşebilir.
- Kırık açık kırıkta kemik enfekte olabilir.
- Kaslarda basınç birikmesi sonucu yeterli miktarda kan dokuya ulaşamaz ve bölgede kalıcı kas ve sinir hasarına yol açar. Bu durum Akut kompartman sendromu(ACS) olarak adlandırılır.
- Kırık kemiklerin çevresinde sertlik meydana gelebilir.

Bu tür istenilmeyen durumlarla karşılaşılmasını için tedavi süreci izlenmeli, tedavinin başarılı olabilmesi için gereken koşullar sağlanmalıdır. Herhangi bir istenilmeyen sonuçla karşılaşılması durumunda müdahale edilebilmeli, gerekirse tedavi süreci yeniden planlanmalıdır. Tedavi sonlandıktan sonra fiziksel egzersizler ve rehabilitasyon süreciyle elin optimum fonksiyonları kazanılmaya çalışılmalıdır [3].

2.5. Sonlu Elemanlar Analizi

Sonlu Elemanlar Analizi (SEA), Sonlu Elemanlar Yöntemi (SEY) kullanılarak herhangi bir fiziksel olguyu anlamak ve fiziksel etkilere vereceği tepkileri önceden tahmin etmeye yarayan matematiksel bir yöntemdir. Parçadan bütüne gitme prensibiyle çalışan bu yöntem, pek çok mühendislik alanında, tıp ve diş hekimliğinde kullanılır. Karmaşık problemlerin basite indirgenerek çözülmesi esaslı analizde; problem matematiksel olarak modellenir, sınır şartları belirlenir ve kısmi diferensiyel denklemlerle yaklaşık olarak çözülmeye çalışılır. Sonlu elemanlar analizi kullanılarak üretim gerçekleşmeden önce henüz tasarım aşamasındayken üretilecek prototip sayısı ve yapılacak deney sayısı azaltılabilir ve üretim gerçekleşmediği için gerekli iyileştirmeler yapılabilir.

Sonlu elemanlar analizi, ilk olarak 1950 yılında uçak gövdelerinin gerilme analizi için Boeing, Bell Aerospace ve Rolls Royce firmaları tarafından uçak mühendisliğinde

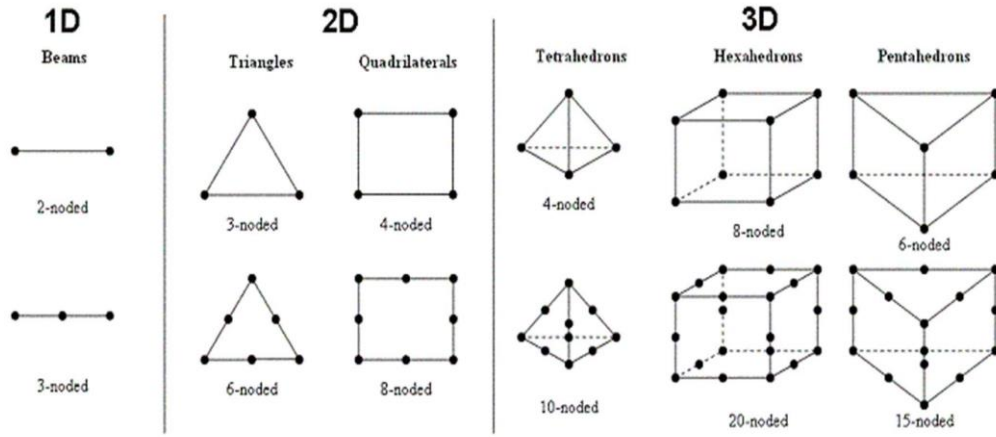
kullanılmıştır. Yöntem, 1956 yılında Turner ve arkadaşları tarafından yayınlanan makale ile ilk olarak açıklanmıştır. Sonlu elemanlar terimsel olarak ilk kez 1960 yılında Clough tarafından yayınlanan “Düzlemsel Gerilme Analizlerinde Sonlu Elemanlar Metodu” isimli çalışmada ifade edilmiştir. Takip eden yıllarda uygulamalı bilimler ve müdendislik alanlarında kullanımı oldukça artan yöntemin çözüm teknikleri de oldukça gelişmiştir. Diş hekimliğinde ilk kez 1968 yılında Ledley ve Huang tarafından gerilme analizi hesabı için kullanılmıştır. Mühendislik ve diş hekimliği çalışmalarının yanı sıra günümüzde tıp ve ortopedi de dahil pek çok mühendislik yaklaşımında kullanılmaya devam etmektedir. [45][46].

Farklı endüstri ve kullanım alanları için geliştirilmiş, farklı özellik ve yeteneklere sahip birçok Sonlu eleman analiz programı vardır. Yaygın olarak kullanılan bazı programlar şunlardır:

- Abaqus
- Ansys
- Autodesk Inventor Nastran
- COMSOL Multiphysics
- LS-DYNA[46].

2.5.1. Sonlu elemanlar analizi çalışma prensibi

SEA yöntemi bir parçadan bütüne gitme yöntemidir. Cisim boyutuna ve geometrisine bağlı olarak seçilmiş elemanlara bölünür ve sonuçta oluşan model “sayısal model” olarak adlandırılır. Sayısal modelde, elemanların temas ettiği yüzeyde noktalar oluşur. Düğüm olarak adlandırılan bu noktaların oluşturduğu bu yapıya ise ”mesh yapısı” adı verilir. Sonlu elemanlar analizlerinde kullanılan elemanlar; tek boyutlu çizgisel, iki boyutlu kabuk ve üç boyutlu katı elemanlar olarak sınıflandırılabilir. Cisim bütün halindeyken çözülmesi zor ve karmaşık olan bir probleme dair bilinen bütün fizik kuralları, sınır koşullarında çok sayıda, basit, küçük ve düğüm noktalarıyla birbirine bağlı sonlu elemanlara uygulanır ve bütünün vereceği tepki hakkında yaklaşık bir sonuca varılır. Dolayısıyla bütün ne kadar çok elemana bölünürse elde edilecek sonuç gerçeğe o kadar yaklaşacaktır [48][49]. Şekil 2.20’de mesh (ağ) oluşumunda kullanılan sonlu eleman tipleri gösterilmiştir [49]



Şekil 2.20. Mesh (ağ) oluşumunda kullanılan sonlu eleman tipleri [49].

Sonlu elemanlar yöntemi ile bir problemi analiz edebilmek için:

- Cismin geometrik modeli ve malzeme özellikleri
- Başlangıç ve sınır yükleme koşulları
- Yapılmak istenen analiz türleri sisteme girilmelidir [49].

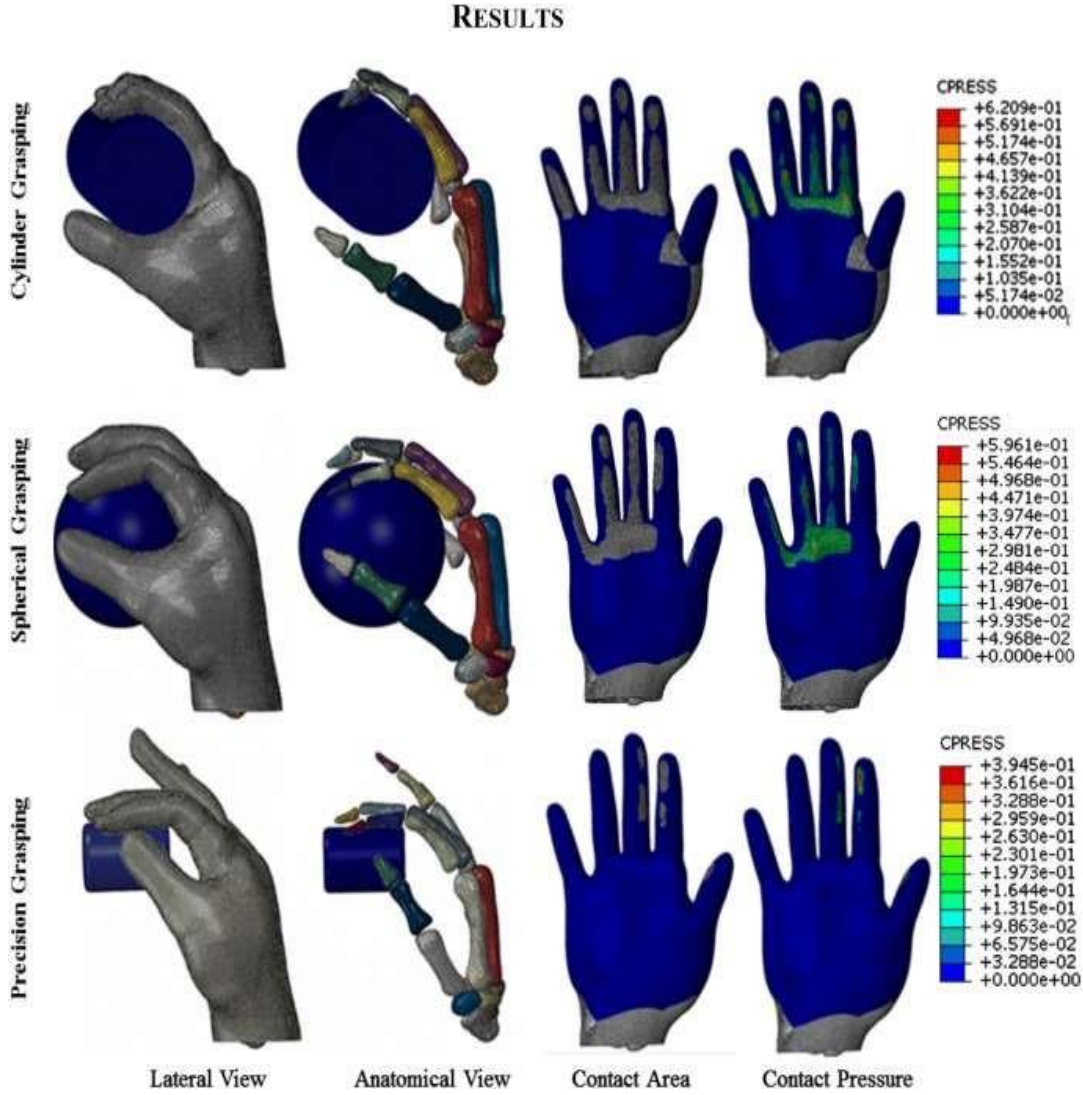
Sonlu elemanlar analizi uygulama basamakları:

- Cismin sadeleştirilmiş geometrik modeli oluşturulur.
- Malzeme özellikleri ve sınır koşulları tanımlanır.
- Eleman tipi seçilir, ağ (mesh) yapısı oluşturulur ve varsa temas noktaları belirtilir.
- Analiz edilmek istenen fiziksel koşullar için gerekli denklem takımları düğüm noktalarında çözümlenir ve gerekli hesaplamalar yapılır [51].

Sonlu elemanlar yöntemi ile yapılabilecek analiz türleri; statik analizler, dinamik analizler, titreşim analizleri, hesaplamalı akışkanlar dinamiği analizleri, elektromanyetik analizler, elektromekanik analizler, termal analizler, çoklu cisim dinamiği, optimizasyon analizleri ve çoklu fizik analizleridir [52].

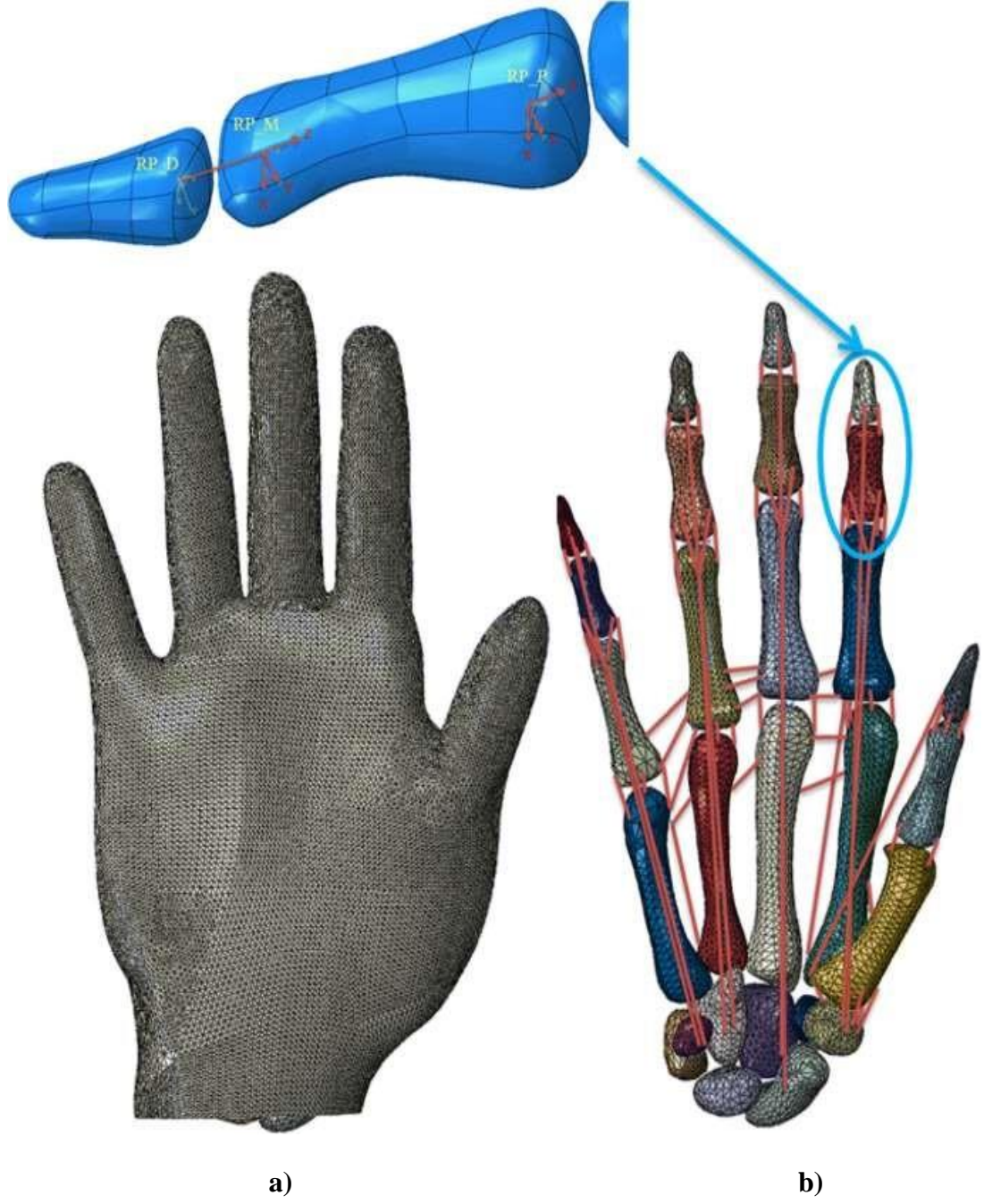
Sonlu elemanlar analizi ile uygulanan analiz türü sonucunda; oluşturulan parça, model ve sistemin zayıf ve güçlü olduğu noktalar renk skalasıyla ifade edilmektedir. Her rengin belirli bir değer aralığına sahip olması oluşan skaladaki bu noktalar hakkında bilgi sahibi olunmasını sağlamaktadır. Sonlu elemanlar yöntemi elde edilmek istenen fiziksel koşulları, geometrik modeli oluşturan her bir eleman bazında analiz ettiği için model ne kadar çok elemana bölünürse analiz sonucu gerçeğe o kadar yaklaşacaktır. Ayrıca modellemenin istenilen işin fiziğine uygun seçilip seçilmemesi ya da doğru ve

yeterli analiz yapıp yapılmaması sonucun doğruluğunu etkileyecektir [52]. Şekil 2.21’de insan elinin sonlu eleman modellemesi ve 3 farklı kavrama noktasında oluşabilecek temas alanı ve basınca dair kas odaklı simülasyonu gösterilmiştir [53].



Şekil 2.21. İnsan elinin sonlu eleman modellemesi ve 3 farklı kavrama noktasında oluşabilecek temas alanı ve basınca dair kas odaklı simülasyonu [53].

Şekil 2.22’de insan elinin sonlu eleman modellemesi, elin kinematik tanımı ve anatomik görünümü için bir örnek gösterilmiştir [53].



Şekil 2.22. İnsan elinin sonlu eleman modellemesi, a) Elin mesh modeli, b) El anatomisi ve kinematik gösterimi [53].

2.5.2. Sonlu Elemanlar Analizinin Avantajları ve Dezavantajları

- **Avantajları:**

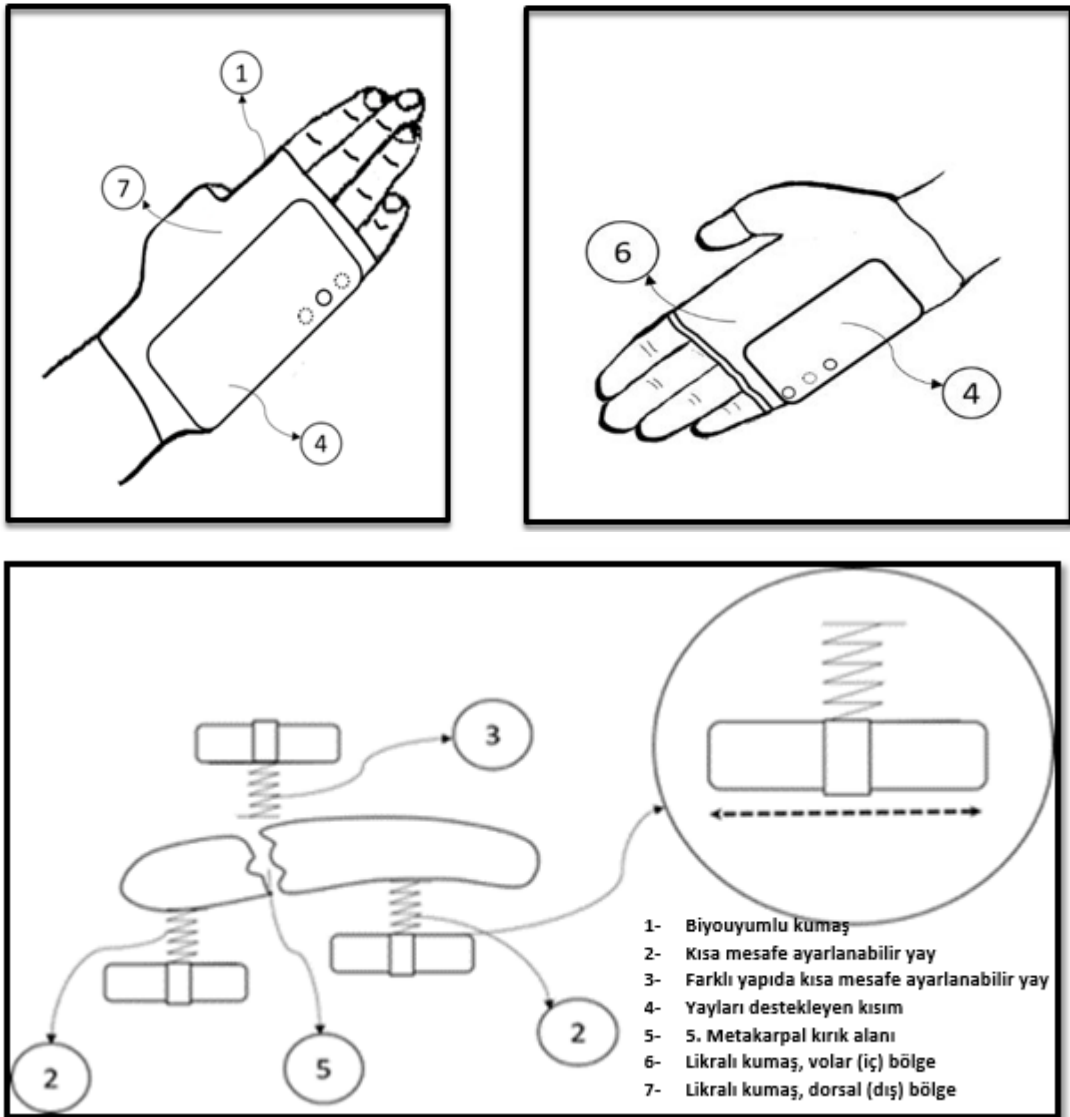
Sonlu elemanlar analizi, kullanıcıya düşünce esnekliği sağlar. Analizler ortam geometrisinin düzensiz ve heterojen olmasından bağımsız olarak gerçekleştirilebilir. Oluşturulan tek bir modelleme ile istenildiği kadar analiz yapılabilir ve sonuçların hassaslığı kontrol edilebilir. Prototip üretmek yapılacak testler yerine üretim öncesi yapılan sayısal analizler zaman, maliyet ve işçilik bakımından daha tasarrufludur.

- **Dezavantajları:**

Yapılan analizler optimal koşullara göre sonuç verir. Sisteme girilen verilerin doğruluğu sonucu etkiler. Daha doğru sonuçlar alabilmek için eleman boyutunun küçültülmesine gerek duyulması büyük hafızalı donanım yönünden güçlü bilgisayarlara ihtiyaç duyulmasına neden olmaktadır. Bilgisayar hafızalarının da belirli bir sınırlamada kalması analizin hassasiyetini etkileyecektir [49].

3. MALZEME VE METHOD

Çalışma, açık redüksiyon gerektirmeyen beşinci metakarp kırıklarının tedavisi için 3 nokta fiksasyonunu temel alan bir splint tasarımını içermektedir. İyileşme sürecine faydalı olması beklenen 3 nokta fiksasyonu ile kırık hattına alttan ve üstten birbirini dengeleyecek şekilde uygulanan kuvvetlerin etkileri simüle edilmiştir. Şekil 3.1’de üç nokta fiksasyonu prensibi ile kırık hattına yaylar aracılığıyla kuvvet uygulanması metodu gösterilmiştir [53].



Şekil 3.1. Üç nokta fiksasyonu prensibi ile kırık hattına yaylar aracılığıyla kuvvet uygulama yöntemi ve bu amaçla tasarlanan splint [53].

Çalışma için 3 boyutlu(3D) bir kemik modeli oluşturulmuş ve kemik farklı anatomik noktalardan kırılmıştır. Daha sonra bu model ANSYS'e aktarılmış ve farklı kuvvet kombinasyonları etkisinde sonlu elemanlar analizi yapılmıştır. Ayrıca uygulamaya yönelik 3 boyutlu bir splint tasarlanmış ve eklemeli üretim yöntemi(FDM) ile 3 boyutlu yazıcı kullanılarak üretimi yapılmıştır.

Çalışmada splint tercih edilmesinin nedenleri şu şekilde sıralanabilir:

- Hali hazırda kullanılan bir tedavi yöntemi olması,
- Hafif ve rahat kullanıma olanak sağlaması,
- Gerekli stabilizasyonu sağlayarak tedaviye uygun yanıt vermesi,
- Estetik olarak insanları rahatsız edecek bir görüntüsünün olmaması,
- Kolayca takıp çıkarabilmeye olanak sağlayan tek parçalı tasarımı,
- Tedavi sürecinde eli tamamen kısıtlamayıp elin normal fonksiyonlarının devamlılığını sağlayabilmesi,
- Alçıda olduğu gibi kötü koku ve kaşıntı oluşumuna neden olmaması.

3.1. Kırık Kemik Modellerinin Tasarlanması

Çalışmada, sonlu elemanlar analizi yapılacak metakarp kırık türlerine ait modeller CAD yazılımı kullanılarak modellenmiştir. Bu kısımda kırık kemik modellerinin CAD tasarımının yapılması konusunda bilgi verilmiştir.

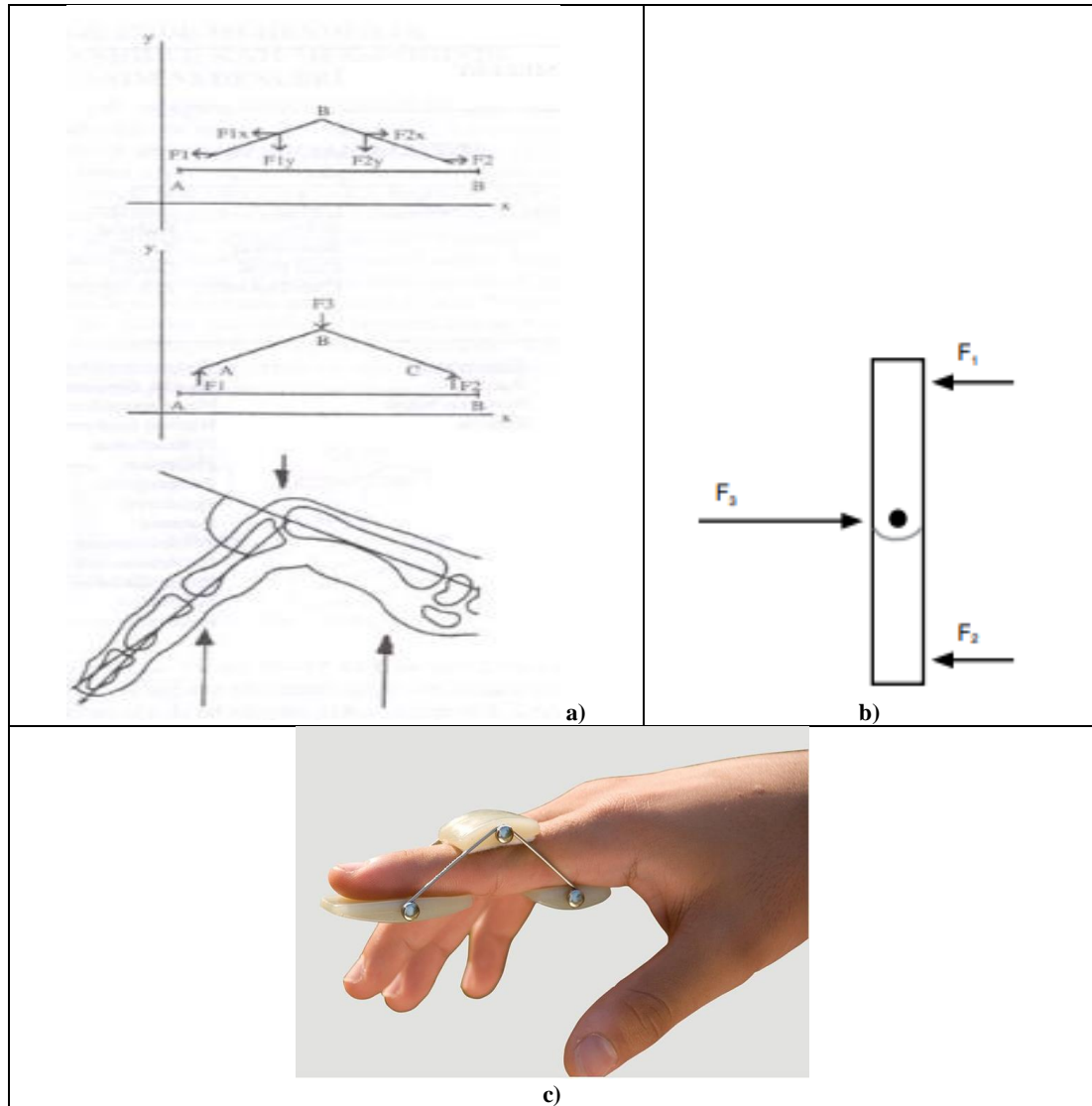
3.1.1. CAD yazılımı

CAD (Computer Aided Design/Bilgisayar Destekli Tasarım) yazılımları; tasarımcıların işini kolaylaştırmak, tasarımın kalitesini arttırmak, dokümantasyon sorununu ortadan kaldırarak veri paylaşımını kolaylaştırmak ve iş akışını iyileştirmek amacıyla kullanılan, iki boyutlu ve üç boyutlu çizim yapılabilmesine imkan tanıyan yazılım programıdır. Genellikle dijitalleşmiş üretim sistemlerinde kullanılan CAD yazılım çıktıları elektronik dosyalar halindedir[54]. CAD programları ile çizim ve tasarımlar yapılmakta, çizimi yapılan parçaların montajı yapılabilmekte ve montaj ilişkisi incelenebilmektedir. Ayrıca CAD yazılımları gelişen network sistemleri ile uzaktan erişim sağlanarak üretimlerin gerçekleştirilmesine olanak tanırken tekrarlanabilir kalitenin elde edilebilmesini de sağlamaktadır. Varsa yapılan hataların üretim öncesinde düzeltilmesine böylece verimliliğin ve üretimin artmasına katkıda

bulunmaktadır. Kullanılan CAD programlarına AutoCAD, SolidWorks, FreeCAD, TinkerCAD ve CATIA örnek olarak verilebilir.

3.1.2. Üç nokta fiksasyonu prensibi

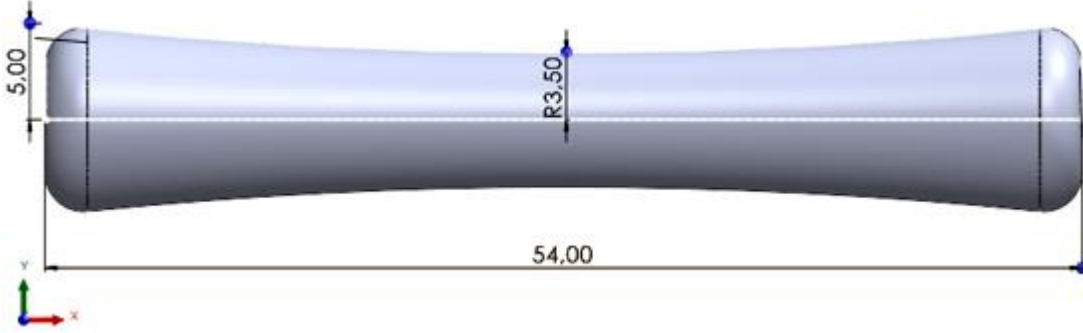
İki parçayı katı bir şekilde birleştirmek için yapılan statik bir metoddur. Bu yöntemde, iki baskı noktası rotasyon eksenini üzerinden uygulanırken, üçüncü baskı bu iki noktaya uygulanan baskı kuvvetini dengeleyecek şekilde rotasyon eksenini altından zıt yönde uygulanmaktadır[55]. Amaç iki parçayı kaymalara müsaade etmeden denge şartına sahip üç tane kuvvetle birarada tutmaktır. Baskı uygulanacak noktalar ve uygulanacak baskı kuvveti doğru seçilmelidir. Ortez uygulamalarında sıkça kullanılan bir yöntemdir. Şekil 3.2’de üç nokta fiksasyonu prensibi gösterilmiştir [56][55][57].



Şekil 3.2. Üç Nokta Fiksasyonu Prensibi, a) Kinematik model [56], b) Kuvvet etki noktaları [55], c) örnek splint görseli [57].

3.1.3. Kemik modellerinin oluşturulması

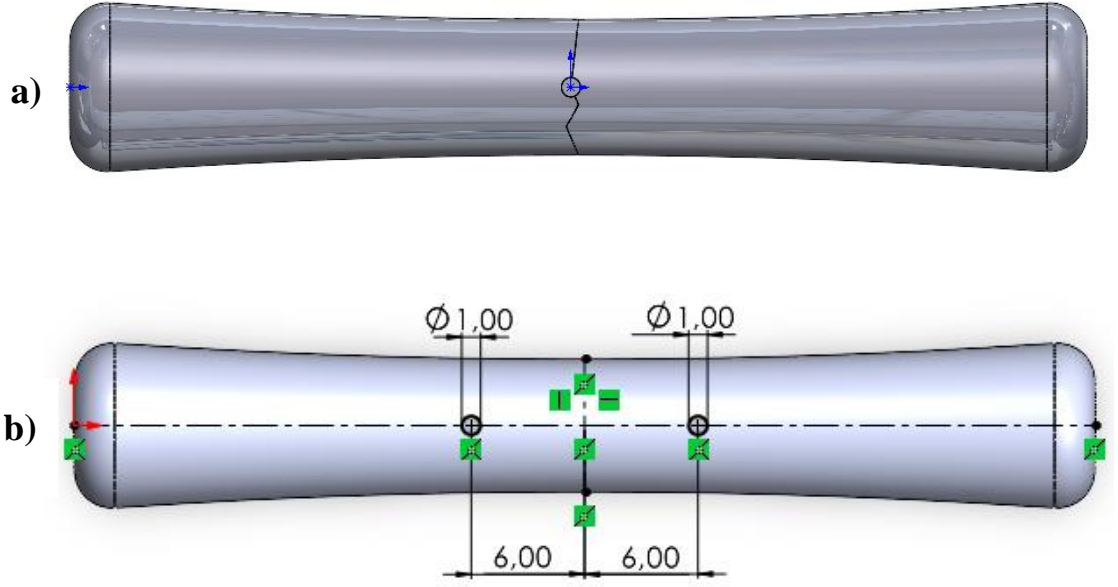
Çalışmada kemik modeli tasarımı için CAD programlarından SolidWorks 2022 kullanılmıştır. Beşinci metarpal kemiğin boyutları, uzunluğu 54 mm ve kalınlığı 4,5 mm olarak ayarlanmıştır [58]. Kemiğin anatomik yapısı gereği taban ve baş bölgesinin daha kalın ortada ise biraz daha ince bir yapı oluşturmasından dolayı kemik kalınlığı orta kısımda 3,5 mm olarak tasarlanmıştır. Daha sonra çizimin döndürülmesiye 3D kemik yapısı elde edilmiştir. 3 nokta fiksasyonu prensibine dayanarak baskı uygulanacak üç nokta için üç adet parça tasarlanmış ve kemik modeline monte edilmiştir. Oluşturulan kemik yapılarında shaft ve boyun kırıkları için 5 farklı modelleme yapılmıştır. Şekil 3.3'te Solidworks ile oluşturulan üç boyutlu kemik modeli gösterilmiştir.



Şekil 3.3. Solidworks ile oluşturulan üç boyutlu kemik modeli.

3.1.3.1. Açısız shaft kırığı için eşit mesafede kuvvet uygulanacak model

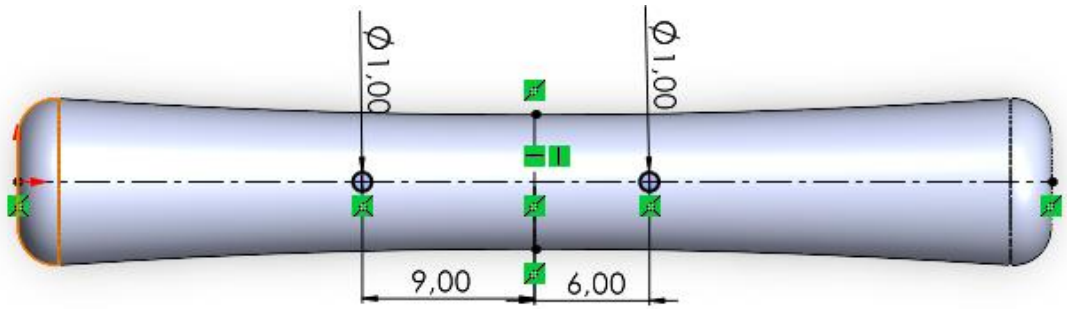
İlk olarak kemik gövdesinde düz(açısız) bir kırık hattı oluşturulmuş ve kemiğe alt kısımda uygulanacak kuvvetlerin temas bölgeleri kırık merkezinden eşit mesafede(6 mm) olacak şekilde ayarlanmıştır. 3 nokta fiksasyonu prensibine bağlı olarak alt kısımda uygulanacak kuvvetleri dengeleyecek bir nokta da alttaki iki noktanın tam ortasına yerleştirilmiştir. Şekil 3.4'te açısız shaft kırığı için eşit mesafede kuvvet uygulanacak model gösterilmiştir.



Şekil 3.4. Açısız Shaft Kırığı İçin Eşit Mesafede Kuvvet Uygulanacak Model, a) Metakarp kırık hattı ve denge kuvvetinin uygulanacağı bölge, b) Splintte alt kısımdan kuvvet uygulanacak bölgeler.

3.1.3.2. Açısız shaft kırığı için farklı mesafelerden kuvvet uygulanacak model

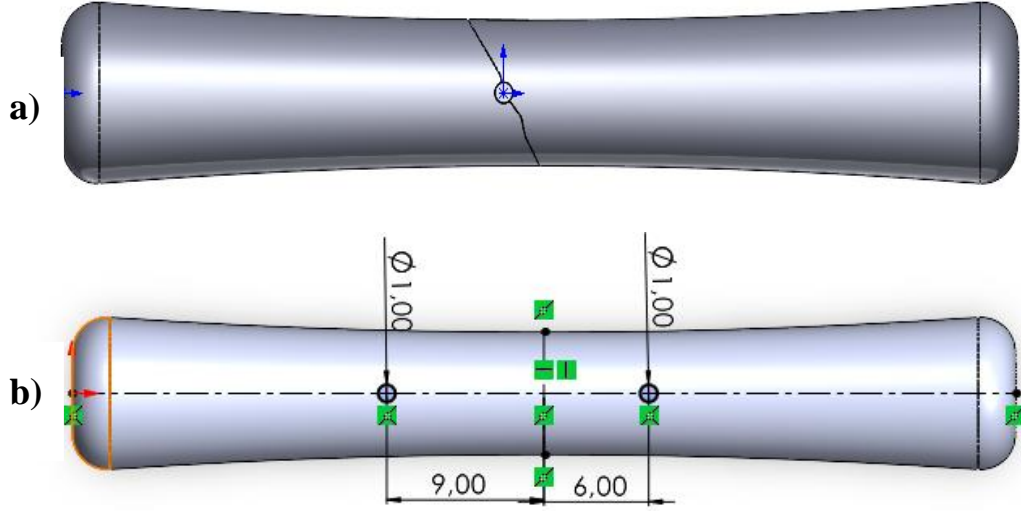
İkinci modelde kemik gövdesinde düz (açısız) bir kırık hattı oluşturulmuş ve kemiğe alt kısımda uygulacak kuvvetlerin temas bölgelerinin kırık merkezine olan uzaklıkları 6 mm ve 9 mm olacak şekilde düzenlenmiştir. Şekil 3.5'te düz shaft kırığına sahip kemikte 3 nokta fiksasyonu ile eşit mesafeden kuvvet uygulanacak alanlar gösterilmiştir.



Şekil 3.5. Shaft kırığına sahip kemikte 3 nokta fiksasyonu ile kuvvet uygulanacak alanlar (Açısız kırık - Eşit mesafe).

3.1.3.3. Açılı shaft kırığının modellenmesi

Üçüncü modelde kemik gövdesinde açılı bir kırık hattı oluşturulmuş ve baskı uygulanacak noktalar kemik modeline monte edilmiştir. 3.6'da açılı shaft kırığı için eşit mesafede kuvvet uygulanacak alanlar gösterilmiştir.



Şekil 3.6. Açılı Shaft Kırığının Modellenmesi, a) Açılı shaft kırığı kırık hattı ve denge kuvvetinin uygulanacağı bölge, b) Modelde alt kısımdan kuvvet uygulanacak bölgeler.

3.1.3.4. Metakarp boyun kırığında üç nokta fiksasyonu için kullanılan model (eşit mesafe)

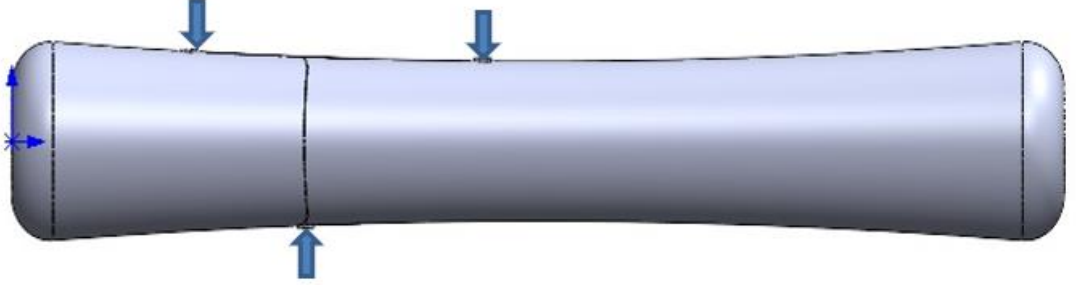
Dördüncü modellemede metakarp boyun kırığı oluşturulmuştur. Alanında yetkin bir ortopedi ve travmatoloji uzmanına danışılarak boyun kırıklarının yerinin kemiğin yaklaşık olarak 2/7'lik kısmında meydana geldiği öğrenilmiştir. Bu bilgiye dayanılarak kırık hattı kemiğin baş kısmından 15 mm uzaklığa yerleştirilmiştir. Şekil 3.7'de metakarpal boyun kırığı için oluşturulan üç boyutlu model gösterilmiştir.



Şekil 3.7. Metakarpal boyun kırığının modellenmesi (eşit mesafe).

3.1.3.5. Metakarp boyun kırığında üç nokta fiksasyonu için kullanılan model (farklı mesafe)

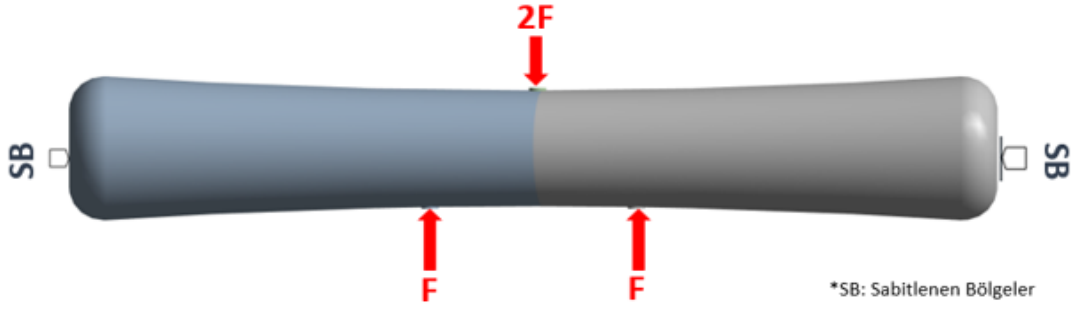
Son modelleme ise metakarp boyun kırığına farklı mesafelerden uygulanan kuvvet kombinasyonlarının kemikte oluşturacağı etkilerinin incelenebilmesi için oluşturulmuştur.



Şekil 3.8. Metakarpal boyun kırığının modellenmesi (farklı mesafe).

3.2. Kırık modellerinde sonlu elemanlar analizlerinin yapılması

Oluşturulan kemik modelleri bir sonlu elemanlar analizi programı olan ANSYS Workbench'e aktarılmıştır. Aktarılan modele kemiğin mekanik özellikleri tanımlanmış ve iki olguya fiksasyon kuvvetleri uygulanmıştır[59]. Literatürde insan dokularına zarar verecek basınç kuvvetinin 25 MPa ve üzerindeki kuvvetler olduğu tanımlanmaktadır[60]. Bu sebeple bu çalışmada uygulanacak kuvvet aralığı 20-120 N olarak seçilmiştir. Daha sonra kırıklara baskı kuvvetinin uygulanması sonucunda meydana gelen deformasyon ve Von-Misses gerilme dağılımları incelenmiştir. Şekil 3.8'de kemik modelleri için ANSYS yazılımında uygulanan sınır şartları gösterilmiştir.



Şekil 3.9. ANSYS'te kemik modelinin sınır şartlarının belirlenmesi.

Tablo 3.1'de ANSYS'te düz shaft kırığında eşit mesafede ve boyun kırığında eşit mesafede kuvvet noktalarına uygulanan kuvvetler, Tablo 3.2'de ANSYS'te açılı-açısız shaft kırıklarında ve boyun kırıklarında farklı mesafelerdeki kuvvet noktalarına uygulanan F1, F2 Ve F3 kuvvetleri gösterilmiştir.

Tablo 3.1. ANSYS'te açısız shaft kırığında eşit mesafede ve boyun kırığında kuvvet noktalarına uygulanan kuvvetler.

2F (N)	F (N)	F (N)
2	1	1
4	2	2
6	3	3
8	4	4
10	5	5
12	6	6
14	7	7
16	8	8
18	9	9
20	10	10

Tablo 3.2. ANSYS'te açılı ve açısız shaft kırıklarında farklı mesafelerdeki kuvvet noktalarına uygulanan F1, F2 Ve F3 kuvvetleri.

F₁ (N)	F₂ (N)	F₃ (N)
2	1,2	0,8
4	2,4	1,6
6	3,6	2,4
8	4,8	3,2
10	6	4
12	7,2	4,8
14	8,4	5,6
16	9,6	6,4
18	10,8	7,2
20	12	8

3.3. Metakarpal Splintin Tasarlanması ve Üretilmesi

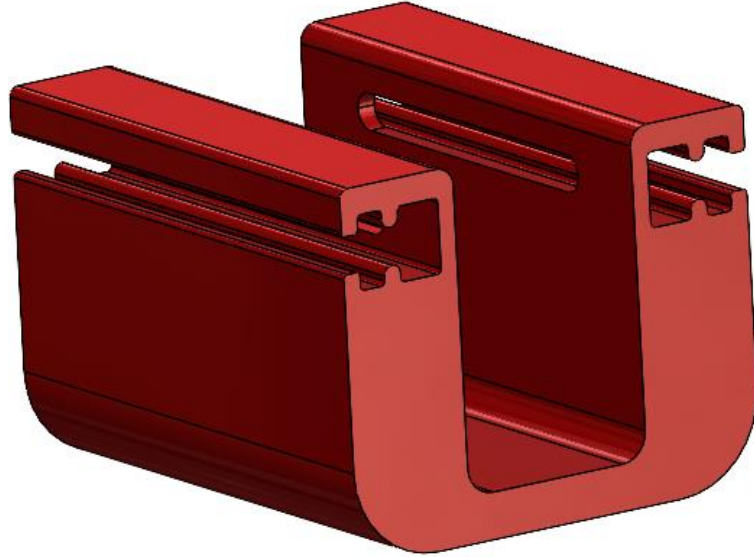
Bu kısımda 5. Metakarpal splintin tasarım prosedürü ve üretimi konusunda gerçekleştirilen çalışmalar detaylı bir şekilde açıklanmıştır.

3.3.1. Splint tasarımı

Beşinci metakarp kırıklarının tedavisi için takıp çıkarması kolay, olabildiğince hafif, ince ve küçük, estetik olarak negatif bir görüntüye sahip olmayan bir splint tasarımı amaçlanmıştır. Tasarımda yine SOLIDWORKS paket programı kullanılmıştır. Tedavi sürecini kısaltmak ve optimal kemik iyileşmesini hızlandırmak amacıyla kuvvet uygulanması planlandığı için splintin alt ve üst kısmında deriye de temas edecek

şekilde 2 adet kanal oluşturulmuştur. Bu kanallar kuvvet uygulama noktalarının kırık yerleşimi ve el boyutuna göre ayarlanabilmesi için splint uzunluğu boyunca konumlandırılmıştır.

Kuvvet uygulanacak kemikle yay arasında yumuşak bir doku olan derinin yer almasından dolayı baskı bölgesine zarar verilmemesi için uygulanabilecek maksimum kuvvet 25 MPa'dır[60]. Kuvvetleri uygulayacak mekanizma için yay katsayılarının değiştirilerek istenilen sertlikte ve kuvvette üretilebilmesi avantajlarından dolayı ilk olarak yay düşünülmüştür. Elin hareketli bir organ olmasından ve kırık onarımı için kırık hattının redüksiyonun ardından stabil kalması istendiğinden yayın uygulanması istenilen kuvvete göre sertliğinin ayarlanması ve doğru noktada sabitlenmesi gerekmektedir. Yay kullanımına alternatif olarak vidanın adım sayıları ölçüt alınarak sıkıştırılmasıyla istenilen baskıyı sağlayabileceği düşünülmüş ancak ortopedi ve travmatoloji uzmanından alınan görüşle vidanın bölgede rijit bir yapı oluşturmasından dolayı istenilen sonucu veremeyeceği kanısına varılmıştır. Mekanizmanın kaba bir görüntüye sahip olmaması istendiği için yayların istenilen kuvveti uygulayacak şekilde sıkıştırılmasının ve sabitlenmesinin vidalarla yapılabileceği kararlaştırılmıştır. Şekil 3.9'da tasarlanan metakarpal splintin CAD tasarım modeli gösterilmiştir.



Şekil 3.10. Splint tasarımında kullanılan ön çalışma CAD modeli.

Tasarlanan splint üzerine etki eden kuvvetler 3 nokta fiksasyonu prensibine göre uygulanmıştır. Bu prensipte, kırık hattı boyunca etki eden 3 adet kuvvet dengeli bir şekilde uygulanmakta ve kırık bölgesini sabitlemektedir. Uygulama sırasında avuç içi

bölgesinden ve kırık hattı boyunca etki eden 2 adet kuvvet ve elin dış kısmından da bir adet kuvvet uygulanmıştır. Uç kısmında yayların yer aldığı vidalar splintin üst ve alt kısmında yer alan ayrıca el ile teması bulunan yuvalara yerleştirilecek, kırığın anatomik yerine ve şekline göre konumlandırılacak ve uzmanın öngördüğü baskıyı yapacak şekilde sıkıştırılacaktır.

3.3.2. Tasarlanan splintin 3D imalatı

Tasarlanan splintin CAD tasarımının tamamlanmasının ardından oluşturulan model Zaxe marka 3D yazıcıya aktarılarak baskı alınmıştır. Splintin üretiminde termoplastik ve biyouyumlu bir filament türü olan PLA kullanılmıştır. Şekil 3.10'da tasarlanan metakarpal splintin 3D yazıcıda üretilmiş modeli gösterilmiştir.



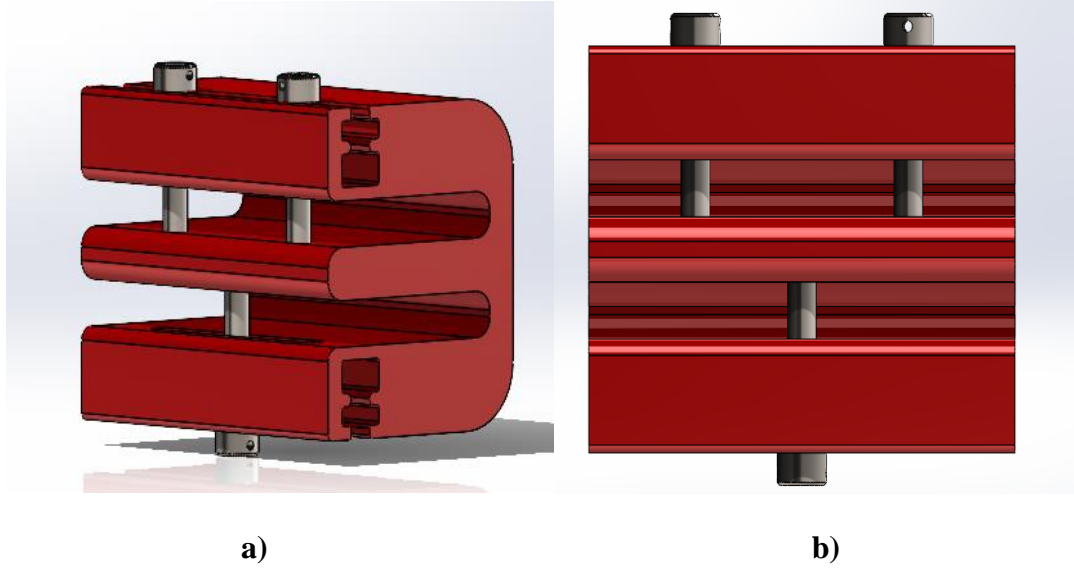
Şekil 3.11. Tasarlanan splintin 3D yazıcı kullanılarak elde edilmiş modeli.

İyileşme sürecine katkıda bulunmak amacıyla baskı kuvvetini uygulayacak yay ile kemik arasında yer alan cilt dokusuna uygulanan kuvvetin dokulara zarar vermesini önlemek amacıyla tasarlanan splintin iç kısmı biyouyumlu likra bir kumaşla kaplanmıştır.

3.4. Kalibrasyon Mekanizmasının (Test Düzeneginin) Oluşturulması ve Üretilmesi

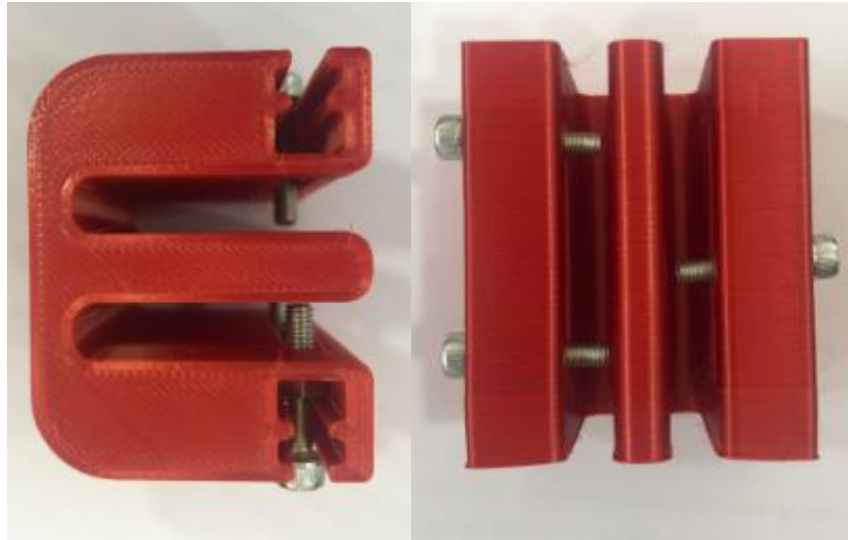
Tasarlanan test düzenegi ile uygulanan kuvvetlerin ölçümü yapılmış ve hedef değerlerle örtüşüp örtüşmediği tespit edilmiştir. İyileşme sürecinin kısaltılması amacıyla uygulanan düşük şiddetteki kuvvetin belirli aralıklarda olması gerekmektedir. Kalibrasyon için tasarlanan deney düzenegi, bu kuvveti ölçmek ve

doğruluğundan emin olmak için kullanılmıştır. Splintin el üzerinde yerleştirildiği bölgede paralel kalması için eli destekleyecek bir yapı oluşturulmuştur. Tasarımı tamamlanan model 3D yazıcıya aktarılarak üretimi gerçekleştirilmiştir. Şekil 3.11’de splint tasarımında vidalarla uygulanan kuvvetin kalibrasyon düzeneğine ait CAD tasarımları gösterilmiştir.



Şekil 3.12. Splint tasarımında vidalarla uygulanan kuvvetin kalibrasyon düzeneği, a) İzometrik görünüş, b) Önden görünüş.

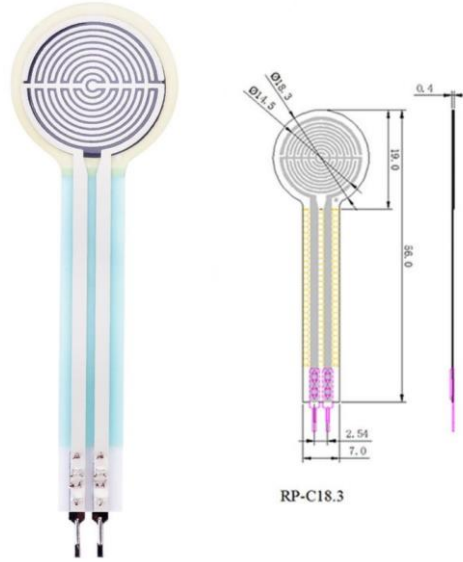
Şekil 3.12’de splintin test edilmesi için oluşturulan kalibrasyon mekanizmasının 3D yazıcı kullanılarak elde edilmiş modeli gösterilmiştir.



Şekil 3.13. Splintin test edilmesi için oluşturulan kalibrasyon mekanizması.

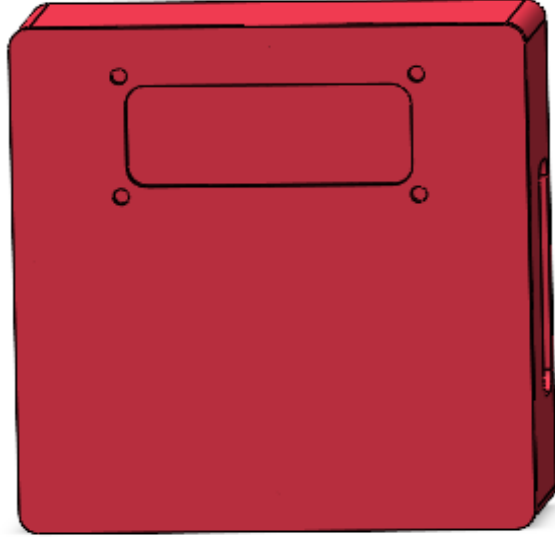
3.5. Arduino Ölçüm Mekanizması

Uygulanan kuvvetleri ölçmek için 1 adet arduino UNO, 2 adet 10 K Ω direnç, 1 adet RP-C18.3-LT ince film kuvvet sensörü ve 1 adet LCD ekran kullanılmıştır. Uygulanan baskı kuvvetinin Newton cinsinden ölçülebilmesi için bir arduino devre düzeneği oluşturulmuştur. Düzeneğin LCD ekranı dışarda kalacak şekilde yerleştirilebilmesi için bir devre kutusu tasarlanarak baskısı gerçekleştirilmiştir. Uygulanan baskı kuvveti sensör aracılığıyla algılanıp arduino kartına aktarılmış ve ölçülen kuvvet değerlerinin LCD ekrana yansıtılması sağlanmıştır. Şekil 3.13'te Arduino ölçüm mekanizmasında yaylar tarafından uygulanan kuvvetlerin ağılanması için kullanılan RP-C18.3-LT ince film kuvvet sensörü gösterilmiştir[61].



Şekil 3.14. RP-C18.3-LT ince film kuvvet sensörü[61].

Şekil 3.14'te Arduino düzeneği için tasarlanan devre kutusunun CAD tasarımı gösterilmiştir [61].



Şekil 3.15. Arduino düzeneği için tasarlanan devre kutusu.

4. KALİBRASYON VE SONLU ELEMANLAR ANALİZLERİ SONUÇLARI

4.1. Uygulanan Baskı Kuvvetlerinin Arduino İle Ölçülmesi

Oluşturulan splintin kalibrasyon mekanizması, RP-C18.3-LT ince film kuvvet sensörü ve Arduino mekanizması kullanılarak test edilmiştir. Kalibrasyon mekanizması test edilirken 6.81 mm'lik çapa ve 24.2 mm'lik uzunluğa sahip 0.705'lik metrik adımlı bir vida kullanılmıştır. Vidanın adım sayıları kullanılarak ilerletilmesi ile uygulanan kuvvetin değişimi gözlemlenmiştir. Vidanın sıkıştırılması ile sensörün algıladığı kuvvet artmış ve arduino kiti aracılığıyla okunan kuvvet Newton cinsinden LCD ekrana aktarılmıştır. Vidanın her yarım adım ilerletilmesinde 1 N'luk kuvvet artışı olduğu tespit edilmiştir. Şekil 4.1'de tasarlanan kalibrasyon mekanizmasının test edilmesi gösterilmiştir.



Şekil 4.1. Arduino kullanılarak kuvvet değişiminin ölçülmesinde kullanılan kalibrasyon mekanizması (kalibrasyon test düzeneği).

4.2. Sonlu Elemanlar Analizleri

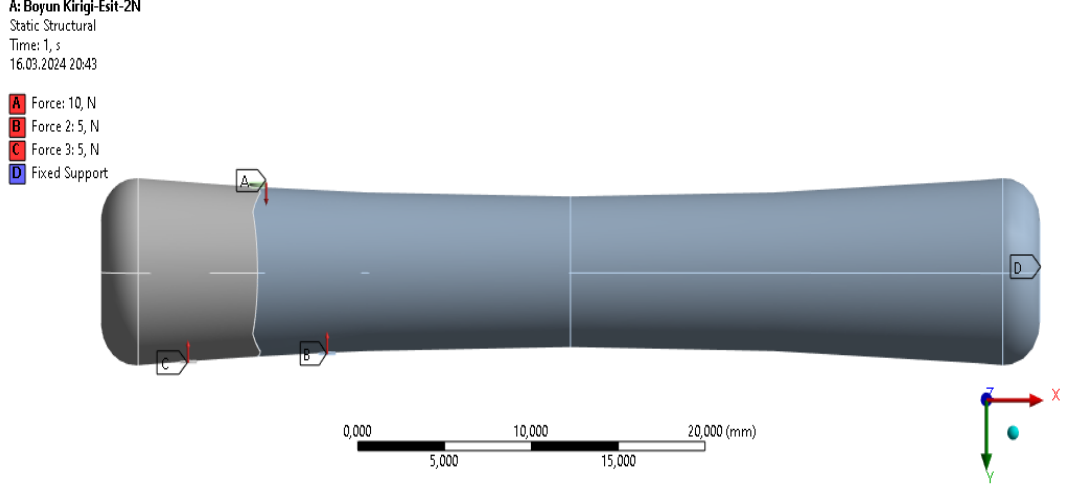
Çeşitli canlı yapılarda dış faktörler tarafından oluşturulan mekanik etkilerin matematiksel yöntemlerle analiz edilmesi medikal anlamda oldukça faydalı bir ön çalışmadır. Sonlu elemanlar yöntemi ile gerçekleştirilebilen bu analizlerle tasarlanan

modellerin verimliliği test edilebilir. Doğru model oluşturulduğunda ve doğru sınır şartları belirlendiğinde uygulanan fizik kurallarının oluşturacağı etkiler optimal olarak analiz edilir.

Bu çalışmada, beşinci metakarpal kemiklerde farklı anatomik konumlarda ve şekillerde gerçekleşmesi muhtemel 5 kırık türü incelenmiştir. Literatürde kırığın erken onarım safhasında uygulanan belirli miktardaki kuvvetlerin kırık iyileşme süresine yardımcı olduğu görülmüştür ancak uygulanacak bu kuvvetlerin miktarı, yeri ve zamanı oldukça önemlidir. Herhangi bir yanlış uygulama sonucunda kırık hattında kayma veya yanlış kaynama oluşabilir, temas bölgesi deri olduğu için bu bölge sürekli yükleme sonucunda zarar görebilir. CAD tasarımları ile üç boyutlu olarak oluşturulan kırık kemik yapıları 3 nokta sabitleme yöntemi ile sabitlenmiş ve kırık onarımına yardımcı olacağı düşünülen baskı kuvvetlerinin oluşturacağı Von-Misses gerilmeleri ve deformasyon değerleri ANSYS yazılımı aracılığıyla analiz edilmiştir.

4.2.1. Beşinci metakarp kırıkları için belirlenen sınır şartları

Oluşturulan metakarp kırıklara ait CAD modelleri ANSYS yazılımına step uzantılı dosyalar şeklinde aktarılmış ve kemiğe uygun malzeme özellikleri tanımlanmıştır. Analiz sonuçlarının gerçeğe en yakın değerlerde elde edilebilmesi için modele, kemiğin gerçek çalışma şartlarını tanımlayacak sınır şartlarının belirlenmesi gerekmektedir. Beşinci metakarpal kemik, üstte falanks kemiklerinin tabanı ile tabanda ise karpal kemiklerle eklem oluşturmasından ötürü kısıtlı hareket yeteneğine sahip bir kemiktir. Şekil 4.2’de Solidworks ile tasarlanan ve ANSYS yazılımına aktarılan metakarpal kemik modellerinin analizinde uygulanan sınır koşulları gösterilmiştir. Metakarpal kemik iki uçtan sabitlenmiş ve uygulanan F kuvvetlerinin oluşturduğu mekanik etkiler analiz edilmiştir.



Şekil 4.2. Tasarlanan metakarpal kemik modellerinin analizlerinde kullanılan sınır şartları.

Metakarpal kemik D ile gösterilen iki uçtan sabitlenmiş ve uygulanacak F kuvvetlerinin yönü ve büyüklüğü tanımlanmıştır. Sınır şartlarının belirlenmesinin ardından analiz sürecinin gereksiz uzamasına neden olmayacak, mümkün olduğunca en doğru sonucu verebilecek eleman boyutunun seçilmesi ve mesh yapısının tanımlanması gerekmektedir. Bu çalışmada 0.4 mm'lik mesh(ağ) yapısı oluşturulmuştur. Şekil 4.3.'te metakarpal kırık modeli analizlerinde kullanılan mesh yapısı gösterilmiştir.

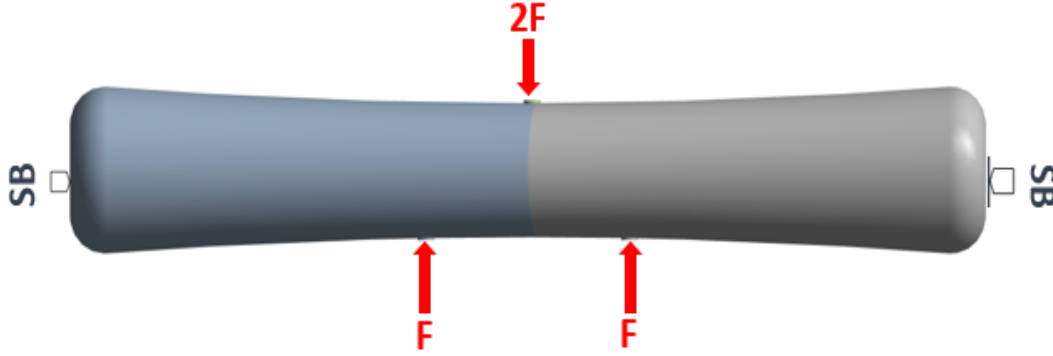


Şekil 4.3. Tasarlanan metakarpal kırık modeli analizinde uygulanan mesh(ağ) yapısı.

4.2.2. Beşinci Metakarp Kırık Modellerinde Uygulanan Statik Analizler

Bu çalışmada kırık iyileşme sürecine katkıda bulunmak amacıyla uygulanması planlanan F1, F2 ve F3 kuvvetlerinin kemikte meydana getirdiği deformasyon ve Von-Mises gerilmeleri incelenmiştir.

4.2.2.1. Beşinci metakarp düz shaft kırıklarında eşit mesafelerden uygulanan kuvvetlerin etkisi



Şekil 4.4. Metakarp shaft kırığında kırık hattına eşit mesafeden uygulanan kuvvetler ve yönleri.

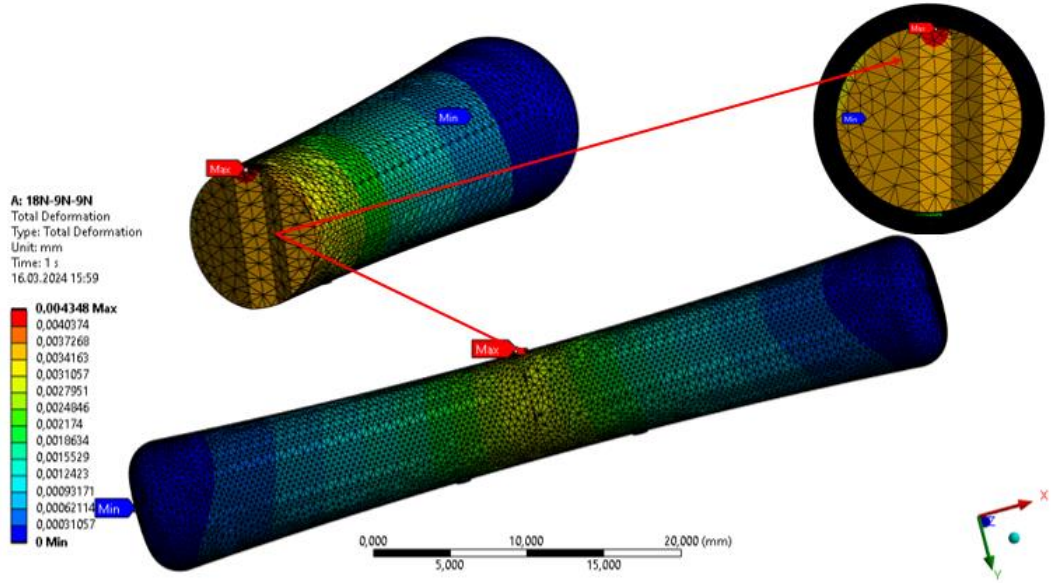
Şekil 4.4.'te açısız bir şekilde gerçekleşen metakarp shaft kırığı modellemesinde kırık hattına 6 mm'lik mesafelerden uygulanan F kuvvetlerinin ve bu kuvvetleri dengelemek için zıt yönde uygulanan $2F$ büyüklüğündeki kuvvetin uygulama yeri ve yönü gösterilmiştir. Analiz için uygulanacak kuvvetlerin büyüklükleri Tablo 4.1.'de gösterilmiştir.

Tablo 4.1. ANSYS'te açısız shaft kırığında eşit mesafede kuvvet noktalarına uygulanan kuvvetler.

$2F$ (N)	F (N)	F (N)
2	1	1
4	2	2
6	3	3
8	4	4
10	5	5
12	6	6
14	7	7
16	8	8
18	9	9
20	10	10

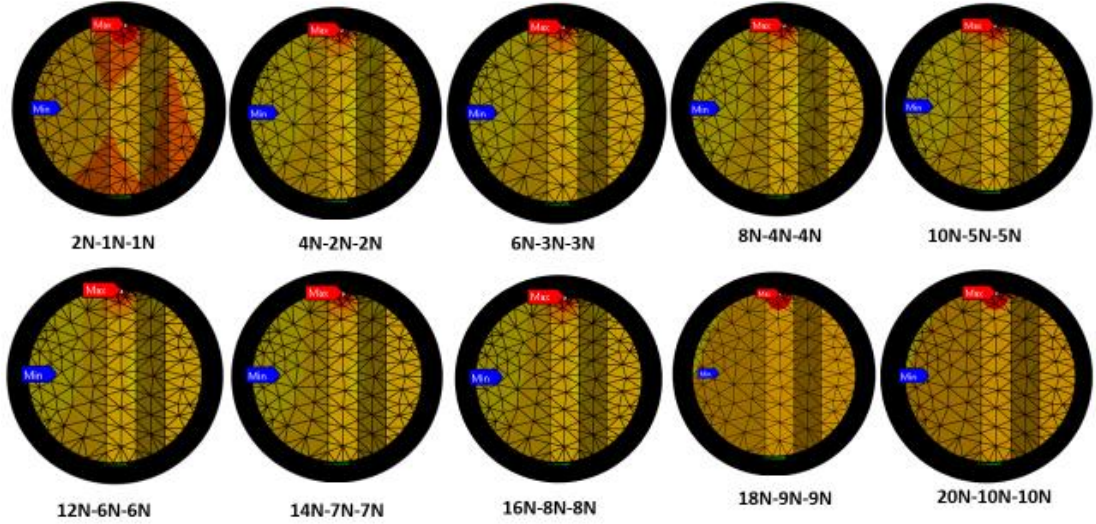
- **Kuvvet etkisinde oluşan deformasyon değerleri**

Şekil 4.5.'te kemik yapısına uygulanan kuvvetler etkisinde kemikte ve kırık hattı arayüzeyinde oluşan deformasyon değişimi yer almaktadır.



Şekil 4.5. Düz shaft kırığında 3 nokta sabitleme esasına göre uygulanan kuvvetlere bağlı kemik yapısında ve kırık hattı arayüzeyinde oluşan deformasyon dağılımı.

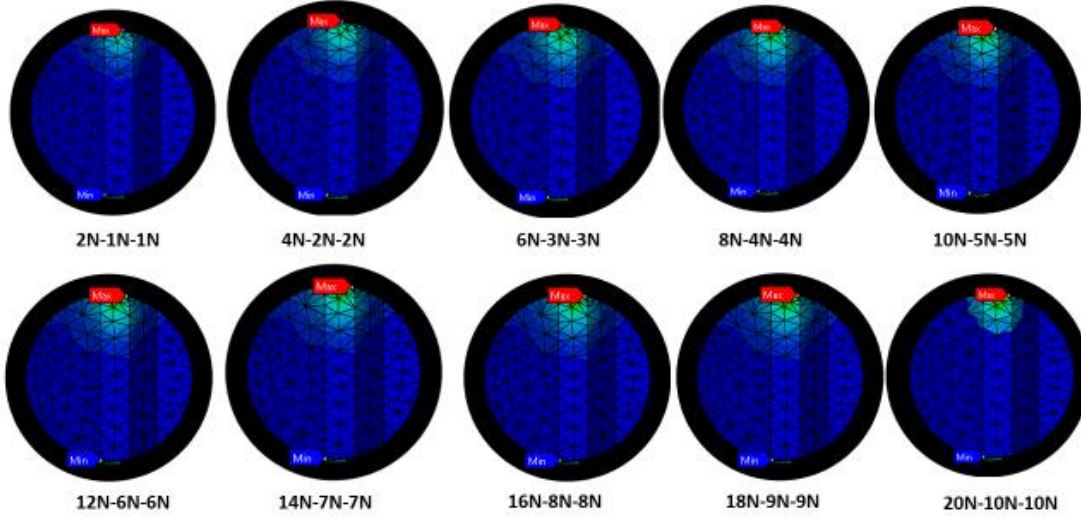
Şekil 4.6'da düz shaft kırığında kuvvet noktalarına uygulanan 2N-20N büyüklüğündeki kuvvetlerin kemik modelinde ve kırık hattında oluşturduğu deformasyon değerleri gösterilmiştir.



Şekil 4.6. Düz shaft kırığında uygulanan 2N-20N büyüklüğündeki kuvvetlerin kırık hattı ara yüzeyinde oluşturduğu deformasyon değerleri.

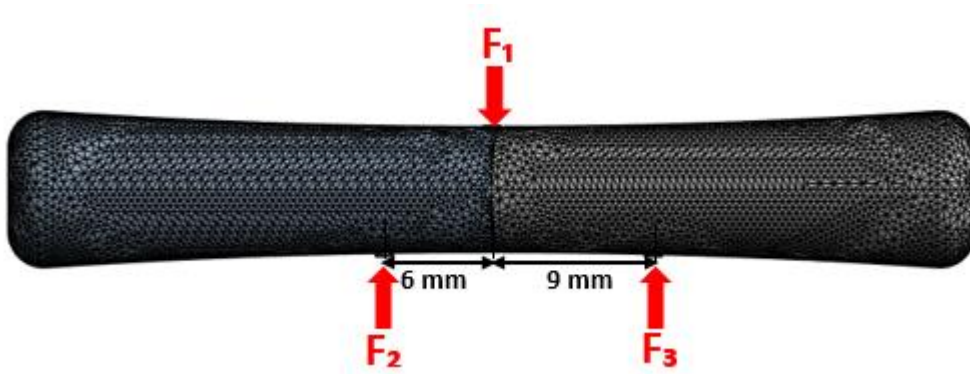
- **Kuvvet etkisinde oluşan Von Mises gerilmeleri**

Şekil 4.7'de düz shaft kırığında kuvvet noktalarına uygulanan 2N-20N büyüklüğündeki kuvvetlerin kemik modelinde ve kırık hattında oluşturduğu gerilme değerleri gösterilmiştir.



Şekil 4.7. Düz shaft kırığında uygulanan 2N-20N büyüklüğündeki kuvvetlerin kırık hattı ara yüzeyinde oluşturduğu gerilme değerleri.

4.2.2.2. Beşinci metakarp düz shaft kırıklarında farklı mesafelerden uygulanan kuvvetlerin etkisi



Şekil 4.8. Düz shaft kırığında farklı mesafelerden uygulanan kuvvetlerin konumları ve yönleri.

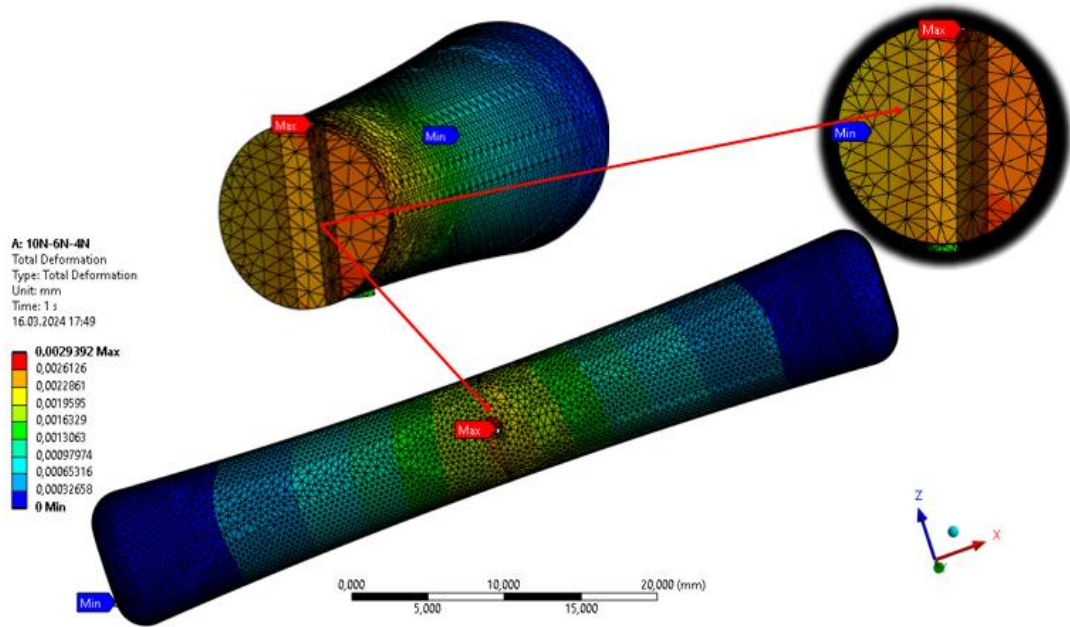
Şekil 4.8.'de açısız bir şekilde gerçekleşen metakarp shaft kırığı modellenmesi mesh yapısında kırık hattına 6 mm ve 9 mm'lik mesafelerden uygulanan F_2 ve F_3 kuvvetlerinin ve bu kuvvetleri dengelemek için zıt yönde uygulanan F_1 büyüklüğündeki kuvvetin yeri ve yönü gösterilmiştir. Analiz için uygulanacak kuvvetlerin büyüklükleri Tablo 4.2.'de gösterilmiştir.

Tablo 4.2. ANSYS'te açısız shaft kırıklarında farklı mesafelerdeki kuvvet noktalarına uygulanan F1, F2 ve F3 kuvvetleri.

F ₁ (N)	F ₂ (N)	F ₃ (N)
2	1,2	0,8
4	2,4	1,6
6	3,6	2,4
8	4,8	3,2
10	6	4
12	7,2	4,8

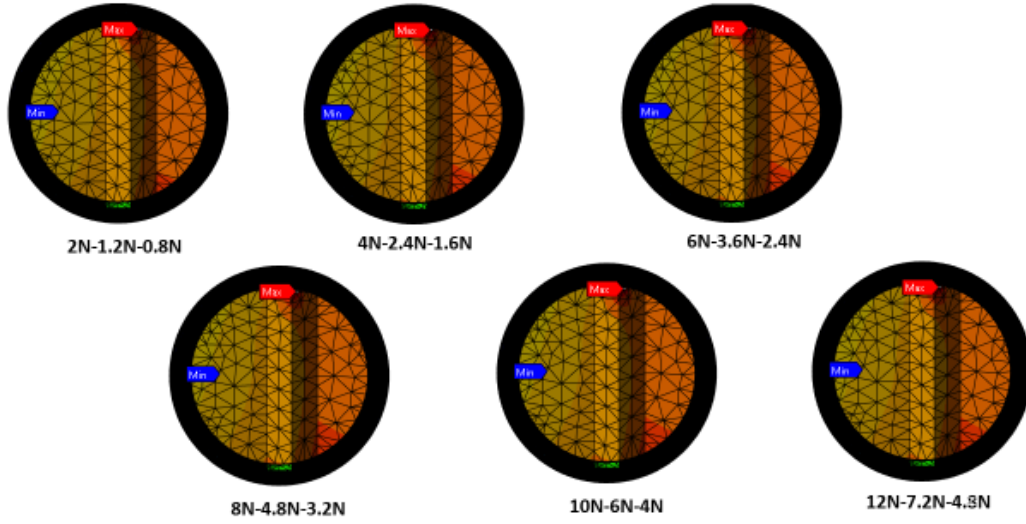
- **Kuvvet etkisinde oluşan deformasyon değerleri**

Şekil 4.9.'da düz shaft kırığına uygulanan kuvvetler etkisinde kemikte ve kırık hattı arayüzeyinde oluşan deformasyon değişimi yer almaktadır.



Şekil 4.9. Düz shaft kırığına uygulanan kuvvetlere bağlı kemik yapısında ve kırık hattı arayüzeyinde oluşan deformasyon.

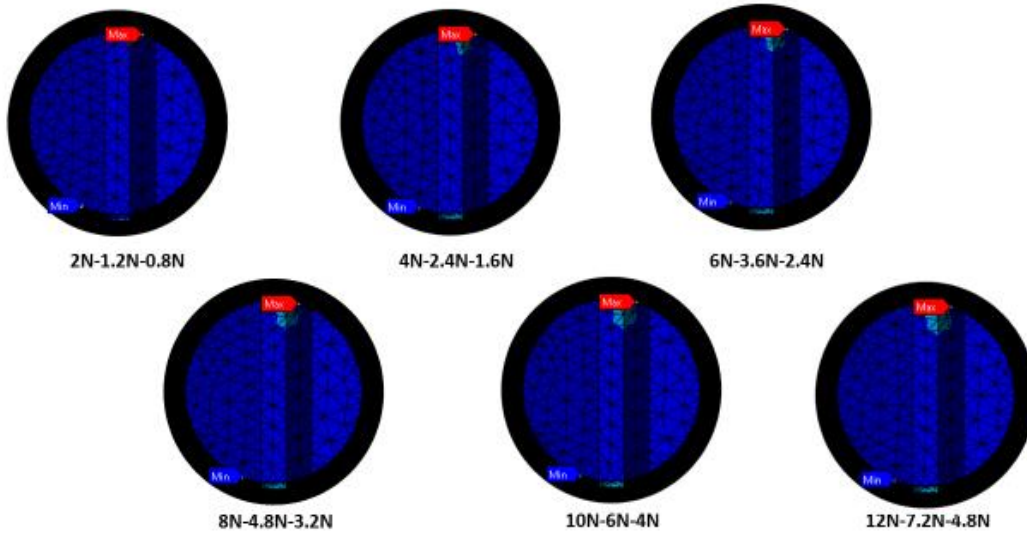
Şekil 4.10'da düz shaft kırığına kuvvet noktalarına uygulanan 2N-12N büyüklüğündeki kuvvetlerin kemik modelinde ve kırık hattında oluşturduğu deformasyon değerleri gösterilmiştir.



Şekil 4.10. Düz shaft kırığında uygulanan 2N-12N büyüklüğündeki kuvvetlerin kırık hattı ara yüzeyinde oluşturduğu deformasyon değerleri.

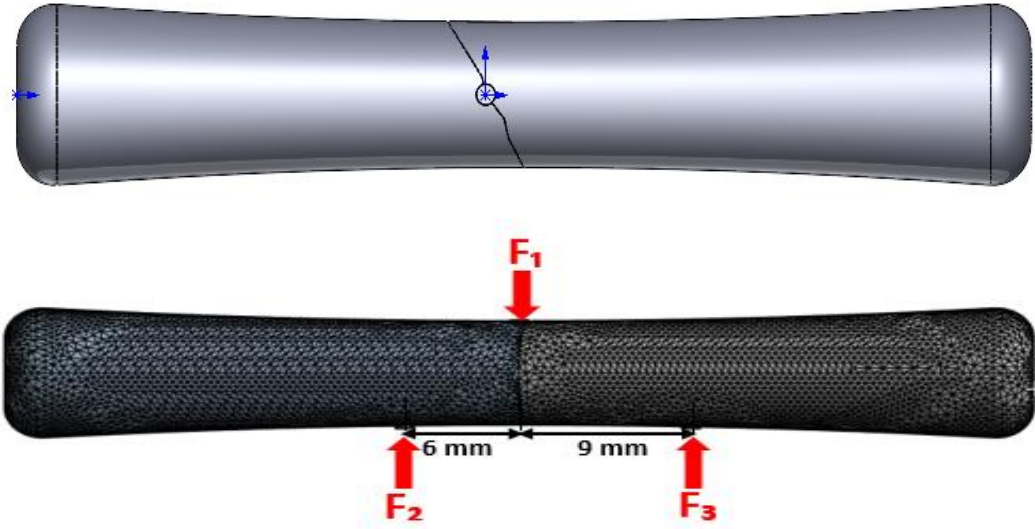
- **Kuvvet etkisinde oluşan Von Mises gerilmeleri**

Şekil 4.11’de düz shaft kırığında kuvvet noktalarına uygulanan 2N-12N büyüklüğündeki kuvvetlerin kemik modelinde ve kırık hattında oluşturduğu gerilme değerleri gösterilmiştir.



Şekil 4.11. Düz shaft kırığında uygulanan 2N-12N büyüklüğündeki kuvvetlerin kırık hattı arayüzeyinde oluşturduğu gerilme değerleri.

4.2.2.3. Beşinci metakarp açılı shaft kırıklarında farklı mesafelerden uygulanan kuvvetlerin etkisi



Şekil 4.12. Açılı shaft kırığında farklı mesafelerden uygulanan kuvvetlerin yerleri ve yönleri.

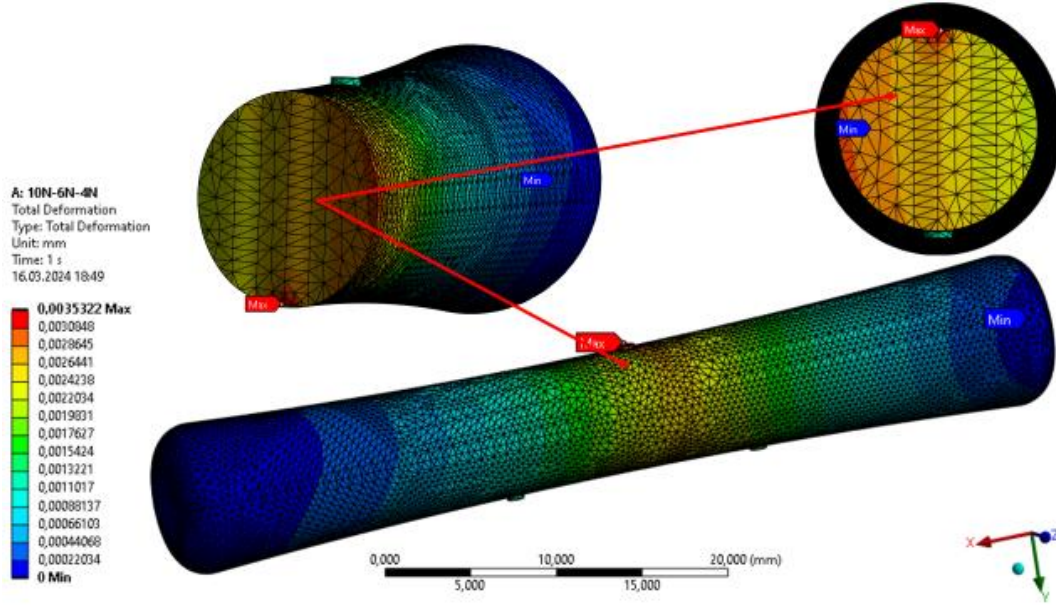
Şekil 4.12.'de açılı bir şekilde gerçekleşen metakarp shaft kırığı modellemesi kırık hattına 6 mm ve 9 mm'lik mesafelerden uygulanan F_2 ve F_3 kuvvetlerinin ve bu kuvvetleri dengelemek için zıt yönde uygulanan F_1 büyüklüğündeki kuvvetin yeri ve yönü gösterilmiştir. Analiz için uygulanacak kuvvetlerin büyüklükleri Tablo 4.3.'te gösterilmiştir.

Tablo 4.3. ANSYS'te açılı shaft kırıklarında kuvvet noktalarına uygulanan F_1 , F_2 ve F_3 kuvvetleri.

F_1 (N)	F_2 (N)	F_3 (N)
2	1,2	0,8
4	2,4	1,6
6	3,6	2,4
8	4,8	3,2
10	6	4

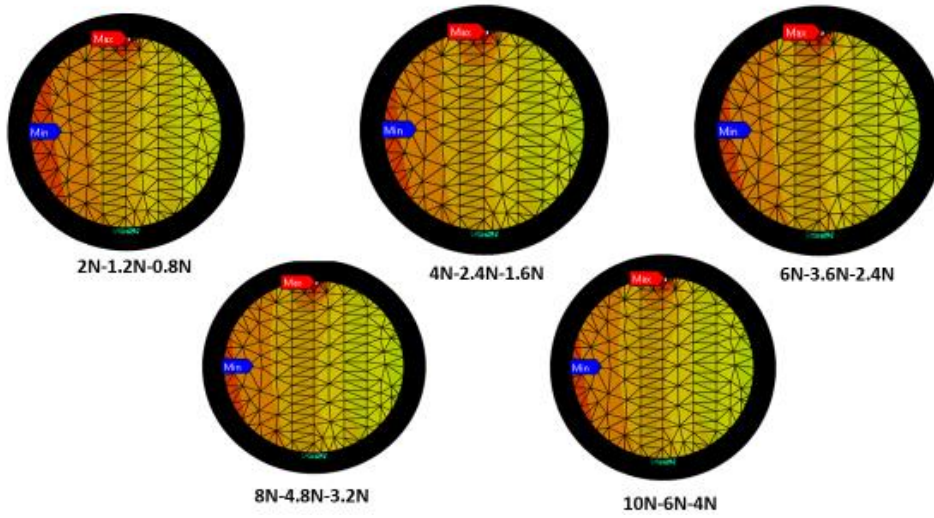
- **Kuvvet etkisinde oluşan deformasyon değerleri**

Şekil 4.13.'te açılı shaft kırığında kuvvet noktalarına uygulanan kuvvetlerin kemik modelinde ve kırık hattı arayüzeyinde oluşturduğu deformasyon değişimi gösterilmiştir.



Şekil 4.13. Düz shaft kırığında kuvvet noktalarına uygulanan kuvvetlere bağlı kemik yapısında ve kırık hattı arayüzeyinde oluşan deformasyon.

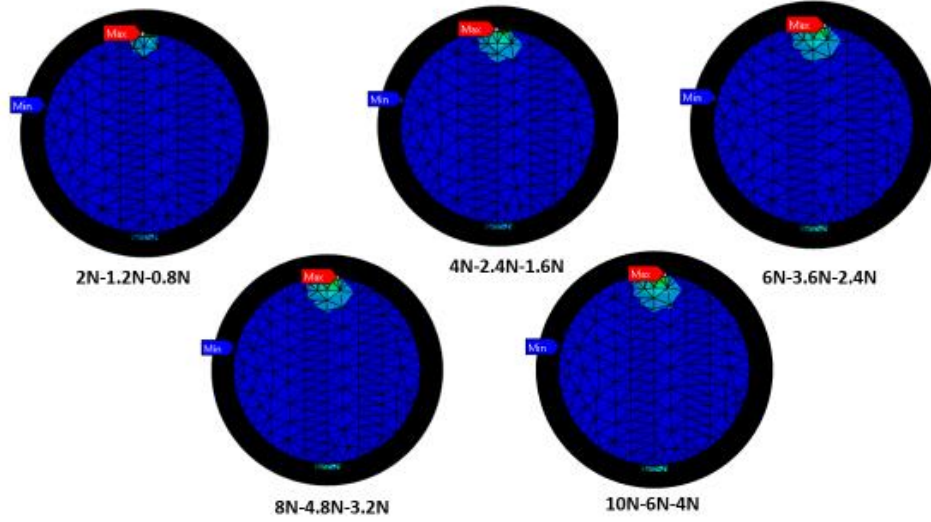
Şekil 4.14.'te açılı shaft kırığında kuvvet noktalarına uygulanan 2N-10N büyüklüğündeki kuvvetlerin kemik modelinde ve kırık hattında oluşturduğu deformasyon değerleri gösterilmiştir.



Şekil 4.14. Açılı shaft kırığında kuvvet noktalarına uygulanan 2N-10N büyüklüğündeki kuvvetlerin oluşturduğu kırık hattı ara yüzeyinde oluşturduğu deformasyon değerleri.

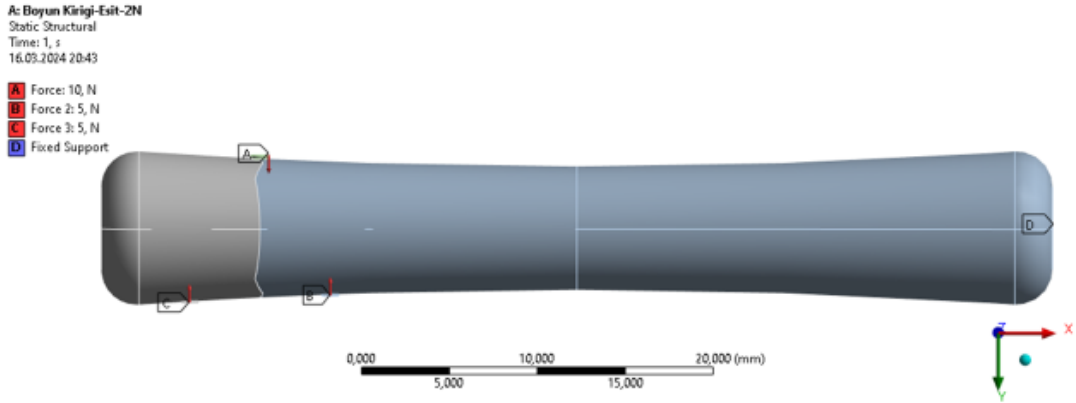
- **Kuvvet etkisinde oluşan Von Mises gerilmeleri**

Şekil 4.15.'te açılı shaft kırığında kuvvet noktalarına uygulanan 2N-10N büyüklüğündeki kuvvetlerin kemik modelinde ve kırık hattında oluşturduğu gerilme değerleri gösterilmiştir.



Şekil 4.15. Açılı shaft kırığında kuvvet noktalarına uygulanan 2N-10N büyüklüğündeki kuvvetlerin kırık hattı arayüzeyinde oluşturduğu gerilme değerleri.

4.2.2.4. Beşinci metakarp boyun kırıklarında eşit mesafelerden uygulanan kuvvetlerin etkisi



Şekil 4.16. Metakarp boyun kırığı modellemesinde kuvvet noktalarına eşit mesafelerden uygulanan kuvvetlerin yerleri ve yönleri.

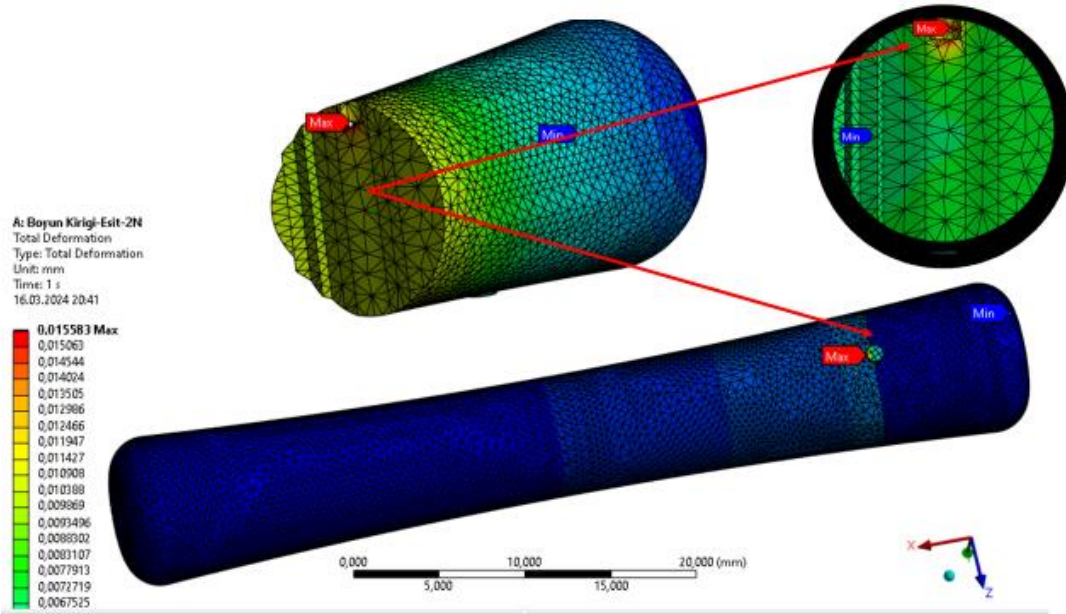
Şekil 4.48.'de metakarp boyun kırığı modellemesinde kırık hattına 6 mm'lik mesafelerden uygulanan B ve C kuvvetlerinin ve bu kuvvetleri dengelemek için zıt yönde uygulanan A büyüklüğündeki kuvvetin yeri ve yönü gösterilmiştir. Analiz için uygulanacak kuvvetlerin büyüklükleri Tablo 4.4.'te gösterilmiştir.

Tablo 4.4. ANSYS'te boyun kırıklarında kuvvet noktalarına eşit mesafede uygulanan kuvvetler.

A (N)	B (N)	C (N)
2	1	1
4	2	2
6	3	3
8	4	4
10	5	5
12	6	6
14	7	7
16	8	8

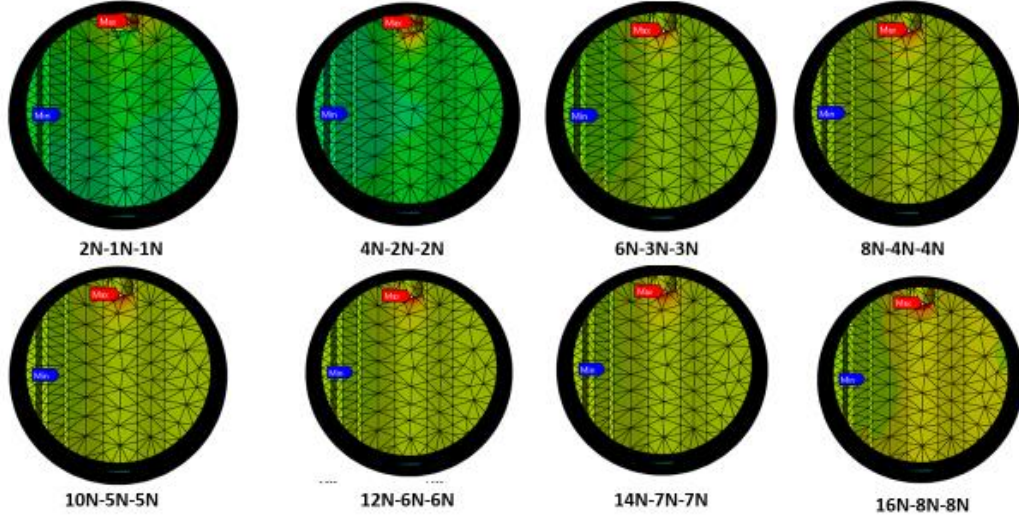
- **Kuvvet etkisinde oluşan deformasyon değerleri**

Şekil 4.17.'de metakarpal boyun kırığında kuvvet noktalarına uygulanan kuvvetlerin kemik modelinde ve kırık hattı arayüzeyinde oluşturduğu deformasyon değişimi gösterilmiştir.



Şekil 4.17. Metakarpal boyun kırığında kuvvet noktalarına uygulanan kuvvetlere bağlı kemik yapısında ve kırık hattı arayüzeyinde oluşan deformasyon.

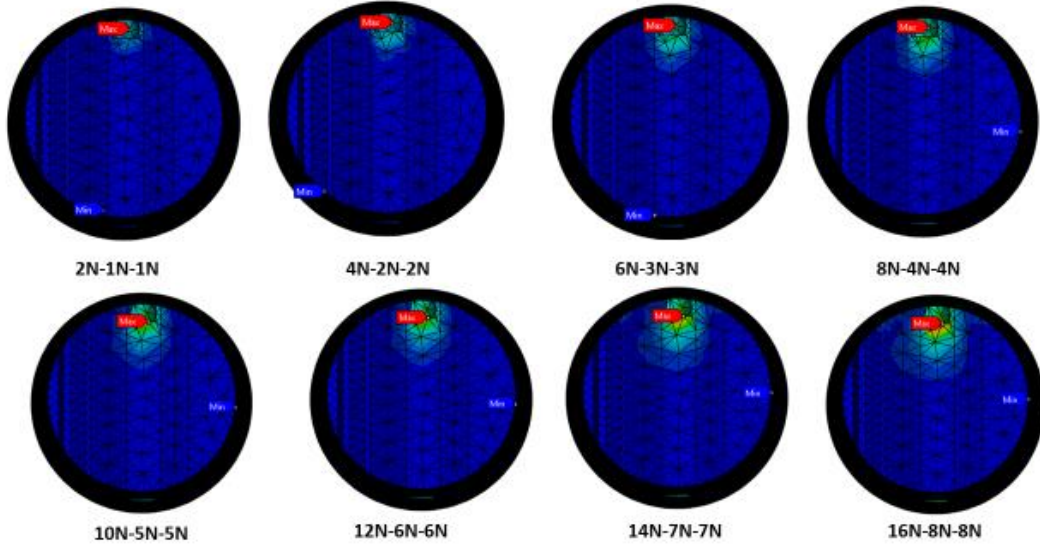
Şekil 4.18.'de metakarpal boyun kırığında kuvvet noktalarına uygulanan 2N-16N büyüklüğündeki kuvvetlerin kemik modelinde ve kırık hattında oluşturduğu deformasyon değerleri gösterilmiştir.



Şekil 4.18. Metakarpal boyun kırığında kuvvet noktalarına uygulanan 2N-16N kuvvetlerinin oluşturduğu kırık hattı ara yüzeyinde oluşturduğu deformasyon değerleri.

- **Kuvvet etkisinde oluşan Von Mises gerilmeleri**

Şekil 4.19.'da metakarpal boyun kırığında kuvvet noktalarına uygulanan 2N-16N büyüklüğündeki kuvvetlerin kemik modelinde ve kırık hattında oluşturduğu gerilme değerleri gösterilmiştir.

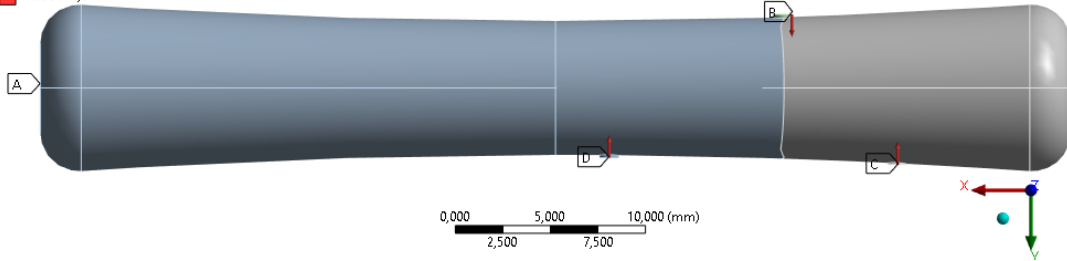


Şekil 4.19. Metakarpal boyun kırığında kuvvet noktalarına uygulanan 2N-16N büyüklüğündeki kuvvetlerin kırık hattı arayüzeyinde oluşturduğu gerilme değerleri.

4.2.2.4. Beşinci metakarp boyun kırıklarında farklı mesafelerden uygulanan kuvvetlerin etkisi

B: Boyun Kırığı-Farklı-20N
Static Structural
Time: 1, s
16.03.2024 20:59

A Fixed Support
B Force: 2, N
C Force 2: 1,2 N
D Force 3: 0,8 N



Şekil 4.20. Metakarp boyun kırığında kuvvet noktalarına farklı mesafelerden uygulanan kuvvetlerin yerleri ve yönleri.

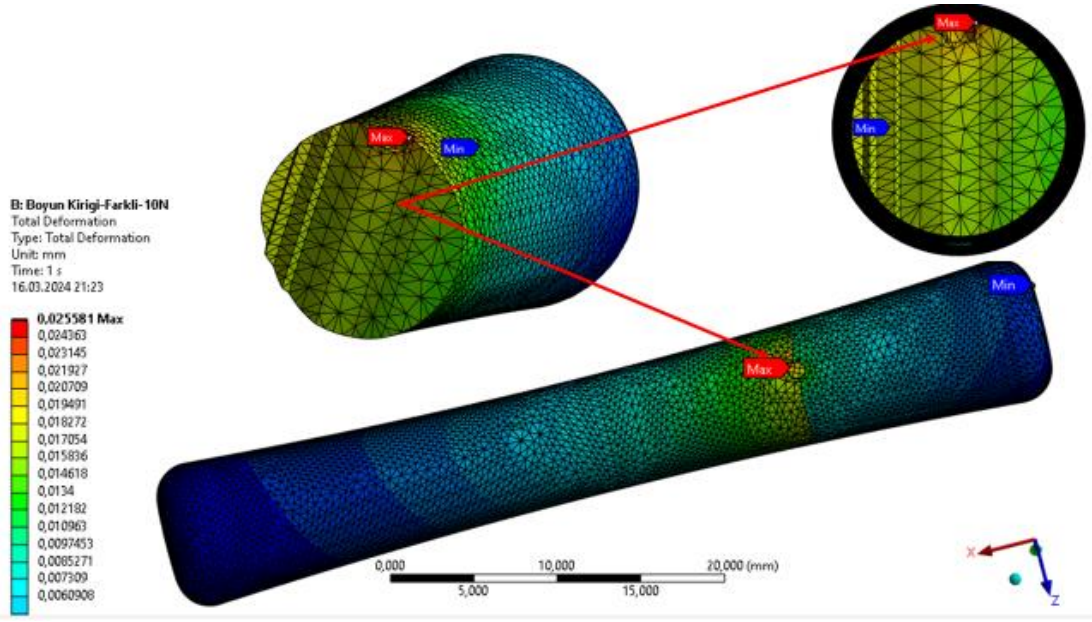
Şekil 4.20.'de metakarp boyun kırığı modellemesinde kırık hattına 6 mm ve 9 mm'lik mesafelerden uygulanan F_2 ve F_3 kuvvetlerinin ve bu kuvvetleri dengelemek için zıt yönde uygulanan F_1 büyüklüğündeki kuvvetin yeri ve yönü gösterilmiştir. Analiz için uygulanacak kuvvetlerin büyüklükleri Tablo 4.5.'te gösterilmiştir.

Tablo 4.5. ANSYS'te metakarp boyun kırıklarında kuvvet noktalarına uygulanan F_1 , F_2 ve F_3 kuvvetleri.

F_1 (N)	F_2 (N)	F_3 (N)
2	1,2	0,8
4	2,4	1,6
6	3,6	2,4
8	4,8	3,2
10	6	4
12	7,2	4,8
14	8,4	5,6
16	9,6	6,4
18	10,8	7,2
20	12	8

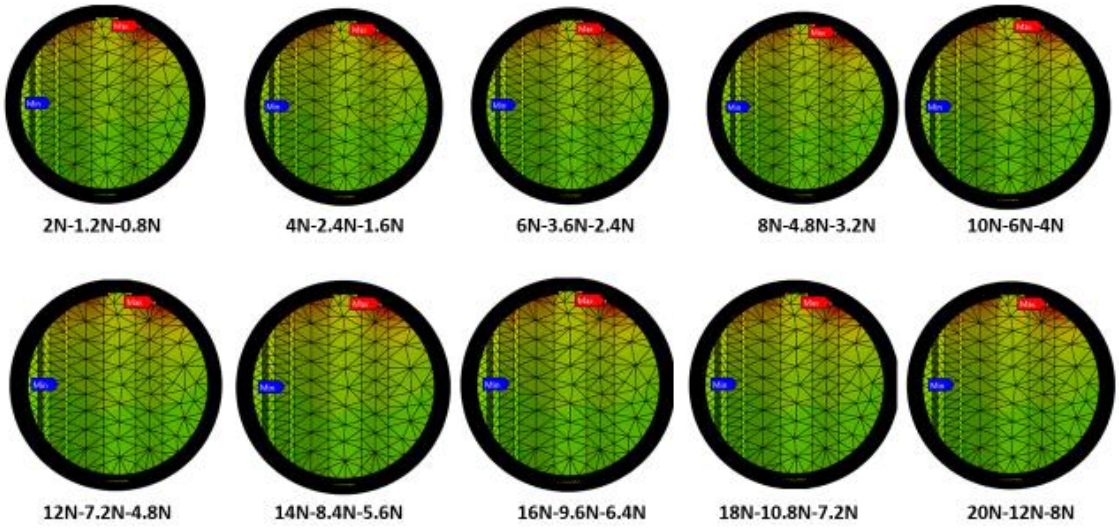
- **Kuvvet etkisinde oluşan deformasyon değerleri**

Şekil 4.21.'de metakarp boyun kırığında kuvvet noktalarına uygulanan kuvvetlerin kemik modelinde ve kırık hattı arayüzeyinde oluşturduğu deformasyon değişimi gösterilmiştir.



Şekil 4.21. Metakarp boyun kırığında kuvvet noktalarına uygulanan kuvvetlere bağlı kemik yapısında ve kırık hattı arayüzeyinde oluşan deformasyon.

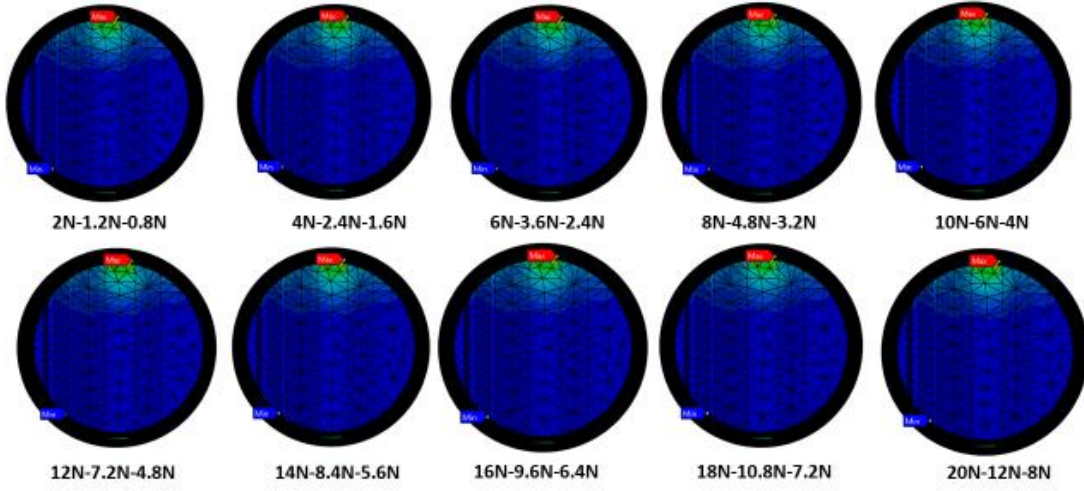
Şekil 4.22.'de metakarp boyun kırığında kuvvet noktalarına uygulanan 2N-20N aralığındaki kuvvetlerin kemik modelinde ve kırık hattında oluşturduğu deformasyon değerleri gösterilmiştir.



Şekil 4.22. Metakarp boyun kırığında kuvvet noktalarına uygulanan 2N-20N kuvvetlerinin oluşturduğu kırık hattı ara yüzeyinde oluşturduğu deformasyon değerleri.

- **Kuvvet etkisinde oluşan Von Mises gerilmeleri**

Şekil 4.23.'te metakarp boyun kırığında kuvvet noktalarına uygulanan 2N-20N büyüklüğündeki kuvvetlerin kemik modelinde ve kırık hattında oluşturduğu gerilme değerleri gösterilmiştir.



Şekil 4.23. Metakarp boyun kırığında kuvvet noktalarına uygulanan 2N-20N büyüklüğündeki kuvvetlerin kırık hattı arayüzeyinde oluşturduğu gerilme değerleri.

5. SONUÇLAR VE DEĞERLENDİRME

5.1. Kırık Modellerine Uygulanan Kuvvetlerin Etkileri

Bu çalışmada beşinci metakarpal kırık tedavisinde kırık hattının sabit kalmasını sağlayacak ve doğru büyüklükteki kuvvetlerin doğru noktalara uygulanması ile kırık iyileşmesine yardımcı olması hedeflenen bir splint tasarımı yapılmıştır. Beş farklı kırık modeli oluşturulmuş ve sonlu elemanlar analizi yöntemi ile yedi farklı kuvvet kombinasyonunun her kırık modeline uygulanması ile oluşan deformasyon ve gerilme değerleri incelenmiştir.

5.1.1. Düz Shaft Kırığında Eşit Mesafeden Uygulanan Kuvvet Değişimine Bağlı Oluşan Deformasyon ve Von Mises Gerilmesi Değerleri

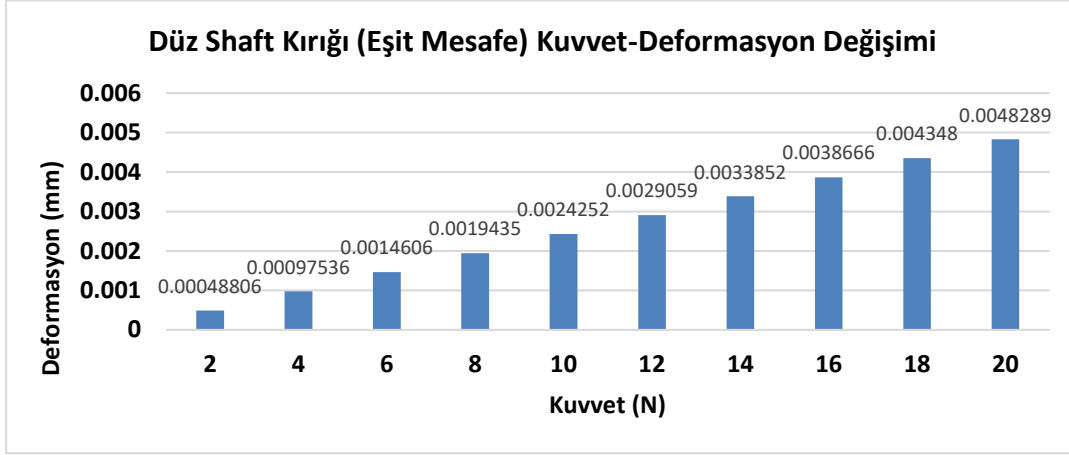
Düz shaft kırığında, kırık hattına eşit mesafeden uygulanan kuvvet artışına bağlı olarak kemikte meydana gelen maksimum deformasyon ve maksimum gerilme değerleri Tablo 5.1.'de gösterilmiştir.

Tablo 5.1. Düz shaft kırığında kuvvet değişimine bağlı oluşan max. deformasyon ve max. gerilme analiz değerleri.

$F_1(N)$	$F_2(N)$	$F_3(N)$	Deformasyon (mm)	Gerilme (MPa)
2	1	1	0,00048806	5,7382
4	2	2	0,00097536	8,0841
6	3	3	0,0014606	10,293
8	4	4	0,0019435	13,144
10	5	5	0,0024252	16,134
12	6	6	0,0029059	18,7
14	7	7	0,0033852	21,073
16	8	8	0,0038666	23,507
18	9	9	0,004348	26,497
20	10	10	0,0048289	29,491

5.1.1.1. Düz shaft kırığında eşit mesafeden uygulanan kuvvet artışına bağlı değişen deformasyon değerleri

Kırık kemikte kırık hattı ve çevresine 3 nokta fiksasyonu prensibi dikkate alınarak 3 farklı noktadan uygulanan kuvvet değişimlerine bağlı olarak gerçekleşen maksimum deformasyon değerleri Şekil 5.1.'de gösterilmiştir.

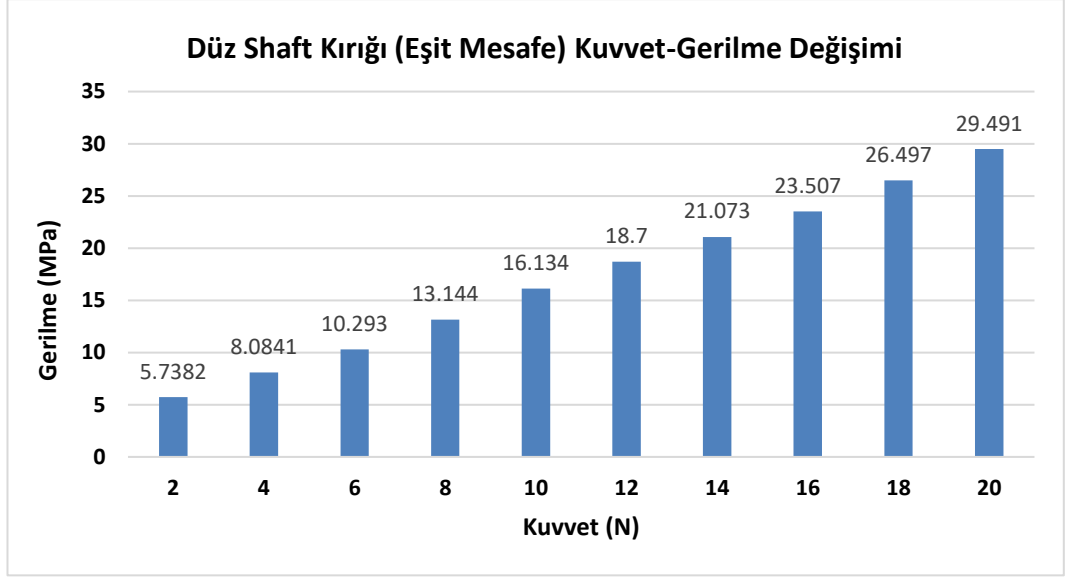


Şekil 5.1. Düz metakarp kırığına eşit mesafeden uygulanan kuvvetlere bağlı maksimum deformasyon değişim grafiği.

Düz(açısız) metakarp shaft kırığında kırık hattına 2N ve bu kuvveti dengeleyecek iki adet 1N'luk kuvvetin tam tersi yönde uygulanması sonucu oluşan deformasyon 0,00048806 mm'dir. En büyük kuvvet olarak 20N uygulanması durumunda ise oluşan deformasyon değeri ,0048289 mm'dir. Uygulanan kuvvet miktarının periyodik olarak artmasıyla kemikte meydana gelen maksimum deformasyon değerlerinin de arttığı görülmüştür.

5.1.1.2. Düz shaft kırığında eşit mesafeden uygulanan kuvvet artışına bağlı değişen gerilme değerleri

Düz(açısız) metakarp shaft kırığına sahip kemikte kırık hattı ve çevresine 3 nokta fiksasyonu prensibi dikkate alınarak 3 farklı noktadan uygulanan kuvvet değişimlerine bağlı olarak gerçekleşen maksimum gerilme değerleri Şekil 5.2.'de gösterilmiştir.



Şekil 5.2. Düz metakarp kırığına eşit mesafeden uygulanan kuvvetlere bağlı maksimum gerilme değerleri değişim grafiği.

Analizlerde uygulanacak dengeleyici kuvvetin büyüklüğü minimum 2N olarak seçilmiştir. Bu kırık modelinde 2N dengeleyici kuvvet uygulanması durumunda kemik modelinde oluşan maksimum gerilme 5,7382 MPa'dır. Dengeleyici kuvvet 20N'a kadar artırılarak gerilme analizleri tekrarlanmış ve 20N uygulanması durumunda oluşan gerilmenin 29,491 MPa olduğu görülmüştür. Yapılan sonlu elemanlar analizlerinde, düz metakarp shaft kırığına uygulanan kuvvet değerlerinin 18N'u aşması halinde kemikte oluşan gerilme değerini 25 MPa'nın üzerine çıkardığı görülmüştür.

5.1.2. Düz shaft kırığında farklı mesafelerden uygulanan kuvvet miktarı değişimine bağlı oluşan deformasyon ve Von Mises gerilmesi değerleri

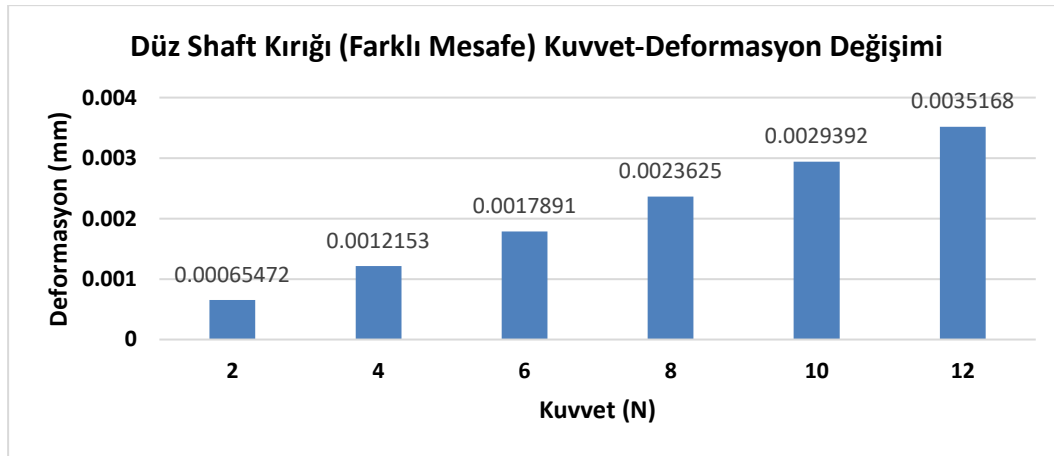
Düz(açısız) shaft kırığında kırık hattına 6 mm ve 9 mm uzaklıkta olmak üzere iki adet kuvvet yukarı doğru, bunları dengeleyecek büyüklükteki bir kuvvet de kırık merkezinden aşağı doğru olacak şekilde uygulanmıştır. Düz shaft kırığında, kırık hattına farklı mesafelerden uygulanan bu kuvvet değerlerinin artışına bağlı olarak kemikte meydana gelen maksimum deformasyon ve maksimum gerilme değerleri Tablo 5.2.'de gösterilmiştir.

Tablo 5.2. Düz shaft kırığında farklı mesafelerden uygulanan kuvvet değişimine bağlı oluşan max. deformasyon ve max. gerilme analiz değerleri.

F1 (N)	F2 (N)	F3 (N)	Deformasyon (mm)	Gerilme (MPa)
2	1,2	0,8	0,00065472	12,422
4	2,4	1,6	0,0012153	17,429
6	3,6	2,4	0,0017891	22,41
8	4,8	3,2	0,0023625	26,273
10	6	4	0,0029392	30,636
12	7,2	4,8	0,0035168	35,116

5.1.2.1. Düz shaft kırığında farklı mesafelerden uygulanan kuvvet miktarı artışına bağlı değişen deformasyon değerleri

Düz(açısız) shaft kırığında kırık hattına 6 mm ve 9 mm uzaklıkta olmak üzere iki adet kuvvet yukarı doğru, bunları dengeleyecek büyüklükteki bir kuvvet de kırık merkezinden aşağı doğru olacak şekilde uygulanmıştır. Sonlu eleman analizlerinde, uygulanan bu kuvvet değerlerinin değişimine bağlı olarak kemikte meydana gelen maksimum deformasyon değişimleri Şekil 5.3.'te gösterilmiştir.

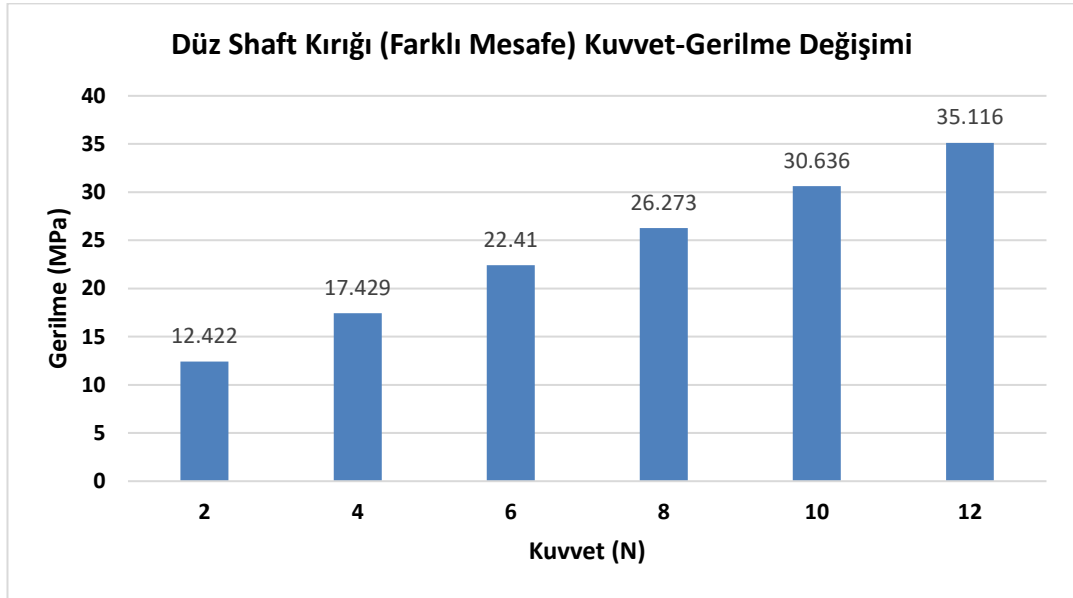


Şekil 5.3. Düz metakarp kırığına farklı mesafelerden uygulanan kuvvet değişimine bağlı maksimum deformasyon değeri değişim grafiği.

Kuvvet değerlerinin artırılmasına bağlı olarak yapılan analizlerde en küçük maksimum deformasyon değeri olan 0,00065472 mm'nin, 2 N büyüklüğünde dengeleyici kuvvet uygulanması durumunda gerçekleştiği görülmüştür. Kuvvet artışının 12 N'da son bulunduğu noktada ise maksimum deformasyon 0,0035168 mm olmuştur. Uygulanan kuvvet etkisinde kemikte meydana gelen deformasyonun kuvvet artışına bağlı olarak arttığı görülmüştür.

5.1.2.2. Düz shaft kırığında farklı mesafelerden uygulanan kuvvet miktarı artışına bağlı değişen gerilme değerleri

Sonlu eleman analizlerinde, uygulanan kuvvet değerlerinin değişimine bağlı olarak kemikte meydana gelen maksimum gerilme değerlerinin değişimi Şekil 5.4.'te gösterilmiştir.



Şekil 5.4. Düz metakarp kırığına farklı mesafelerden uygulanan kuvvet değişimine bağlı maksimum gerilme değerleri değişim grafiği.

Kuvvet değerlerinin arttırılmasına bağlı olarak yapılan analizlerde en küçük maksimum gerilme değeri olan 12,422 MPa'ın, 2 N büyüklüğünde dengeleyici kuvvet uygulanması durumunda gerçekleştiği görülmüştür. Kuvvet artışının 12 N'a ulaşması ile maksimum gerilme değeri 35,116 MPa olmuştur. Uygulanan kuvvet etkisinde kemikte meydana gelen gerilmenin kuvvet artışına bağlı olarak arttığı görülmüştür. Uygulanan dengeleyici kuvvetin büyüklüğü 8N ve üzerinde değerler aldığı anda kemikte oluşan gerilme değerinin 25 MPa'ı aştığı görülmektedir.

5.1.3. Açılı shaft kırığına uygulanan kuvvet miktarı değişimine bağlı oluşan deformasyon ve von mises gerilmesi değerleri

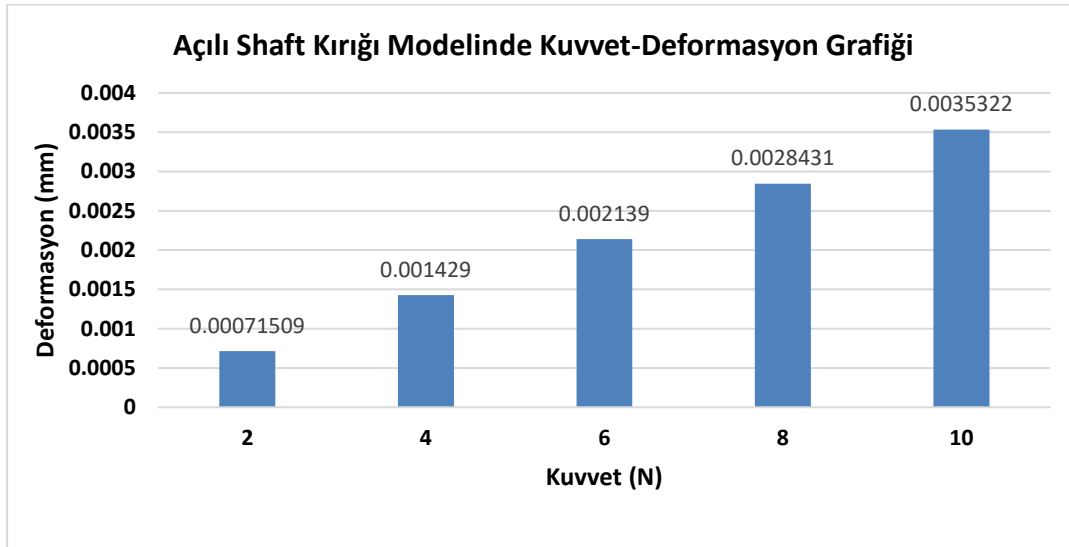
Açılı shaft kırığında, kırık hattına uygulanan kuvvet değerlerinin artışına bağlı olarak kemikte meydana gelen maksimum deformasyon ve maksimum gerilme değerleri Tablo 5.2.'de gösterilmiştir.

Tablo 5.3. Açılı shaft kırığına uygulanan kuvvet değişimine bağlı oluşan max. deformasyon ve max. gerilme analiz değerleri.

F1 (N)	F2 (N)	F3 (N)	Deformasyon (mm)	Gerilme (Mpa)
2	1,2	0,8	0,00071509	25,636
4	2,4	1,6	0,001429	28,096
6	3,6	2,4	0,002139	31,241
8	4,8	3,2	0,0028431	34,83
10	6	4	0,0035322	38,471

5.1.3.1. Açılı shaft kırığına uygulanan kuvvet miktarı artışına bağlı değişen deformasyon değerleri

Açılı shaft kırığında kırık hattına 6 mm ve 9 mm uzaklıkta olmak üzere iki adet kuvvet yukarı doğru, bunları dengeleyecek büyüklükteki bir kuvvet de kırık merkezinden aşağı doğru olacak şekilde uygulanmıştır. Sonlu eleman analizlerinde, uygulanan bu kuvvet değerlerinin değişimine bağlı olarak kemikte meydana gelen maksimum deformasyon değişimleri Şekil 5.5.'te gösterilmiştir.

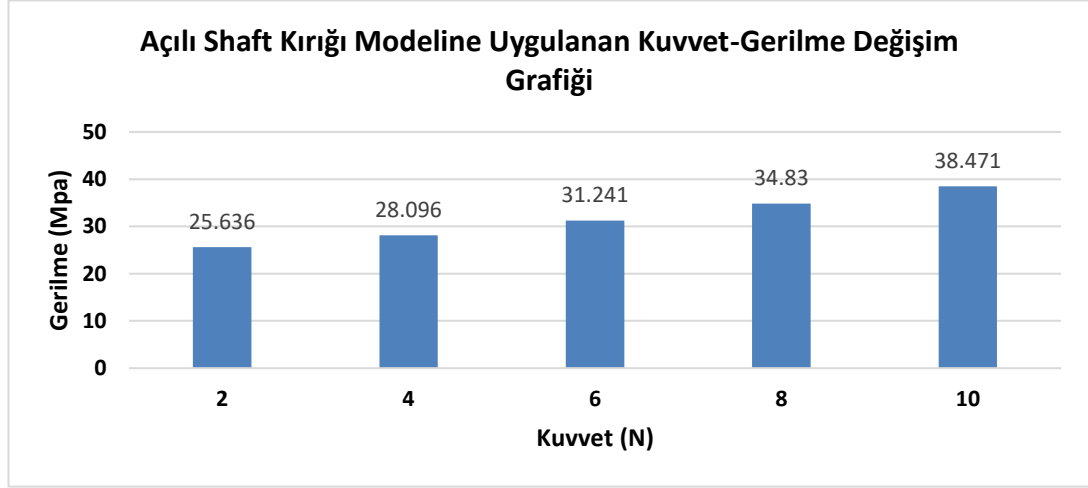


Şekil 5.5. Açılı metakarp kırığına farklı mesafelerden uygulanan kuvvet değişimine bağlı oluşan maksimum deformasyon değeri değişim grafiği.

Oluşan maksimum deformasyon değerlerinin en küçüğü olan 0,00071509 mm'nin, minimum kuvvetin uygulanması durumunda gerçekleştiği görülmüştür. Maksimum deformasyon değerlerinden en büyüğü olan 0,0035322 mm ise en büyük kuvvet olan 10 N etkisinde oluşmuştur. Buna göre uygulanan dengeleyici kuvvetin miktarı arttıkça kemikte oluşan deformasyon miktarının da arttığı görülür.

5.1.3.2. Açılı Shaft Kırığına Uygulanan Kuvvet Miktarı Artışına Bağlı Değişen Gerilme Değerleri

Sonlu eleman analizlerinde, açılı kırık modeline uygulanan kuvvet değerlerinin artışına bağlı olarak kemikte meydana gelen maksimum gerilme değerlerinin değişimi Şekil 5.6.'da gösterilmiştir.



Şekil 5.6. Metakarp açılı shaft kırığına farklı mesafelerden uygulanan kuvvet değişimine bağlı maksimum gerilme değerleri değişim grafiği.

Oluşan maksimum gerilme değerlerinin en küçüğünün(25,636 MPa) 2 N'luk dengeleyici kuvvetin uygulandığı durumda, en büyüğünün(38,471 MPa) ise 10 N'luk kuvvetin etkisinde olduğu görülmüştür. Bu sonuçlara bakılarak kırık kemik modeline uygulanan kuvvetin büyüklüğünün artmasının kemikte meydana gelecek gerilmeyi de arttırdığı sonucuna varılabilir. Kemikte oluşan maksimum gerilme değerinin 25 MPa'ı geçmemesi için uygulanacak kuvvetin büyüklüğü 2 N ve altında seçilmelidir.

5.1.4. Metakarp boyun kırığı modeline eşit mesafeden uygulanan kuvvet miktarı değişimine bağlı oluşan deformasyon ve von mises gerilmesi değerleri

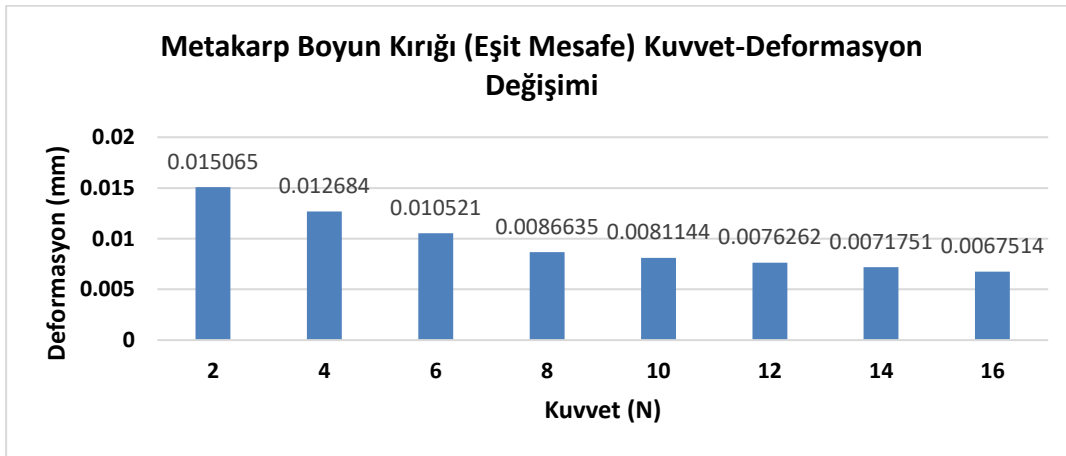
Metakarp boyun kırığında, kırık hattına uygulanan kuvvet değerlerinin artışına bağlı olarak kemikte meydana gelen maksimum deformasyon ve maksimum gerilme değerleri Tablo 5.4.'te gösterilmiştir.

Tablo 5.4. Metakarp boyun kırığına eşit mesafeden uygulanan kuvvet değişimine bağlı oluşan max. deformasyon ve max. gerilme analiz değerleri.

F1 (N)	F2 (N)	F3 (N)	Deformasyon (mm)	Gerilme (MPa)
2	1	1	0,015065	12,239
4	2	2	0,012684	13,839
6	3	3	0,010521	15,23
8	4	4	0,0086635	18,333
10	5	5	0,0081144	21,48
12	6	6	0,0076262	24,422
14	7	7	0,0071751	27,337
16	8	8	0,0067514	30,273

5.1.4.1. Boyun kırığına eşit mesafeden uygulanan kuvvet miktarı artışına bağlı değişen deformasyon değerleri

Şekil 5.7.'de metakarp boyun kırığında kırık hattına eşit mesafelerden uygulanan eşit büyüklükteki iki kuvvetin ve bu kuvvetleri dengeleyecek şekilde zıt yönde uygulanan kuvvetin artışına bağlı olarak kemikte meydana gelen maksimum deformasyon ve gerilme değerleri gösterilmiştir.

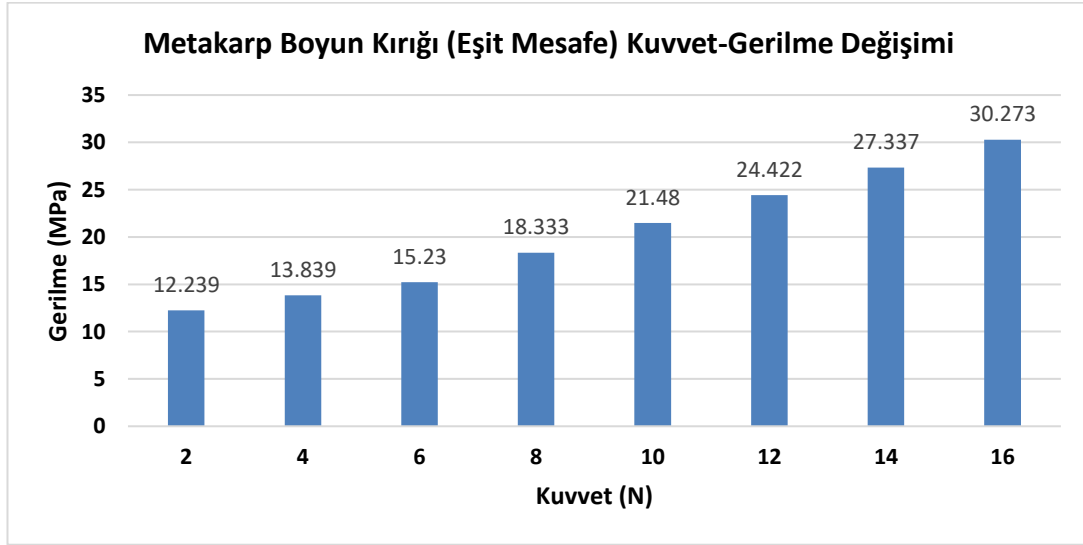


Şekil 5.7. Metakarp boyun kırığına eşit mesafelerden uygulanan kuvvet değişimine bağlı oluşan maksimum deformasyon değeri değişim grafiği.

Uygulanan dengeleyici kuvvetin büyüklüğü 2 N ile başlamış 16 N'a kadar orantılı bir şekilde arttırılmıştır. Elde edilen maksimum deformasyon değerlerinden en küçüğü 16 N'luk kuvvet etkisinde, en büyüğü ise 2 N'luk kuvvet etkisinde gerçekleşmiştir.

5.1.4.2. Metakarp boyun kırığına eşit mesafeden uygulanan kuvvet miktarı artışına bağlı değişen maksimum gerilme değerleri

Şekil 5.8.'de metakarp boyun kırığında kırık hattına eşit mesafelerden uygulanan eşit büyüklükteki iki kuvvetin ve bu kuvvetleri dengeleyecek şekilde zıt yönde uygulanan kuvvetin artışına bağlı olarak kemikte meydana gelen maksimum deformasyon ve gerilme değerleri gösterilmiştir.



Şekil 5.8. Metakarp boyun kırığına eşit mesafelerden uygulanan kuvvet değişimine bağlı maksimum gerilme değerleri değişim grafiği.

Verilen bu grafikten maksimum gerilme değerlerinin kuvvet miktarı artışına bağlı olarak arttığı gözlemlenebilir. Maksimum gerilme değerlerinden en küçüğü(12,239 MPa) 2 N'luk kuvvet etkisinde, en büyüğü(30,273 MPa) ise 16 N'luk kuvvet etkisinde oluşmuştur. Kemikte oluşan maksimum gerilme değerinin 25 MPa'ı geçmemesi için uygulanacak kuvvetin büyüklüğü 12 N ve altında seçilmelidir.

5.1.5. Metakarp boyun kırığı modeline farklı mesafelerden uygulanan kuvvet miktarı değişimine bağlı oluşan deformasyon ve von mises gerilmesi değerleri

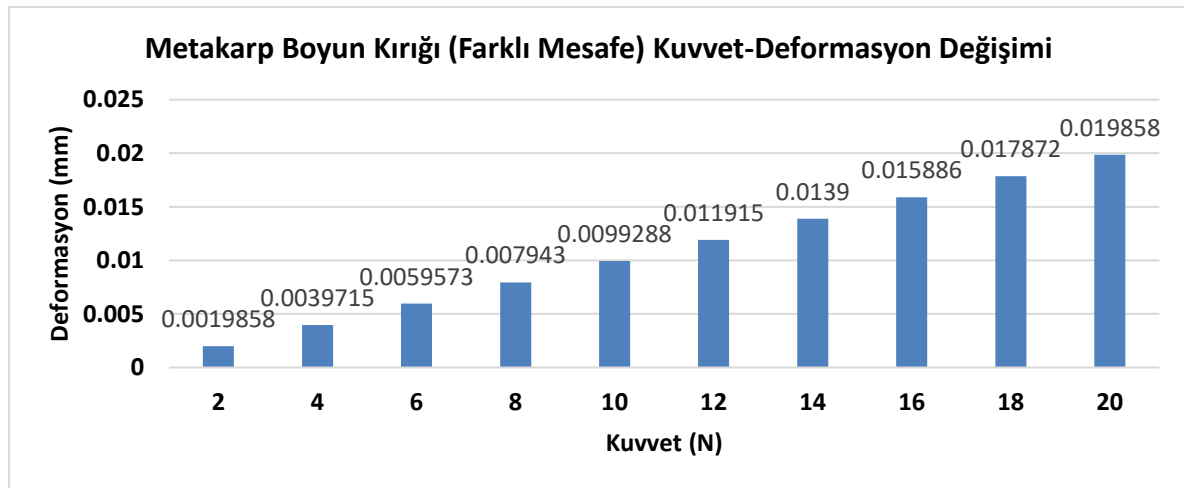
Metakarp boyun kırığında, kırık hattına uygulanan farklı mesafelerdeki kuvvet değerlerinin artışına bağlı olarak kemikte meydana gelen maksimum deformasyon ve maksimum gerilme değerleri Tablo 5.5.'te gösterilmiştir.

Tablo 5.5. Metakarp boyun kırığına farklı mesafelerden uygulanan kuvvet değişimine bağlı oluşan max. deformasyon ve max. gerilme analiz değerleri.

F1 (N)	F2 (N)	F3 (N)	Deformasyon (mm)	Gerilme (MPa)
2	1,2	0,8	0,0019858	2,7148
4	2,4	1,6	0,0039715	5,4297
6	3,6	2,4	0,0059573	8,1445
8	4,8	3,2	0,007943	10,859
10	6	4	0,0099288	13,574
12	7,2	4,8	0,011915	16,289
14	8,4	5,6	0,0139	19,004
16	9,6	6,4	0,015886	21,719
18	10,8	7,2	0,017872	24,434
20	12	8	0,019858	27,148

5.1.5.1. Boyun kırığına farklı mesafelerden uygulanan kuvvet miktarı artışına bağlı değişen maksimum deformasyon değerleri

Metakarp boyun kırığında, kırık hattına 6 mm ve 9 mm uzaklıkta olmak üzere iki adet kuvvet yukarı doğru, bunları dengeleyecek büyüklükteki bir kuvvet de kırık merkezinden aşağı doğru olacak şekilde uygulanmıştır. Sonlu eleman analizlerinde, uygulanan bu kuvvet değerlerinin değişimine bağlı olarak kemikte meydana gelen maksimum deformasyon değişimleri Şekil 5.9.'da gösterilmiştir.



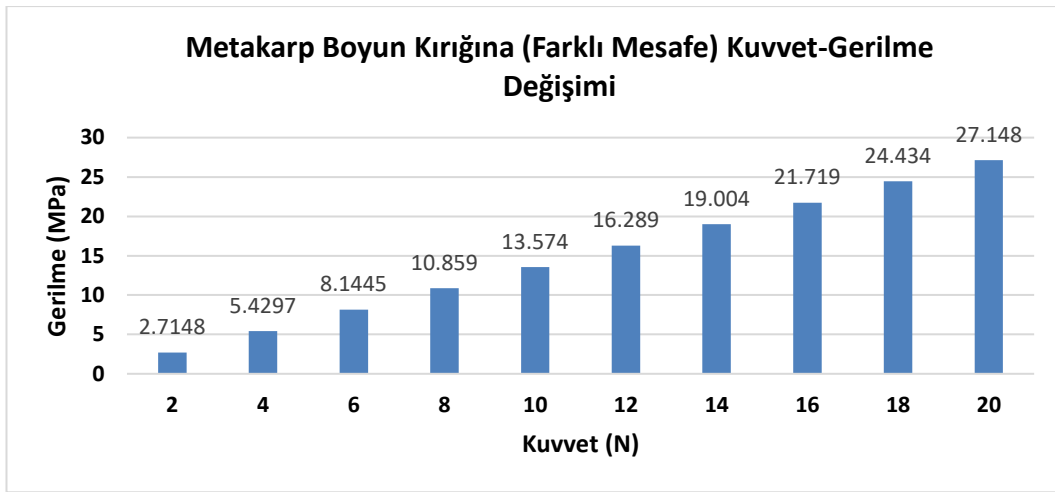
Şekil 5.9. Metakarp boyun kırığına farklı mesafelerden uygulanan kuvvet değişimine bağlı oluşan maksimum deformasyon değeri değişim grafiği.

Oluşan maksimum deformasyon değerlerinin en küçüğü olan 0,0019858 mm'nin, minimum kuvvetin uygulanması durumunda gerçekleştiği görülmüştür. Maksimum

deformasyon değerlerinden en büyüğü olan 0,019858 mm ise en büyük kuvvet olan 20 N etkisinde oluşmuştur. Buna göre uygulanan dengeleyici kuvvetin miktarı arttıkça kemikte oluşan deformasyon miktarının da arttığı görülür.

5.1.5.2. Metakarp boyun kırığına farklı mesafelerden uygulanan kuvvet miktarı artışına bağlı değişen maksimum gerilme değerleri

Metakarp boyun kırığı modellemesinde farklı mesafelerden uygulanan kuvvetlerin büyüklüklerinin artışına bağlı olarak kemik modelinde meydana maksimum gerilme değerlerinin değişim grafiği Şekil 5.10.'da yer almaktadır.



Şekil 5.10. Metakarp boyun kırığına eşit mesafelerden uygulanan kuvvet değişimine bağlı maksimum gerilme değerleri değişim grafiği.

Yapılan analizlerde 2 N'luk dengeleyici kuvvet etkisinde oluşan maksimum gerilme değerinin 2,7148 MPa, 20 N'luk kuvvet etkisinde oluşan maksimum gerilme değerinin ise 27,148 MPa olduğu görülmektedir. Bu sonuçlara bakılarak kuvvet miktarının artışına bağlı olarak kemikte meydana gelen maksimum gerilme değerlerinin arttığı görülür. Dengeleyici kuvvetin büyüklüğünün 18N'u aşması durumunda kemikte oluşan maksimum gerilme değeri 25 MPa'ın üzerine çıkmaktadır.

5.1.6. Beşinci metakarp kırığı modellerinde kuvvet etkisinde oluşan gerilme değerleri

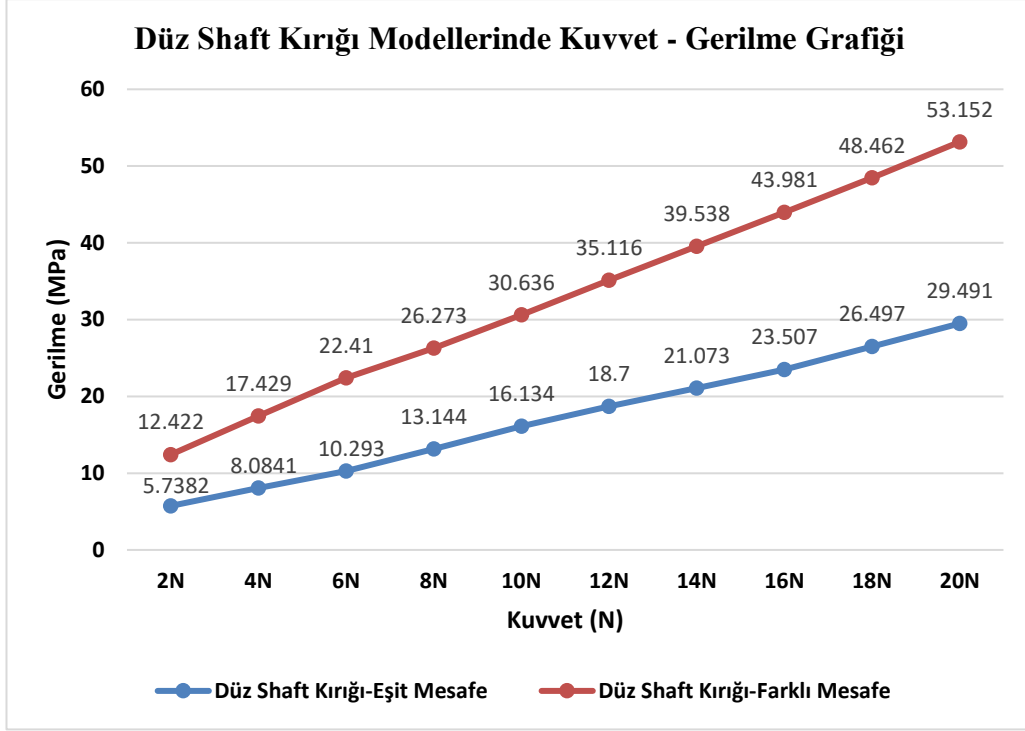
Beşinci metakarp kırık modellerine 2N-20N aralığında kuvvet uygulanması sonucu kemikte oluşan maksimum gerilme değerleri Tablo 5.6.'da gösterilmiştir.

Tablo 5.6. Metakarp kırık modellerinde uygulanan bileşke kuvvete bağlı olarak oluşan maksimum gerilme değerleri.

Bileşke Kuvvet (N)	Gerilme Değerleri (MPa)				
	Düz Shaft Kırığı (Eşit Mesafe)	Düz Shaft Kırığı (Farklı Mesafe)	Açılı Shaft Kırığı	Boyun Kırığı (Eşit Mesafe)	Boyun Kırığı (Farklı Mesafe)
2N	5,7382	12,422	25,636	12,239	2,7148
4N	8,0841	17,429	28,096	13,839	5,4297
6N	10,293	22,41	31,241	15,23	8,1445
8N	13,144	26,273	34,83	18,333	10,859
10N	16,134	30,636	38,471	21,48	13,574
12N	18,7	35,116	42,042	24,422	16,289
14N	21,073	39,538	45,081	27,337	19,004
16N	23,507	43,981	48,091	30,273	21,719
18N	26,497	48,462	51,925	33,201	24,434
20N	29,491	53,152	57,15	36,136	27,148

Düz shaft kırıklarında 3 nokta fiksasyonu kullanılarak analiz modeline uygulanacak kuvvetler tespit edilmiştir. 3 nokta fiksasyonunda uygulanan kuvvetlerin statik dengede olmaları gerekmektedir. Bu nedenle kuvvet uygulama noktaları dikkate alınarak tepki kuvveti uygulama noktaları eşit mesafeli ve farklı mesafeli olmak üzere iki gruba ayrılmıştır. Birinci grupta, tepki kuvvetlerinin bileşke (dengeleyici) kuvvetin konumuna göre eşit mesafede etki eden 2 kuvvet kullanılmıştır. İkinci grupta ise, 2 adet tepki kuvvetinin etki noktaları farklı mesafede alınmış ve denge şartları dikkate alınarak bileşke kuvvete denk iki farklı kuvvet hesaplanmıştır.

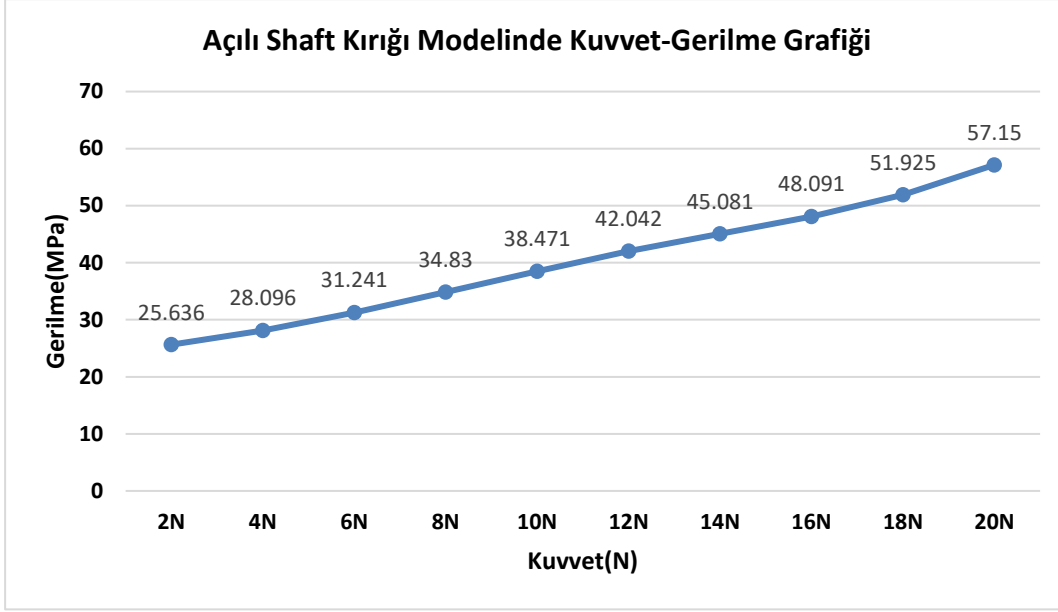
Düz shaft kırığı için oluşturulan iki farklı modelde kemiğe 2N-20N aralığında kuvvetler uygulanmış ve kuvvete bağlı olarak kırık hattında oluşan gerilme değerleri analiz edilmiştir. Şekil 5.11.'de düz shaft kırığı modellerinde oluşan kuvvet - gerilme değerleri grafiği gösterilmiştir.



Şekil 5.11. Metakarp düz shaft kırığı modellerinde kuvvet değişimine bağlı gerilme değerleri değişim grafiği.

Açılı şekilde oluşan metakarp shaft kırıkları için tasarlanan modelde uygulanacak bileşke kuvvet ve statik iki kuvvet 3 nokta fiksasyonu prensibine göre belirlenmiştir. Tepki kuvvetlerinin uygulanabilmesi için kuvvet noktaları bileşke kuvvete iki farklı mesafede konumlandırılmıştır. Uygulanan kuvvetlerin statik dengede olmalarına dikkat edilmiştir.

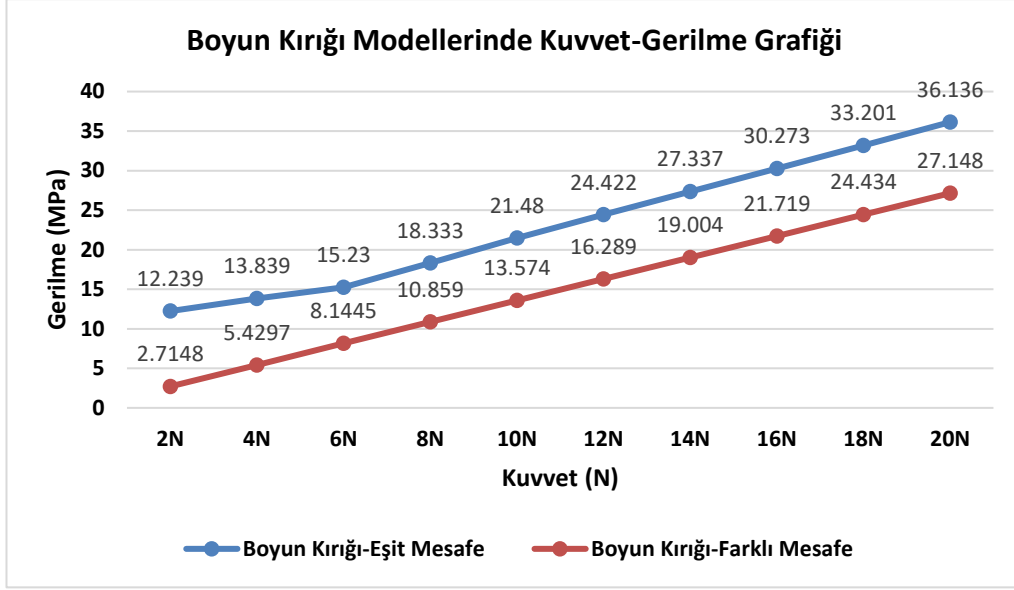
Açılı shaft kırığı için oluşturulan modelde kemiğe 2N-20N kuvvetler uygulanmış ve kuvvete bağlı olarak kırık hattında oluşan gerilme değerleri analiz edilmiştir. Açılı shaft kırığına ait kuvvet- gerilme grafiği Şekil 5.12.'de yer almaktadır.



Şekil 5.12. Metakarp açılı shaft kırığı modelinde kuvvet değişimine bağlı gerilme değerleri değişim grafiği.

Metakarp boyun kırıkları için 3 nokta fiksasyonu kullanılarak iki farklı model oluşturulmuştur. Analizlerde kullanılacak kuvvetler 3 nokta fiksasyonuna göre seçilmiş ve uygulanan kuvvetlerin statik dengede olmalarına dikkat edilmiştir. Bu nedenle kuvvet uygulama noktaları dikkate alınarak tepki kuvveti uygulama noktaları eşit mesafeli ve farklı mesafeli olmak üzere iki gruba ayrılmıştır. Birinci grupta, tepki kuvvetlerinin bileşke (dengeleyici) kuvvetin konumuna göre eşit mesafede etki eden 2 kuvvet kullanılmıştır. İkinci grupta ise, 2 adet tepki kuvvetinin etki noktaları farklı mesafede alınmış ve denge şartları dikkate alınarak bileşke kuvvete denk iki farklı kuvvet hesaplanmıştır.

Boyun kırığı için oluşturulan iki farklı modelde kemiğe 2N-20N aralığında kuvvetler uygulanmış ve kuvvete bağlı olarak kırık hattında oluşan gerilme değerleri grafiği Şekil 5.13.'te gösterilmiştir.



Şekil 5.13. Metakarp boyun kırığı modellerinde kuvvet değişimine bağlı gerilme değerleri değişim grafiği.

5.2. Değerlendirme

Merkezi sinir sistemi ve kas sistemi ile koordine olarak çalışan, pek çok gelişmiş fonksiyonu yerine getirebilme kabiliyetine sahip olan eller, üst ekstremiteye bilekler aracılığıyla bağlı organlardır. Metakarpal kemik kırıkları en sık rastlanılan üst ekstremitte kırıklarıdır. Yapılan literatür araştırması sonuçlarında kırık hattına doğru zamanda ve doğru miktarda uygulanan eksenel yüklerin kırık iyileşmesine katkıda bulunduğu literatürde ifade edilmiştir. Tez çalışmasında, kapalı redüksiyonla tedavi edilen beşinci metakarp kırıkları için 3 nokta fiksasyonu prensibi dikkate alınarak bir splint tasarlanmıştır. 3 nokta fiksasyonunda kırık bölgesini sabitlemek amacıyla düşey olarak dengelenmiş üç adet kuvvet uygulanmıştır. Bu yöntemde, iki baskı noktası rotasyon eksenini üzerinden uygulanırken, üçüncü baskı bu iki noktaya uygulanan baskı kuvvetini dengeleyecek şekilde rotasyon eksenini altından zıt yönde uygulanmaktadır. Sabitlemedeki amaç, iki kırık parçayı hareket etmesine müsaade etmeden denge şartına sahip üç tane kuvvetle bir arada tutmaktır. Bu kuvvetler, statik denge şartını bozmayacak şekilde hesaplanmalı ve doğru konumlardan uygulanmalıdır. Uygulanan kuvvetler nedeniyle doku üzerinde gerilmeler meydana gelmektedir. Dokuların zarar görmemesi için bu gerilme değerinin 25 MPa'dan düşük olması gerekmektedir [60]. Çalışmada, tasarlanan farklı kırık modelleri analiz edilirken, gerilme değerinin 25 MPa'dan daha az olması öngörülmüştür. Farklı kuvvet değerleri için analizler yapılmış ve 25 MPa'ın altında gerilme oluşturan kuvvet değerleri SE yöntemi ile belirlenmiştir.

Bu kuvvetlerin, dokulara zarar vermeden ve denge şartını bozmadan uygulanması amacıyla yaylı bir sistem kullanılması planlanmıştır. Yayların, direngenliği değiştirilerek aynı boyutta yaylarla farklı kuvvetlerin uygulanması mümkün olmaktadır. Bu durum, küçük boyuttaki yaylar ile farklı kuvvetlerin üretilebilmesi gibi önemli avantajlara sahiptir. Yayların vidalara entegre şekilde kullanılması, istenilen baskıyı uygulayacak şekilde sıkıştırılmasını ve planlanan noktada sabit kalmasını sağlayacaktır. Tasarlanan splint modelinde, yaylar aracılığıyla hesaplanan kuvvetlerin uygulanabilmesi için kırık hattına göre ayarlanabilir özellikte kanallar oluşturulmuştur. Modellemesi tamamlanan splint, termoplastik esaslı ve biyouyumlu bir filament olan PLA ile FDM tipi bir 3D yazıcı kullanılarak üretilmiştir.

Uygulanacak kuvvetlerin test edilebilmesi için bilgisayar destekli tasarım yöntemi ile kalibrasyon mekanizması (ölçüm sistemi) tasarlanmıştır. Kalibrasyon mekanizması, uygulanan kuvvetlerin doğruluğunu ispatlamak amacıyla geliştirilmiştir. Bu amaçla, mevcut splint tasarımında sensör yerleştirmeye ve yaylı kuvvet uygulama mekanizmasını destekleyecek bir yapı eklenmiştir. Kalibrasyon mekanizmasının üretimi 3D yazıcı kullanılarak yapılmıştır. Kalibrasyon sırasında, vida ve yay ile oluşturulan baskı kuvveti hassas bir sensör yardımıyla tespit edilmiştir. Bu sistemde, sensör aracılığıyla elde edilen kuvvet değerleri, Arduino kiti sayesinde LCD ekran üzerinde Newton cinsinden görüntülenmektedir.

Vida ve yay aracılığıyla uygulanan kuvvetlerin dokuda meydana getireceği mekanik etkileri incelemek için SOLIDWORKS paket programı ile 5 farklı metakarp kırık yapısı oluşturulmuştur. Geometriye bağlı olarak kemikte ve dokuda meydana gelecek gerilme değerleri hesaplanmıştır. Sonlu elemanlar analizleri ANSYS yazılımı kullanılarak yapılmıştır. Kırıklar açılı ve açısız olmak üzere iki farklı şekilde modellenmiş ve boyun ve shaft kırığı olmak üzere iki farklı kırık tipine göre tasarlanmıştır. Kuvvet uygulanırken açılı ve açısız kırık tiplerinde farklı mesafeler dikkate alınmıştır. Açısız shaft kırığında, açılı shaft kırığında ve boyun kırığında, 6 mm ve 9 mm olmak üzere iki farklı mesafeden kuvvet uygulanmıştır. 3 nokta fiksasyonu prensibine bağlı olarak uygulanan bu kuvvetleri dengeleyecek şekilde uygulanan tepki kuvvetlerinin büyüklüğü cilt dokusuna zarar vermeyecek şekilde 2N-20 N aralığında seçilmiştir. Değişen kuvvet etkisiyle oluşan deformasyon ve Von-Mises gerilme değerleri grafiksel olarak incelenmiştir. Kuvvete bağlı olarak değişen,

maksimum deformasyon ve gerilme değerleri tablo ve grafikler yardımıyla karşılaştırılmıştır.

Metakarp düz shaft kırığında statik denge şartları dikkate alınarak tepki kuvveti uygulama noktaları eşit mesafeli ve farklı mesafeli olmak üzere iki gruba ayrılmıştır. Düz shaft kırığına, tepki kuvvetlerinin eşit mesafelerden uygulanması durumunda, bileşke kuvvet 18N ve üzerinde uygulandığında kırık hattında oluşan maksimum gerilme değeri 25 MPa sınırını geçmektedir. Aynı kırık modeline tepki kuvvetlerinin farklı mesafelerden uygulanması durumunda bileşke kuvvetin büyüklüğü 8N'u aştığında kırık hattında oluşan maksimum gerilme değeri de 25 MPa'ı geçmektedir. Bu sebeple dokulara zarar verilmemesi istendiği için uygulanacak bileşke kuvvetlerin büyüklüğü bu kuvvet değerlerinin altında uygulanmalıdır.

Metakarp açılı shaft kırığı analizlerinden elde edilen deformasyon değerlerinin oldukça küçük olduğu görülmüştür. Metakarp açılı shaft kırığı modellenmesinde uygulanan dengeleyici kuvvetin büyüklüğü, literatürde yer alan gerilme değerinin aşılmaması için 2N'un altında tutulmalıdır.

Metakarp boyun kırığı için 3 nokta fiksasyonu kullanılarak iki farklı model oluşturulmuştur. Her iki modelde de uygulanacak bileşke kuvvetlerin büyüklüğü 2N-20N aralığında seçilmiştir. Metakarp boyun kırığına statik kuvvetlerin eşit mesafelerden uygulandığı durumda bileşke kuvvetin büyüklüğü 14 N'un altı için emniyetlidir. Tepki kuvvetlerinin farklı mesafelerden uygulandığı durumda ise bileşke kuvvetin büyüklüğü 18 N'u geçerse kırık hattında oluşan maksimum gerilme değeri 25 MPa'ın üzerine çıkmaktadır. Her iki modelin analizinden elde edilen deformasyon değerleri oldukça küçüktür.

5 kırık modeli için yapılan analizler sonucunda kırığa uygulanan bileşke kuvvetin artmasının kemikte meydana gelen maksimum deformasyon ve gerilme değerlerini de arttırdığı görülmektedir.

Yapılan bu çalışma, piyasada bu amaçla kullanılan bir splintin henüz olmaması sebebiyle önem arz etmektedir. Yapılan analizler sonucunda elde edilen verilerin klinik çalışmalarla desteklenmesi gerekmektedir. Bu çalışmadan elde edilen sonuçlar gelecekte yapılacak olan in vitro ve in vivo çalışmalara ışık tutmaktadır.

KAYNAKLAR

- [1] Barrere F, Van Blitterswijk C.A, Groot K. (2006). Bone regeneration: Molecular and Cellular Interactions with Calcium Phosphate Ceramics. *International Journal of Nanomedicine*. 1: 317-332.
- [2] Ratner, B.D., Hoffman, A.S., Schoen, F.J., Lemons, J.E., *Biomaterials science: An introduction to materials in medicine*, 3. Baskı, Elsevier Science, 2012.
- [3] Pirinç, Ö. (2015). Kemik defektlerinin onarımında sistemik olarak uygulanan denosumab'ın etkinliğinin incelenmesi.
- [4] <https://handsurgeryturkey.com/en/simple-hand-anatomy.html> (05.01.2023)
- [5] Bazira, PJ (2022). Elin cerrahi anatomisi. *Cerrahi (Oxford)* , 40 (3), 155-162.
- [6] <https://www.turkiyeklinikleri.com/article/tr-elin-anatomisi-ve-kineziyolojisi-51307.html> (05.01.2023)
- [7] Şen, T., & Kömürçü, M. (2011). El bileği eklemının ve karpal tünelin anatomisi. *Totbid Dergisi*, 10(1), 18-24.
- [8] <https://handsurgeryturkey.com/en/simple-hand-anatomy.html> (05.01.2023)
- [9] Nanayakkara, Visakha & Cotugno, Giuseppe & Vitzilaios, Nikolaos & Venetsanos, Demetrios & Nanayakkara, Thrishantha & Sahinkaya, Mehmet. (2017). The Role of Morphology of the Thumb in Anthropomorphic Grasping: A Review. *Frontiers in Mechanical Engineering*. 3. 10.3389/fmech.2017.00005.
- [10] İnam, M. (2020). El ve el bilek kırıklarının tanısında ultrasonografinin tanısal güvenilirliği.
- [11] https://healthjade.net/metacarpal-fracture/#google_vignette (05.01.2023)
- [12] Ayhan, Ç., & Ayhan, E. (2020). Kinesiology of the wrist and the hand. In *Comparative kinesiology of the human body* (pp. 211-282). Academic Press.
- [13] Zararsız, İ., Kaya, E., Savaş, N., Meydan, S., Davran, R., Tutanç, M. ve Duru, M. (2009). Mustafa Kemal Üniversitesi Tayfur Ata Sökmen Tıp Fakültesi Acil servisin kırık olması nedeniyle ortaya çıkabilecek kırık durumları ve sonuçları. *Bil. Tıp Derg* , 23 (3), 155-8.
- [14] Armangil, M., Kayıpmaz, M., & Bilgin, S. S. (2014). Metakarp kırıkları. *TOTBID Dergisi*, 12, 125-36.
- [15] https://www.bssh.ac.uk/patients/conditions/31/general_information_on_hand_fractures (05.01.2023)
- [16] Paulano, F., Jiménez-Pérez, J. R., & Jiménez, J. J. (2018). Simulation of bone fractures via geometric techniques: an overview. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering: Imaging & Visualization*.

- [17] McNemar, TB, Howell, JW ve Chang, E. (2003). Metakarp kırıklarının tedavisi. *El Terapisi Dergisi*, 16 (2), 143-151.
- [18] Şimşek, D. (2021). *Üst ekstremite kırıklarında ağrı ile ilişkili psikososyal etkilenim düzeyinin fiziksel fonksiyonellik üzerindeki etkisi* (Master's thesis, İstanbul Medipol Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü).
- [19] Soyer, A. D. (1999). Fractures of the base of the first metacarpal: current treatment options. *JAAOS-Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons*, 7(6), 403-412.
- [20] <https://www.local-physio.co.uk/articles/hand-pain/metacarpal-fracture/> (05.01.2023)
- [21] Kat, G. (2018). *Falanks ve Metakarpal Kemik Kırıklarında Eksternal Fiksator Uygulamaları Sonuçlarının Retrospektif Olarak Değerlendirilmesi* (Doctoral dissertation, Bursa Uludağ University (Turkey)).
- [22] <https://my.clevelandclinic.org/health/diseases/boxers-fracture> (05.01.2023)
- [23] <https://zamst.com/tetsujin/thumb/boxers-fracture/> (05.01.2023)
- [24] <https://surgeryreference.aofoundation.org/orthopedic-trauma/adult-trauma/metacarpals> (05.01.2023)
- [25] <https://physiosupports.myshopify.com/blogs/news/metacarpal-fracture-diagnosis-causes-treatment?shpxid=32c0056c-385b-4fa5-bf16-605719ef53fc> (05.01.2023)
- [26] [https://www.uptodate.com/contents/overview-of-metacarpal-fractures#:~:text=Metacarpal%20fractures%20are%20further%20described,or%20avulsion%20\(figure%201\)\).](https://www.uptodate.com/contents/overview-of-metacarpal-fractures#:~:text=Metacarpal%20fractures%20are%20further%20described,or%20avulsion%20(figure%201)).) (05.01.2023)
- [27] https://www.physio-pedia.com/Boxer's_fracture?utm_source=physiopedia&utm_medium=related_articles&utm_campaign=ongoing_internal (05.01.2023)
- [28] https://www.rch.org.au/clinicalguide/guideline_index/fractures/Metacarpal_Fractures_%E2%80%93_Emergency_Department/ (05.01.2023)
- [29] Ada, S., & Bal, E. (2004). El kırıklarının tedavisi. *TOTBİD (Türk Ortopedi ve Travmatoloji Birliği Derneği) Derg*, 3(1-2).
- [30] <https://physiosupports.myshopify.com/blogs/news/metacarpal-fracture-diagnosis-causes-treatment?shpxid=32c0056c-385b-4fa5-bf16-605719ef53fc> (05.01.2023)
- [31] Birndorf, M. S., Daley, R., & Greenwald, D. P. (1997). Metacarpal fracture angulation decreases flexor mechanical efficiency in human hands. *Plastic and reconstructive surgery*, 99(4), 1079-1083.
- [32] Taşbaş, B. A., Özakpınar, H. R., Delialioğlu, M. Ö., Dağlar, B., Bayrakçı, K., & Günel, U. (2011). Beşinci metakarp boyun kırığında gerçek açılanma değeri. *Joint Diseases and Related Surgery*, 22(2), 085-088.
- [33] Oxley, P. J., & Fin Hodge, W. (2023). Functional Hand-Based Splint in the Treatment of Metacarpal Fractures. *Plastic Surgery*, 31(4), 350-357.
- [34] <https://my.clevelandclinic.org/health/diseases/24623-metacarpal-fracture> (05.01.2023)

- [35] <https://musculoskeletalkey.com/fractures-of-the-metacarpals-and-phalanges/> (05.01.2023)
- [36] Yoon, Y. C., & Baek, J. R. (2016). Current concepts of fractures and dislocation of the hand. *Journal of the Korean Fracture Society*, 29(2), 143-159.
- [37] Fatima, A., Ahmed, O., Ahmed, M., Beg, M. S. A., Batool, A., Siddiqui, M. M., & ullah Siddiqui, M. M. (2021). Metacarpal fractures, management techniques, and outcomes in our center. *Cureus*, 13(9).
- [38] Chiu, Y. C., Hsu, C. E., Ho, T. Y., Ting, Y. N., Tsai, M. T., & Hsu, J. T. (2022). Biomechanical study on fixation methods for horizontal oblique metacarpal shaft fractures. *Journal of Orthopaedic Surgery and Research*, 17(1), 1-7.
- [39] KILIÇOĞLU, S. S. (2002). Mikroskopi düzeyinde kırık iyileşmesi. *Ankara Üniversitesi Tıp Fakültesi Mecmuası*, 55(2).
- [40] Ömeroğlu, H. (2010). Kas iskelet sisteminde temel anatomik oluşumların yapısı, işlevi, iyileşmesi ve kemik metabolizması. *TOTBİD Dergisi*, 9(2), 78-84.
- [41] Tanrikulu, S., & Gönen, E. (2017). Kırık iyileşmesi. *TOTBİD Dergisi*, 16, 455-475.
- [42] Wang, W., & Yeung, K. W. (2017). Bone grafts and biomaterials substitutes for bone defect repair: A review. *Bioactive materials*, 2(4), 224-247.
- [43] KENWRIGHT, J. ve GOODSHIP, AE (1989). Tibia kırıklarının tedavisinde kontrollü mekanik stimülasyon. *Klinik Ortopedi ve İlgili Araştırmalar (1976-2007)*, 241, 36-47.
- [44] Augat, P., Hollensteiner, M. ve von Rüden, C. (2021). Kemik iyileşmesinin arttırılmasında mekanik stimülasyonun rolü. *Yaralanma*, 52, S78-S83.
- [45] GÜLER, M., & Sadri, Ş. E. N. (2015). SONLU ELEMANLAR YÖNTEMİ HAKKINDA GENEL BİLGİLER. *Ordu Üniversitesi Bilim ve Teknoloji Dergisi*, 5(1), 56-66.
- [46] <https://www.hkcelik.com/t%C3%BCrk%C3%A7e/sonlu-elemanlar-y%C3%B6ntemi> (05.01.2023)
- [47] <https://cademdigital.com.tr/finite-element-analysis-nedir/> (05.01.2023)
- [48] <https://www.serdarkorkut.com/2017/05/09/sonlu-elemanlar-metodu/> (05.01.2023)
- [49] Pothina, H., & Nagaraja, K. V. (2022). Finite Element Method-Based Artificial Neural Network. In *ICT Analysis and Applications* (pp. 755-768). Springer Singapore.
- [50] <https://insapedia.com/sonlu-elemanlar-yontemi-nedir-sinir-sartlari-uygulama-adimlari/> (05.01.2023)
- [51] Balaban, Hakan & Penekli, Ufuk. (2020). SONLU ELEMANLAR YÖNTEMLERİNİN TASARIM SÜREÇLERİNE YARARLI ETKİLERİ. *Mühendis ve Makina*. 17.

- [52] Wei, Y., Zou, Z., Wei, G., Ren, L. ve Qian, Z. (2020). İnsan eli kompleksinin konuya özel sonlu eleman modellemesi: kas odaklı simülasyonlar ve deneysel doğrulama. *Biyomedikal Mühendisliği Yıllıkları* , 48 , 1181-1195.
- [53] İYİBİLGİN, O. vd. (2022) “Splint Design and Use of 3d Printer for 5th Metacarpal Neck Fracture Management”, International Conference on Mechanical Engineering 2022 (ICME-2022), Lahore, Pakistan, February 16-20, 2022.
- [54] <https://www.techtarget.com/whatis/definition/CAD-computer-aided-design> (05.01.2023)
- [55] OFLUOĞLU, D. (2009). Beyin felcinde ortez uygulamaları. *Acta Orthop Traumatol Turc*, 43(2), 165-172.
- [56] <https://slideplayer.biz.tr/slide/3695302/> (05.01.2023)
- [57] <https://sesanltd.com.tr/urunlerimiz/parmak-ateli-butonier-splint-ortolife-ol-24-3433/> (05.01.2023)
- [58] Okoli, M., Lutsky, K., Rivlin, M., Katt, B., & Beredjikian, P. (2019). Metacarpal bony dimensions related to headless compression screw sizes. *Journal of Hand and Microsurgery*, 12, S39-S44.
- [59] Anvari, A. (2018). Characterization of implantation’s biomaterials based on the patient and doctor expectations. *Research in Medical & Engineering Sciences*, 4(10.31031).
- [60] K. A and L. A, Mechanical Behaviour of Skin: A Review, *J. Mater. Sci. Eng.*, 5(4), (2016).
- [61] <https://www.direnc.net/rp-c183-lt-ince-film-basinc-sensoru-en> (05.01.2023)

EKLER

EK A. Kuvvet Sensörü Arduino Kodları

EK A. Kuvvet Sensörü Arduino Kodları

```
#include <Wire.h>
#include <LiquidCrystal_I2C.h>
LiquidCrystal_I2C lcd(0x27, 16, 2);
float cf = 19.5;
int sensor_pin = A2;
int sensor_value;
int sensor_voltage;
unsigned long sensor_resistance;
unsigned long sensor_conductance;
long sensor_force;
int sensor_pin1 = A3;
int sensor_value1;
int sensor_voltage1;
unsigned long sensor_resistance1;
unsigned long sensor_conductance1;
long sensor_force1;
void setup(void) {
  lcd.begin();
  lcd.print("...");
  Serial.begin(9600);
}
void loop(void) {
  lcd.setCursor(0,1);
  sensor_value = analogRead(sensor_pin);
  Serial.print("Analog reading = ");
  Serial.println(sensor_value);
  sensor_voltage = map(sensor_value, 0, 1023, 0, 5000);
  Serial.print("Voltage reading (mV) = ");
  Serial.println(sensor_voltage);
  delay(1000);
  if (sensor_voltage == 0) {
    Serial.println("BASINÇ YOK");
    lcd.print("KUVVET (N): ");
    lcd.println('0');
```

```

    delay(1000);
    lcd.clear();
} else {
    sensor_resistance = 5000 - sensor_voltage;
    sensor_resistance *= 10000;
    sensor_resistance /= sensor_voltage;
    Serial.print("FSR resistance (ohms) = ");
    Serial.println(sensor_resistance);
    sensor_conductance = 1000000;
    sensor_conductance /= sensor_resistance;
    Serial.print("Conductance (micro-Mhos): ");
    Serial.println(sensor_conductance);
    if (sensor_conductance <= 1000) {
        sensor_force = sensor_conductance / 80;
        Serial.print("KUVVET (N): ");
        Serial.println(sensor_force);
        lcd.print("KUVVET (N): ");
        lcd.println(sensor_force);
        delay(1000);
        lcd.clear();
    } else {
        sensor_force = sensor_conductance - 1000;
        sensor_force /= 30;
        Serial.print("KUVVET (N): ");
        Serial.println(sensor_force);
        lcd.print("KUVVET (N): ");
        lcd.println(sensor_force);
        delay(1000);
        lcd.clear();
    }
}
}
}

```


ÖZGEÇMİŞ

Ad-Soyad : Lütfiye CAYMAZ

ÖĞRENİM DURUMU:

- **Lise** : 2013, Yavuz Sultan Selim Fen Lisesi
- **Lisans** : 2019, Bülent Ecevit Üniversitesi / Mühendislik Fakültesi / Biyomedikal Mühendisliği
- **Yükseklisans** : 2024, Sakarya Üniversitesi / Fen Bilimleri Enstitüsü / Biyomedikal Mühendisliği

TEZDEN TÜRETİLEN ESERLER:

- IYIBILGIN, O. vd. (2022) “Splint Design and Use of 3d Printer for 5th Metacarpal Neck Fracture Management”, International Conference on Mechanical Engineering 2022 (ICME-2022), Lahore, Pakistan, February 16-20, 2022.