

**T.C.
İZMİR DEMOKRASİ ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**YÜKSEK LİSANS TEZİ
BİYOMEDİKAL BİLİMLERİ VE MÜHENDİSLİĞİ ANABİLİM DALI**

**FEMUR GÖVDE KIRIĞI CERRAHİSİNDE KULLANILAN
PLAK TASARIMININ SONLU ELEMANLAR YÖNTEMİ İLE
ANALİZİ**

İbrahim ÜNAL

**Danışman
Dr. Öğr. Üyesi Kemal ŞERBETÇİ**



İZMİR-2020

TAAHHÜTNAME

Bu tezin İzmir Demokrasi Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Biyomedikal Bilimler ve Mühendisliği Anabilim Dalı'nda, akademik ve etik kurallara uygun olarak yazıldığını ve kullanılan tüm literatür bilgilerinin referans gösterilerek tezde yer aldığını beyan ederim.

İbrahim ÜNAL



İÇİNDEKİLER

	Sayfa
İÇİNDEKİLER	I
SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ	IV
ŞEKİLLER DİZİNİ.....	V
TABLO DİZİNİ	VIII
TEŞEKKÜR.....	IX
ÖZET.....	X
ABSTRACT.....	XI
1. GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER	4
2.1. Biyomekanik Terminolojisi	4
2.1.1. Kuvvet	4
2.1.2. Kuvvet Vektörü	4
2.1.3. Gerilme (Stress).....	4
2.1.4. Gerinme (Gerinim, Strain)	4
2.1.5. Elastite Modülü	5
2.1.6. Akma Gerilmesi	5
2.1.7. Deplasman	6
2.1.8. Burulma Momenti	6
2.1.9. Kayma Gerilmesi.....	6
2.1.10. Kayma Birim Şekil Değişimi	6
2.1.11. Katılık.....	6
2.1.12. Eylemsizlik Momenti	6
2.2. Kemik Biyomekaniği	6
2.3. Kırık Biyomekaniği.....	11
2.4. Anatomik Plakların Tarihsel Gelişimi	13
2.5. Plakların Tasarım ve Biyomekanik Özellikleri.....	16
2.5.1. Yuvarlak Delikli Düz Plaklar	16
2.5.2. Tübüler Plaklar	17
2.5.3. Rekonstrüksiyon Plakları	17
2.5.4. Önceden Şekillendirilmiş (Anatomik) Plaklar	17
2.5.5. Açılı Plaklar.....	18
2.5.6. Kompresyon Vidasıyla Kombine Açılı Plaklar.....	18
2.5.7. Dinamik Kompresyon Plağı	18
2.5.8. Sınırlı Temaslı - Dinamik Kompresyon Plağı.....	19
2.5.9. Kilitli Kompresyon Plakları	21
2.5.10. Helikal Plaklar	22
2.6. Plakların Kullanım Alanları ve Uygulama Teknikleri	23
2.6.1. Nötralizasyon Plağı	23
2.6.2. Destek Plağı.....	24
2.6.3. Kayma Önleyici Plak	25
2.6.4. Kompresyon Plağı.....	25
2.6.5. Önceden Eğim (Prebending)	26
2.6.6. Kompresyon Aleti	26
2.6.7. Dinamik Sıkıştırma Deliği	26
2.6.8. Köprüleme Plağı.....	27
2.6.9. Minimal İnvaziv Plak Osteosentezi.....	28

2.7. Kırık Tedavisinde Kullanılan Metallerin Özellikleri	30
2.7.1. Demir İçeren Alaşımlar	31
2.7.2. Kobalt İçeren Alaşımlar	32
2.7.3. Titanyum İçeren Alaşımlar	32
2.8. Kırık İyileşmesi ve Mekanik Etkilerin Rolü	34
3. MATERYAL VE YÖNTEMLER.....	37
3.1. Kemik Modelinin Oluşturulması.....	37
3.2. Kırık Modelinin Oluşturulması	37
3.3. Plak Tasarımı	39
3.4. Vida Tasarımı.....	41
3.5. Vidalama Kombinasyonlarının Oluşturulması.....	42
3.5.1. P15 Model Kombinasyonları	45
3.5.2. P20 Model Kombinasyonları	47
3.6. Malzeme Özellikleri.....	49
3.7. Analiz Sınır Şartları.....	50
3.7.1. Sabit Mesnet.....	50
3.7.2. Kuvvet ve Moment.....	51
3.7.3. Temas Yüzeylerinin Belirlenmesi	51
3.8. Mesh Uygulaması.....	54
3.9. Analiz İşlemi	55
4. SONUÇLAR	57
4.1. Analiz Sonuçları.....	57
4.1.1. P15 Model Kombinasyonlarının Analiz Sonuçları	57
4.1.2. P20 Model Kombinasyonlarının Analiz Sonuçları	61
4.1.3. Kemik Fragmanları ve Kırık Hattı Analiz Sonuçları	66
4.2. Gerilmelerin Değerlendirilmesi	71
4.2.1. P15 Model Kombinasyonlarının Gerilme Grafiğinin Değerlendirilmesi	72
4.2.2. P20 Model Kombinasyonlarının Gerilme Grafiğinin Değerlendirilmesi	73
4.3. Deformasyonların Değerlendirilmesi.....	74
4.3.1. P15 Model Kombinasyonlarının Deformasyon Grafiğinin Değerlendirilmesi	76
4.3.2. P20 Model Kombinasyonlarının Deformasyon Grafiğinin Değerlendirilmesi	77
4.4. Maksimum Gerilme Bölgelerinin Değerlendirilmesi.....	79
4.4.1. P15 Model Kombinasyonlarının Maksimum Gerilme Bölgesi Grafiğinin Değerlendirilmesi	79
4.4.2. P20 Model Kombinasyonlarının Maksimum Gerilme Bölgesi Grafiğinin Değerlendirilmesi	80
4.5. Kemik Fragmanlarının Analiz Sonuçları	80
4.5.1. P15 Model Kombinasyonlarının Kemik Fragmanlarında Meydana Gelen Maksimum Gerilmelerin Değerlendirilmesi	80
4.5.2. P15 Model Kombinasyonlarının Kemik Fragmanlarında Meydana Gelen Maksimum Gerinimlerin Değerlendirilmesi	81
4.5.3. P20 Model Kombinasyonlarının Kemik Fragmanlarında Meydana Gelen Maksimum Gerilmelerin Değerlendirilmesi	81
4.5.4. P20 Model Kombinasyonlarının Kemik Fragmanlarında Meydana Gelen Maksimum Gerinimlerin Değerlendirilmesi	81
4.6. Kırık Hattının Analiz Sonuçları	82

4.6.1. P15 Model Kombinasyonlarının Kemik Fragmanlarında Meydana Gelen Maksimum Gerilim ve Gerinimlerin Değerlendirilmesi	82
4.6.2. P20 Model Kombinasyonlarının Kemik Fragmanlarında Meydana Gelen Maksimum Gerilim ve Gerinimlerin Değerlendirilmesi	83
5. TARTIŞMA VE ÖNERİLER	84
KAYNAKLAR	89
ÖZGEÇMİŞ	95



SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ

AO	Osteosentez Çalışması Araştırma Grubu (Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen)
ASTM	Amerikan Test ve Materyaller Derneği (American Society for Testing and Materials)
DCP	Dinamik Kompresyon Plağı (Dynamic Compression Plate)
LC – DCP	Sınırlı Temaslı Dinamik Kompresyon Plağı (Limited Contact-Dynamic Compression Plate)
PC – Fix	Nokta Temaslı Fiksator (Point Contact Fixator)
LISS	Daha Az Müdahale Eden Stabilizasyon Sistemi (Less Invasive Stabilization System)
MIPO	Minimal İnvaziv Plak Osteosentezi
LCP	Kilitli Kompresyon Plağı (Locking Compression Plate)
IM	Intramedüller
AO/ASIF	Arbeitsgemeinschaft fuer Osteosynthesefragen - Association for the Study of Internal Fixation
MPa	Megapascal
GPa	Gigapascal

ŞEKİLLER DİZİNİ

	Sayfa
Şekil 2.1. Yük deformasyon eğrisi.....	5
Şekil 2.2. (a) Çekme kuvveti, (b) Basma kuvveti	8
Şekil 2.3. Eğme momenti.....	8
Şekil 2.4. (A) Üç nokta ve (B) dört nokta eğme	9
Şekil 2.5. Kesme kuvveti	9
Şekil 2.6. Burulma momenti	10
Şekil 2.7. Kuvvetlere göre kırık şekilleri	12
Şekil 2.8. Korozyondan dolayı kullanımdan kaldırılan Lane'in plağı (1895).....	14
Şekil 2.9. İnce ve yuvarlak hatlara sahip Lambotte'nin plağı (1909).....	14
Şekil 2.10. Danis'in "coapteur" adlı plağı	15
Şekil 2.11. Konvensiyonel plaklarda stabilizasyon ve yük aktarımı	17
Şekil 2.12. DCP plak vida deliğinin görünümü ve vida sıkıldıkça kırık hattında kompresyon etkisi	18
Şekil 2.13. DCP plak farklı pozisyonlarda vida yerleştirilmesi.....	19
Şekil 2.14. LC-DCP plak. (A) Plağın önden görünümü, (B) Plağın kemikle temas eden yüzünün görüntüsü, (C) Plak altındaki revaskülarizasyon kanallarının görüntüsü, (D) Vida deliklerinin görüntüsü	20
Şekil 2.15. DCP ve LC-DCP plaklarda vida deliklerinde vidaların açıldırılması..	20
Şekil 2.16. Kilitli kompresyon plağının vida deliğinin görüntüsü. LCP plak yük aktarımının şematik görünümü. LCP plakların internal fiksator olarak işlev görmesinin şematik görünümü.....	22
Şekil 2.17. Klasik düz plak ve helikal plak için vida oryantasyonları. (a) klasik düz plak, (b) helikal plak	22
Şekil 2.18. Eksen, yarıçap ve adımın şematik görünümü	23
Şekil 2.19. Nötralizasyon plağının uygulama tekniği.....	24
Şekil 2.20. Tibia plato kırığında metafizer parçayı destekleyen destek plağı	25
Şekil 2.21. Kompresyon aletinin transvers bir kırık modelinde kullanımı	27
Şekil 2.22. Köprüleme plağı ve dalga plak	28
Şekil 3.1. Üç boyutlu femur modelleri. (a) Arka görüş, (b) Ön görüş.....	37
Şekil 3.2. Üç boyutlu femur modelleri. (a) Perspektif arka görüş, (b) Perspektif ön görüş.....	37
Şekil 3.3. Üç boyutlu femur ideal kırık modelleri. (a) Femur başı fragmanı yan görüş, (b) Diz eklemi fragmanı yan görüş.	38
Şekil 3.4. Üç boyutlu femur ideal kırık modelleri. (a) Femur başı fragmanı arka görüş, (b) Diz eklemi fragmanı arka görüş.	38
Şekil 3.5. Üç boyutlu femur ideal kırık modelleri. (a) Diz eklemi fragmanı perspektif görüş 1, (b) Diz eklemi fragmanı perspektif görüş 2.	38
Şekil 3.6. Üç boyutlu femur ideal kırık modelleri. (a) Femur başı fragmanı perspektif görüş 1, (b) Femur başı fragmanı perspektif görüş 2.	39
Şekil 3.7. P15 teknik resmi. (a) Üst görüş, (b) Ön görüş.....	40
Şekil 3.8. P20 teknik resmi. (a) Üst görüş, (b) Ön görüş.....	40
Şekil 3.9. Üç boyutlu plak modelleri. (a) Ön görüş, (b) Yan görüş.....	40
Şekil 3.10. Üç boyutlu plak modelleri. (a) Alt görüş, (b) Üst görüş.....	40
Şekil 3.11. Üç boyutlu plak modelleri. (a) Perspektif üst görüş, (b) Perspektif alt görüş.....	41
Şekil 3.12. DIN 6912 vida teknik resmi. (a) Yan görüş, (b) Üst görüş	41

Şekil 3.13. DIN 6912 vida üç boyutlu modelleri. (a) Yan görünüş, (b) Perspektif görünüş 1, (c) Perspektif görünüş 2.	42
Şekil 3.14. Plak modelleri üzerinde yer alan delik numaraları.	43
Şekil 3.15. P15-Komb1'in üç boyutlu modelleri. (a) Üst görünüş, (b) Yan görünüş.	45
Şekil 3.16. P15-Komb2'nin üç boyutlu modelleri. (a) Üst görünüş, (b) Yan görünüş.	45
Şekil 3.17. P15-Komb3'ün üç boyutlu modelleri. (a) Üst görünüş, (b) Yan görünüş.	45
Şekil 3.18. P15-Komb4'ün üç boyutlu modelleri. (a) Üst görünüş, (b) Yan görünüş.	45
Şekil 3.19. P15-Komb5'in üç boyutlu modelleri. (a) Üst görünüş, (b) Yan görünüş.	46
Şekil 3.20. P15-Komb6'nın üç boyutlu modelleri. (a) Üst görünüş, (b) Yan görünüş.	46
Şekil 3.21. P15-Komb7'nin üç boyutlu modelleri. (a) Üst görünüş, (b) Yan görünüş.	46
Şekil 3.22. P15-Komb8'in üç boyutlu modelleri. (a) Üst görünüş, (b) Yan görünüş.	46
Şekil 3.23. P15-Komb9'un üç boyutlu modelleri. (a) Üst görünüş, (b) Yan görünüş.	46
Şekil 3.24. P15-Komb10'un üç boyutlu modelleri. (a) Üst görünüş, (b) Yan görünüş.	47
Şekil 3.25. P15-Komb11'in üç boyutlu modelleri. (a) Üst görünüş, (b) Yan görünüş.	47
Şekil 3.26. P20-Komb1'in üç boyutlu modelleri. (a) Üst görünüş, (b) Yan görünüş.	47
Şekil 3.27. P20-Komb2'nin üç boyutlu modelleri. (a) Üst görünüş, (b) Yan görünüş.	47
Şekil 3.28. P20-Komb3'ün üç boyutlu modelleri. (a) Üst görünüş, (b) Yan görünüş.	48
Şekil 3.29. P20-Komb4'ün üç boyutlu modelleri. (a) Üst görünüş, (b) Yan görünüş.	48
Şekil 3.30. P20-Komb5'in üç boyutlu modelleri. (a) Üst görünüş, (b) Yan görünüş.	48
Şekil 3.31. P20-Komb6'nın üç boyutlu modelleri. (a) Üst görünüş, (b) Yan görünüş.	48
Şekil 3.32. P20-Komb7'nin üç boyutlu modelleri. (a) Üst görünüş, (b) Yan görünüş.	48
Şekil 3.33. P20-Komb8'in üç boyutlu modelleri. (a) Üst görünüş, (b) Yan görünüş.	49
Şekil 3.34. P20-Komb9'un üç boyutlu modelleri. (a) Üst görünüş, (b) Yan görünüş.	49
Şekil 3.35. P20-Komb10'un üç boyutlu modelleri. (a) Üst görünüş, (b) Yan görünüş.	49
Şekil 3.36. P20-Komb11'in üç boyutlu modelleri. (a) Üst görünüş, (b) Yan görünüş.	49
Şekil 3.37. Analiz sınır şartları. (a) Sabit mesnet, (b) Kuvvet, (c) Moment.	51
Şekil 3.38. Temas yüzeyleri. (a) kemik-kemik temas yüzeyi, (b) kemik-plak temas yüzeyi.	53
Şekil 3.39. Temas yüzeyleri. (a) kemik-vida temas yüzeyi, (b) plak-vida temas yüzeyi.	53
Şekil 3.40. P15-Komb1 tasarımının mesh uygulaması.	54
Şekil 4.1. P15-Komb1'in analiz sonuçları. (a) Gerilme, (b) Deformasyon.	57
Şekil 4.2. P15-Komb2'nin analiz sonuçları. (a) Gerilme, (b) Deformasyon.	57
Şekil 4.3. P15-Komb3'ün analiz sonuçları. (a) Gerilme, (b) Deformasyon.	58

Şekil 4.4. P15-Komb4'ün analiz sonuçları. (a) Gerilme, (b) Deformasyon.	58
Şekil 4.5. P15-Komb5'in analiz sonuçları. (a) Gerilme, (b) Deformasyon.	58
Şekil 4.6. P15-Komb6'nın analiz sonuçları. (a) Gerilme, (b) Deformasyon.	59
Şekil 4.7. P15-Komb7'nin analiz sonuçları. (a) Gerilme, (b) Deformasyon.	59
Şekil 4.8. P15-Komb8'in analiz sonuçları. (a) Gerilme, (b) Deformasyon.	59
Şekil 4.9. P15-Komb9'un analiz sonuçları. (a) Gerilme, (b) Deformasyon.	60
Şekil 4.10. P15-Komb10'un analiz sonuçları. (a) Gerilme, (b) Deformasyon.	60
Şekil 4.11. P15-Komb11'in analiz sonuçları. (a) Gerilme, (b) Deformasyon.	60
Şekil 4.12. P20-Komb1'in analiz sonuçları. (a) Gerilme, (b) Deformasyon.	61
Şekil 4.13. P20-Komb2'nin analiz sonuçları. (a) Gerilme, (b) Deformasyon.	61
Şekil 4.14. P20-Komb3'ün analiz sonuçları. (a) Gerilme, (b) Deformasyon.	62
Şekil 4.15. P20-Komb4'ün analiz sonuçları. (a) Gerilme, (b) Deformasyon.	62
Şekil 4.16. P20-Komb5'in analiz sonuçları. (a) Gerilme, (b) Deformasyon.	62
Şekil 4.17. P20-Komb6'nın analiz sonuçları. (a) Gerilme, (b) Deformasyon.	63
Şekil 4.18. P20-Komb7'nin analiz sonuçları. (a) Gerilme, (b) Deformasyon.	63
Şekil 4.19. P20-Komb8'in analiz sonuçları. (a) Gerilme, (b) Deformasyon.	63
Şekil 4.20. P20-Komb9'un analiz sonuçları. (a) Gerilme, (b) Deformasyon.	64
Şekil 4.21. P20-Komb10'un analiz sonuçları. (a) Gerilme, (b) Deformasyon.	64
Şekil 4.22. P20-Komb11'in analiz sonuçları. (a) Gerilme, (b) Deformasyon.	64
Şekil 4.24. P15 ve P20 model kombinasyonlarının maksimum deformasyon grafiği.	74

TABLO DİZİNİ

	Sayfa
Tablo 2.1. Amerikan Test ve Materyaller Derneği tarafından standardize edildiği şekilde metal implant materyalleri için minimum mekanik koşullar.....	34
Tablo 3.1. DIN 6912 vida teknik detayları.....	42
Tablo 3.2. Vida kombinasyonları (Femur başından diz eklemine doğru).....	44
Tablo 3.3. Kullanılan malzemelerin mekanik özellikleri.....	50
Tablo 3.4. P15 ve P20 plak modellerinin her bir kombinasyonuna ait mesh eleman sayısı.....	55
Tablo 4.1. P15 model kombinasyonlarının analiz veri sonuçları.....	65
Tablo 4.2. P20 model kombinasyonlarının analiz veri sonuçları.....	66
Tablo 4.3. P15 model kombinasyonlarının kemik fragmanlarında meydana gelen maksimum gerilme değerleri.....	68
Tablo 4.4. P15 model kombinasyonlarının kemik fragmanlarında meydana gelen maksimum gerinim değerleri.....	68
Tablo 4.5. P20 model kombinasyonlarının kemik fragmanlarında meydana gelen maksimum gerilme değerleri.....	69
Tablo 4.6. P20 model kombinasyonlarının kemik fragmanlarında meydana gelen maksimum gerinim değerleri.....	69
Tablo 4.7. P15 model kombinasyonlarının kırık hattında meydana gelen maksimum gerilim ve gerilim değerleri.....	70
Tablo 4.8. P20 model kombinasyonlarının kırık hattında meydana gelen maksimum gerilim ve gerinim değerleri.....	70

TEŞEKKÜR

Çalıőmamın her aőamasında bana destek olan, bilgi ve deneyimleri ile yol gösteren danıőman hocam Sayın Dr. Öğr. Üyesi Kemal ŐERBETÇİ' ye, bilgi ve tecrübesi beni aydınlatan Ortopro Tıbbi Aletler Sanayi ve Ticaret Anonim Őirketi Kalite Güvence Müdürü Sayın Murat ORSAL' a, teknik desteğinden dolayı Sayın Slobodan Simić' e, çalıőmalarım sırasında desteğini her zaman hissettiğim değerli arkadaőım Makina Mühendisi Serdar Umur KANAT' a, öğrenim hayatım boyunca beni maddi ve manevi olarak destekleyen ve hep yanımda olan aileme yürekten teşekkür ederim.



ÖZET

Yüksek Lisans Tezi

Femur Gövde Kırığı Cerrahisinde Kullanılan Plak Tasarımının Sonlu Elemanlar Yöntemi İle Analizi

İbrahim ÜNAL

**İzmir Demokrasi Üniversitesi
Fen Bilimleri Enstitüsü
Biyomedikal Bilimler ve Mühendisliği Anabilim Dalı**

Danışman: Dr. Öğr. Üyesi Kemal ŞERBETÇİ

Kırık tedavisinde yıllar boyu birçok tedavi yöntemi denenmiştir. Bu tedavi yöntemleri arasında en uygun olanlardan biri plak-vida yöntemi ile gerçekleştirilen internal fiksasyon tedavi yöntemidir. Bu yöntemde biyolojik etkilerin yanı sıra mekanik etkilerin de önemi oldukça büyüktür. Vidalama işlemi ile implante edilen plağın, mekanik yükleri karşılayabilmesinin yanı sıra minimum doku hasarı vermesi de sahip olması gereken başlıca özelliklerdendir. Tez kapsamında, bu özellikler dikkate alınarak plak tasarımı hazırlanmış olup vida standartları içerisinde en uygun vida tipi seçilmiştir. İki farklı plak (P15 ve P20), vida delikleri arası mesafeleri değişken olarak kabul edilip tasarlanmıştır. Kırık analizinde kullanılan femur kemiği, transvers ve ideal düzgün kırık olarak SolidWorks katı modelleme programında diafiz bölgesinden bölünerek iki fragman şeklinde oluşturulmuştur. Oluşturulan kemik fragmanları kırık yüzeyleri birbirine tam temas edecek şekilde birleştirilmiştir. Plak, simetri eksenini kırık hattını merkezleyecek şekilde bir uzman ortopediste danışılarak yerleştirilmiştir. Vidalama, kuvvet dengesizliğine yol açmayacak şekilde plağın simetri eksenine göre eş deliklerden yapılarak olası tüm kombinasyonlar oluşturulmuş ve her biri ayrı ayrı ANSYS paket programında analiz edilmiştir. Yapılan simülasyon çalışmalarında değişken olarak kabul edilen vidalar arası mesafenin ve vidalama kombinasyonlarının hem implant hem de kırık fragmanları üzerindeki mekanik etkisi incelenmiştir.

Anahtar Kelimeler: Femur Kırığı, Ortopedik Plak, Sonlu Elemanlar Yöntemi.

2020, 95 sayfa

ABSTRACT

M.Sc. Thesis

Finite Element Analysis of Plaque Design Used in Femoral Body Fracture Surgery

**Izmir Democracy University
Graduate School of Natural and Applied Sciences
Department of Biomedical Sciences and Engineering**

Supervisor: Assistant Prof. Dr. Kemal ŞERBETÇİ

Many treatment methods have been tried for years in the treatment of a fracture. One of the most suitable of these treatment methods is the internal fixation treatment method performed by the plate-screw method. In this method, mechanical effects are also crucial as well as biological factors. One of the main features of the plate implanted by screwing is that it can be resistant to mechanical loads as well as cause minimal tissue damage. In this thesis, a plate design was prepared considering these features and one of the most suitable screws from the standards has been chosen. The distance between screw holes was accepted as a variable and two different plates (P15 and P20) were designed accordingly. The femoral bone used in the fracture analysis was created as two fragments by transverse and ideal fracture in the SolidWorks modeling program by dividing it from the diaphyseal region. The bone fragments formed are combined so that the broken surfaces are in full contact with each other. The plate was placed in consultation with a specialist orthopedist, with the symmetry axis centered on the broken line. Screwing is done in co-holes according to the symmetry axis of the plate, so as not to cause force imbalance, all possible combinations are analyzed separately in the ANSYS package program. In the simulation studies, the mechanical effects of the distance between screws and screwing combinations, which were accepted to be variable, on both the implant and the fracture fragments have been examined.

Keywords: Femur Fracture, Orthopedic Plate, Finite Element Method.

2020, 95 pages

1. GİRİŞ

Vücudumuzda desteği sağlayan en önemli eleman kemiktir. İskelet sistemimizi uzun, kısa ve yassı kemikler oluşturmaktadır. Yetişkin bir insan 206 adet kemiğe sahipken yeni doğan bir bebekte yaklaşık 350 kemik bulunmaktadır. Her ne kadar kemikler dayanıklı bir yapıya sahip olsalar da kemiğe gelen bükülme, burulma ve sıkışma gibi kuvvetler nedeni ile kırılabilirler. Günümüzde çarpma, düşme, burkulma, kemiksel rahatsızlıklar, kesici ve delici alet yaralanmaları gibi birçok neden ile kemik kırılması vakalarıyla karşılaşmaktadır. Bu vakalar eksternal yöntemlerle olduğu gibi internal yöntemlerle de tedavi edilebilmektedir.

Eksternal ve internal tedavi yöntemleri kemikteki kırık çeşitliliğine göre uygun olan yöntem seçilmektedir. Kırık tedavisinde kullanılan bu yöntemlerden internal tedavi yöntemlerinden bir tanesi de plak-vida yöntemidir. Bu tedavi yönteminde vidaların sayısı, vidaların türü, vidaların konumu, plak türü, plağın uzunluğu ve kırık türü gibi birçok faktör bulunmaktadır. Bu faktörler üzerinde yapılan teorik, deneysel ve bilgisayar ortamındaki birçok çalışma hastanın iyileşme sürecinin daha etkin ve sağlıklı bir şekilde sürmesini sağlayarak sağlıklarına kavuşmalarını hedeflemektedir.

Kırık tedavisinde yıllardır, kaynamaların tedavisi ve düzeltici osteotomilerin fiksasyonu için birçok plak ve vida kombinasyonu kullanılmaktadır. Plaklı osteosentez ile tedavinin başarısı sağlıklı fizyolojik ortamını taklit etmesi ile başarısı mümkün olmaktadır. Bu amaçla kullanılan plakların iyileşme süreci tamamlanıncaya kadar mekanik bakımdan dayanıklı olması ile birlikte biyouyumlu da olması gerekmektedir. Son yıllarda cerrahi kırık tedavisinin temel prensiplerinde bazı değişiklikler olmuştur. Bu değişim plaklarda kullanılan malzeme bilgisinin gelişmesi ve kırığın iyileşmesinin farklı mekanik koşullar altında farklılıklar gösterdiğinin anlaşılması ile olmuştur.

Son yıllarda kemiğin kendini yenilemesine izin verecek, kırık tedavisinde mekanik özelliklerin yerine biyolojik ortamın restorasyonunu temel alan yöntemler geliştirilmiştir. Kemik kırıklarına müdahale edilmediğinde de kaynama gösterebilmektedir çünkü kemik, rejenerasyon kapasitesine sahip bir dokudur. Ancak kırık bölgesine gelen kuvvetleri karşılayacak bir yapıya ihtiyaç duyulmaktadır. Biyolojik internal fiksasyon olarak adlandırılan bu yaklaşımda implant, kırık bölgesine

gelen kuvvetleri geçici süreliğine karşılamaktadır, kırık tedavisinde kullanılan bütün implantların ana görevi budur. Kemik iyileşmesinin özelliği kullanılan tekniğe göre değişmektedir. Tam anatomik redüksiyon ve katı tespit sonrasında primer kemik iyileşmesi diye bilinen osteonal iyileşme, tam anatomik redüksiyon ve katı tespitinin olmadığı durumlarda ise sekonder kemik iyileşmesi yani kallusla iyileşme görülmektedir. Anatomik redüksiyonun gereksiz olduğu ve oluşan kallus dokusunun fonksiyonel olarak engel taşımadığı bölgelerin (diyafizer bölge kırıkları) kırıklarının tedavisi bu yöntemler ile daha hızlı ve işlevsel olmaktadır. Kallus oluşmasının indüksiyonu kırık ortamının mekanik ve biyolojik özelliklerinden etkilenmektedir. Bu nedenle kırık tedavisinde kırık iyileşmesine engel olmayacak derecede mikro hareketlere izin veren sistemler geliştirilmektedir. Bu sistemler genel olarak elastik fiksasyon teknikleri olarak adlandırılabilir.

İntramedüller çiviler ve eksternal fiksator kırık tedavi yöntemleridir. İntramedüller çiviler ve eksternal fiksatorle tedavi edilen kırıklardan elde edilen bilgilerden yola çıkılarak elastik plak fiksasyonu geliştirilmiştir. Elastik plak fiksasyonunda plak, vidalar (kilitli veya kilitsiz) ve kemik parçalarından oluşan sistemin hareketliliği; plak bakımından plak malzemesinin özelliğinden (elastite modülü), plağı kemiğe sabitlemek için kullanılan vidalar bakımından ise kullanılan vida sayısı, vidalar arasındaki mesafe, vidaların plağa kilitlenebilmesi ve vidaların kemikte tuttuğu korteks sayısı ile sağlanmaktadır.

Kırık tedavisinde sıklıkla plaklı osteosentez kullanılmasına rağmen yük kalkanı (stress shielding) ve kırık tekrarı gibi sorunlar nedeni ile yük kalkanını azaltacak aynı zamanda viskoelastisite sağlayacak plak-vida ve vida-kemik yüzeylerindeki kemiği yıpratıcı ve vida fiksasyonunu gevşetici mikro hareketleri sönmlemenin yanı sıra aksenal yükleme altında da mukavemet bakımından dayanıklı olan yeni plak prototiplerinin tasarımı ve sonlu elemanlar yöntemi ile analizi çalışmaları yapılmıştır. Plak kontrollü mikro hareketlere izin veren bu plaklar internal fiksasyon plağı olarak adlandırılmıştır. Yeni geliştirilen plak, kemiğe göre daha rijit bir yapıya sahiptir. Bu plakların imalatında en çok kullanılan malzemelerden biri paslanmaz çelik olmasına rağmen mekanik özelliklerin yanı sıra biyouyumluluk da göz önünde bulundurulduğunda plak ve vida imalatında tercih edilen en yaygın malzeme titanyum ve titanyum alaşımlarıdır.

Bu tez kapsamında transvers kırık tedavisinde kullanılan yöntemlerden biri olan vida-plak fiksasyon yöntemi ile kırık tedavisinin biyomekanik açıdan sonlu elemanlar analiz yöntemi kullanılarak, plak üzerindeki delikler arası mesafenin ve olası vida kombinasyonlarının; kırık hattına, kemik fragmanlarına, kullanılan plak ve vidalara kuvvet bakımından olan etkilerinden yola çıkılarak; kullanılan plaklar arasından en uygun olanının ve optimum vidalama kombinasyonunun tespit edilmesi hedeflenmiştir.



2. GENEL BİLGİLER

2.1. Biyomekanik Terminolojisi

2.1.1. Kuvvet

Bir cisme dışarıdan uygulanan yükür. Uygulanan kuvvet cisimde deformasyona sebebiyet verebileceği gibi cisme ivme kazandırıp hareketlendirebilir veya hareket yönünü değiştirebilir [1].

2.1.2. Kuvvet Vektörü

Bir cisme uygulanan kuvvetin doğrultusuna kuvvet vektörü denir. Vektörü belirleyen dört temel özellik; kuvvetin büyüklüğü, uygulanma noktası, hareket yönü ve kuvvetin hareket yönüne göre doğrultusudur [1].

2.1.3. Gerilme (Stress)

Bir cisme uygulanan kuvvetin o cisimde yarattığı etki olarak tanımlanabilir. Uygulanan alanla doğrudan ilişkili olup birim alana etki eden kuvvet bağıntısından aynı kuvvetin küçük bir yüzey alanına uygulanması sonucu büyük bir yüzey alanına uygulanmasına göre daha büyük bir gerilme değeri elde edilir. Yükleme sonucu kuvvetin uygulanma şekline bağlı olarak ortaya çıkacak gerilme türleri; çekme, basma, kesme, eğilme, burulma ve bileşik olmak üzere altı çeşittir [2].

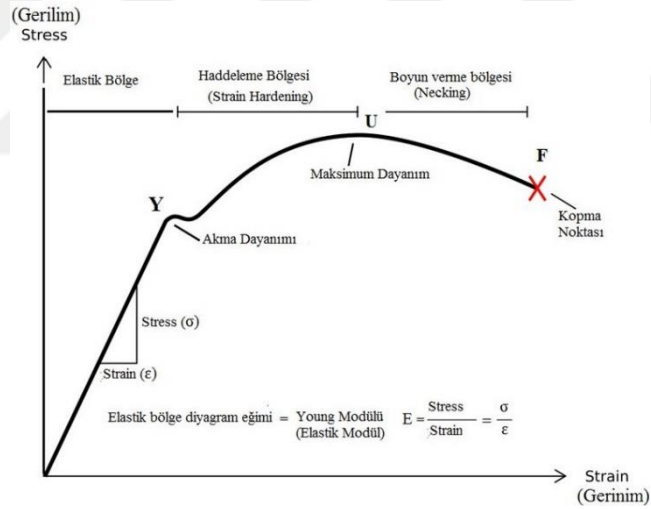
2.1.4. Gerinme (Gerinim, Strain)

Yük altındaki bir malzemenin, yük uygulanmadan önceki durumuna göre şeklinin ne oranda değiştini ifade etmek için kullanılır. Yük altındaki cismin boyundaki artma ve azalmanın, cismin normal boyuna oranıdır. Deformasyon derecesinin bir ölçüsü olarak da tanımlanabilir. Gerilme durumunda iki çeşit gerinim meydana gelebilir. Malzemenin boyu gerilim doğrultusunda artarsa, çeki gerinimidir ve pozitifdir. Malzemenin boyu gerilim doğrultusunda azalırsa, bası gerinimidir ve negatifdir. Gerinim, uygulanan kuvvet ile aynı yönde oluşuyorsa bu gerinim (aynı gerilim gibi) normal gerinim olarak değerlendirilir. Eğer normal gerinimden farklı olarak malzeme üzerine etki eden bir kesme kuvveti varsa malzemede açısai bir şekil değişimi veya çarpılma oluşabilir. Bu durumda oluşan şekil değişimi kesme gerinimi olarak adlandırılır ve düzlemler arası yer değişimin düzlemler arası mesafeye oranı ile

elde edilir. Kemikte gerinim, lokalize deformasyonun orijinal boyuna oranı ile elde edilir [3].

2.1.5. Elastite Modülü

Gerilim-gerinim eğrisi olarak tanımlanabildiği gibi young modülü olarak da bilinir (Şekil 2.1) [4]. Genel tanımı ise malzemenin kuvvet altında elastik şekil değiştirmesinin ölçüsüdür. Tanımı gereği birim kesit alanına sahip bir malzemede birim boyu bir kat arttırmak için uygulanması gerekli olan kuvveti gösterir. Elastite; bir cisme uygulanan kuvvetler kaldırıldıktan sonra cismin orijinal şekline ve boyutuna dönebilme kabiliyetidir. Uygulanan kuvvet malzemenin elastik limitine eşit veya daha düşük ise cisimde meydana gelen deformasyonlar yük kaldırıldıktan sonra tamamen geri döner ve cisim orijinal boyutuna tekrar döner. Ama uygulanan kuvvet malzemenin elastik limitini aşar ise cisim orijinal boyutuna ve şekline dönemez ve cisimde meydana gelen değişiklikler plastik deformasyon olarak tanımlanır [2].



Şekil 2.1. Yük deformasyon eğrisi.

2.1.6. Akma Gerilmesi

Malzemede akma veya plastik deformasyon oluşturmadan uygulanabilecek en büyük gerilmedir [2].

2.1.7. Deplasman

Mekanik veya fizyolojik yükleme altında meydana gelen deformasyona deplasman denir [2].

2.1.8. Burulma Momenti

Dönme merkezine belirli bir uzaklıktan uygulanan kuvveti belirtir ve tork olarak da adlandırılır. Dönme merkezine olan uzaklık arttıkça tork değeri de artar [2].

2.1.9. Kayma Gerilmesi

Cisim yüzeyine paralel yönde etki eden kuvvet (kesme kuvveti) sonucu oluşan gerilmeye denir [2].

2.1.10. Kayma Birim Şekil Değişimi

Kayma gerilmesi etkisi altında cisimde meydana gelen deformasyondur [2].

2.1.11. Katılık

Cismin rijitliğini göstermekte olup rijidite olarak da adlandırılır. Cismin deformasyona karşı dayanabilme kabiliyetidir [2].

2.1.12. Eylemsizlik Momenti

Cismin mevcut konumunun değişmesine karşı gösterdiği dirençtir. Cismin yapısal dayanıklılığı yüksek eylemsizlik momenti ile ilişkilidir [2].

2.2. Kemik Biyomekaniği

İskelet sisteminin görevi iç organları korumak, kaslara tutunma alanları sağlamak, kas ve vücut hareketlerine yardımcı olmaktır. Kemik bu görevleri yerine getirebilmek için özel bir yapıya ve mekanik özelliklere sahiptir. Dinamik ve metabolik olarak aktif dokulardan biri olup hayat boyu aktif kalmakla birlikte oldukça vasküler bir dokudur. Bunlara ek olarak mükemmel bir yenilenme özelliğine sahip olmakla birlikte mekanik ihtiyaçlara göre özelliklerini ve yapısını değiştirebilir. Kortikal kemiğin gerilme-gerinim davranışı yüklenme yönüne bağlı olarak değişmektedir. Kortikal kemikler uzunlamasına ekseninde, transvers eksene göre daha güçlü ve daha katıdır. Uzunlamasına ve transvers eksenlerde basma kuvvetine dayanma gücü çekme kuvvetine göre daha fazladır [1, 3].

Kemiğin en önemli mekanik özellikleri sağlamlığı ve sertliğidir. Kemiğin geometrisine ve yapısal özelliklerine göre yüklemelere verdiği tepki değişir. Yüzey alanı büyük olan bir kemik, aksenal yüklenmeleri daha geniş bir yüzeye dağıttığı için yüzeylerde daha az gerilim oluşur. Ayrıca yük etkisi bir maddede deformasyona yani boyutlarının değişmesine neden olur [1, 3, 4].

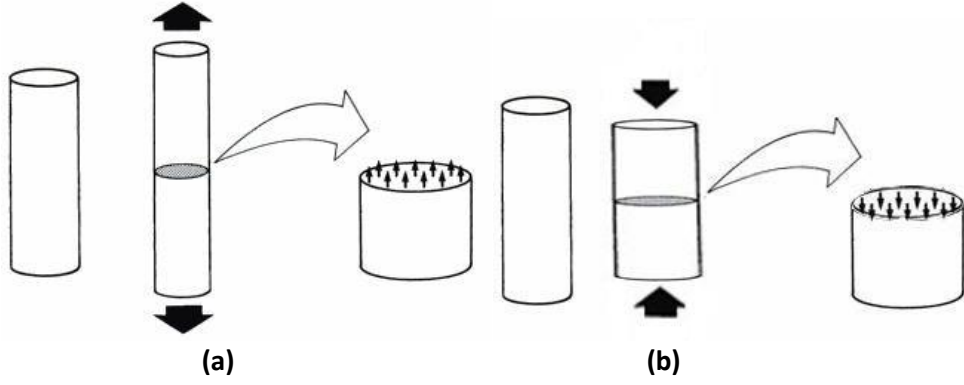
Yük deformasyon eğrisinin ilk bölümü elastik bölgedir ve yapının elastisitesini gösterir. Cismin yük kaldırıldıktan sonra, orijinal şekline dönebilme kapasitesi olarak da tanımlanabilir.

Elastik bölgede yük uygulandıkça deformasyon olsa da kalıcı değildir. Yük kaldırıldığında yapı eski şeklini alır. Yüklenme devam ettiğinde yapının en dıştaki lifleri bir noktadan sonra ayrılmaya başlar. Akma noktası, cismin elastik limitini göstermektedir. Yüklenme bu limiti aşarsa yapı elastik bölgeden plastik bölgeye geçiş yapar. Plastik bölgede yük kaldırılrsa bile cisim eski şekline ve boyutlarına dönemmez. Yük deformasyon eğrisinde eğrinin altında kalan alan, toplam enerjiyi gösterir [1, 3, 4].

Bir cisme kuvvet ve momentler değişik yönlerde etki edebilir. Bu kuvvetler çekme, basma, kesme, eğilme, burulma veya bunların kombinasyonu şeklinde olabilir [4].

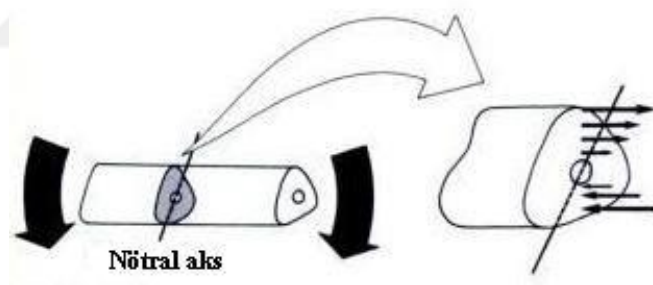
Çekme kuvvetleri sonucu oluşan kırıklar genellikle kansellöz kemiklerde görülür (Şekil 2.2). Aksenal yüklenmelerde kemiğin yapısal cevabını belirleyen, kesit alanı ve elastisite modülüdür [4].

Basma kuvveti esnasında cismin yüzeyine eşit ve zıt yönlerde kuvvet yönleri birbirine aynı yönde olacak şekilde uygulanır ve cismin içinde basma gerilimi oluşur. Çekme kuvveti esnasında ise cismin yüzeyine eşit ve zıt yönlerde kuvvet yönleri birbirine zıt yönde olacak şekilde uygulanır ve cismin içinde çekme gerilimi oluşur (Şekil 2.2).



Şekil 2.2. (a) Çekme kuvveti, (b) Basma kuvveti [4].

Eğme kuvveti, cisim bir aks etrafında eğilmeye zorlar ve eğme momentini oluşturur. Bir kemik eğilme kuvvetine maruz kaldığında, konveks tarafta yüksek çekme gerilimi oluşurken, konkav tarafta basma gerilimi oluşmaktadır (Şekil 2.3). Konveks tarafta transvers kırık hattı oluşurken, konkav tarafta oblik kırık hattı oluşur. Konkav tarafta iki kırık hattı oluşarak kelebek fragman oluşturabilir. Yüklenme ani ve daha yüksek miktarda olur ise daha fazla parçalanma oluşabilir [1, 3].

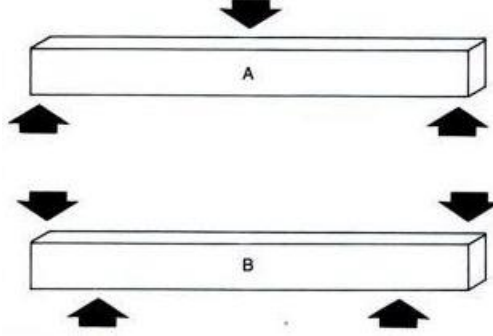


Şekil 2.3. Eğme momenti [4].

Eğme kuvvetinde, çekme gerilimi nötral aksın bir tarafına etki ederken, basma gerilimi nötral aksın karşı tarafına etki ederler. Nötral aks boyunca herhangi bir gerilim oluşumu yoktur.

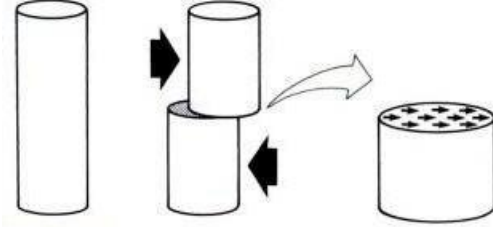
Üç nokta eğme kırığı klinik olarak kayakçılarda bot üstünde meydana gelen kırık modelidir (Şekil 2.4 A). Eğer iki çift kuvvet bir cisme etki eder ve eşit momentler yaratırsa dört nokta eğme kırığı oluşur (Şekil 2.4 B). Ayakta duran bir kişinin tibiasına

araba tamponu çarpması, dört nokta eğme mekanizmasına örnek olarak verilebilir [3, 4].



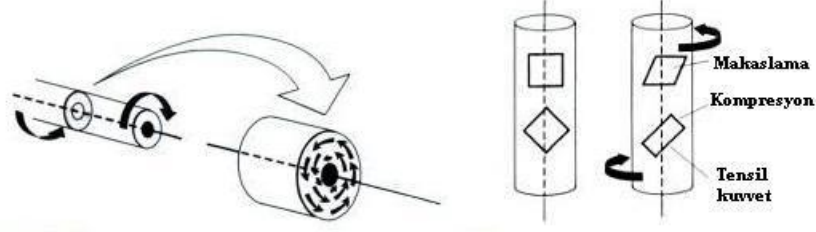
Şekil 2.4. (A) Üç nokta ve (B) dört nokta eğme [4].

Kesme kuvveti cismin yüzeyine paralel olarak etkir ve cismin içinde kesme gerilimi oluşur. Kesme kuvvetine maruz kalan cisimde açısal deformasyon oluşur (Şekil 2.5).



Şekil 2.5. Kesme kuvveti [4].

Burulma momentinde ise cismin bir eksen etrafında dönmesine neden olacak bir kuvvet uygulanır (Şekil 2.6). Gerilmeler nötral akstan ne kadar uzaksa, büyüklükleri de o kadar fazladır. Burulma momentinde, en büyük kesme kuvvetleri yapının nötral aksına paralel ve dik yönde etki eder. Burulma momentinde oluşan kırıklarda kemik yüzeyinde önce bir kırık hattı başlar. Yüksek çekme gerilmelerinin olduğu düzlemde spiral bir kırık hattı oluşur [5].



Şekil 2.6. Burulma momenti [4].

Maksimal çekme ve basma gerilmeler, yapının nötral aksına çapraz planda etki ederler. Kemikler birçok tespit edilemeyen yükler ve düzensiz geometrik yapıları nedeniyle kombine yüklenmelere maruz kalır [4].

Kemik kırıkları, kırık sırasında açığa çıkan enerji miktarına bağlı olarak düşük, yüksek ve çok yüksek enerjili olmak üzere üç gruba ayrılır. Kırıklar, kemiğin son gücünü aşan tek bir yük tarafından veya daha düşük büyüklükteki tekrarlayan yüklerin uygulanmasıyla oluşabilir. Tekrarlayan yüklerin uygulanmasıyla oluşan kırık yorgunluk veya stres kırığı olarak adlandırılır [4].

Kemik mekanik ihtiyaçlara göre yapısını, şeklini ve boyutunu değiştirerek tekrar şekillenme yeteneğine sahiptir. İnaktivite, iskelet sistemi üzerine olumsuz etkilidir. Bir haftalık yatak istirahati ile %1'lik kemik kaybı olur. Parsiyel veya total immobilizasyonda, kemik olağan mekanik streslerle karşılaşamaz, periosteal ve subperiosteal kemik kaybı nedeni ile kemiğin mekanik özelliklerinde azalma olur [4].

Birçok deneysel çalışma sonucunda ulaşılan Wolff kanununa göre; artmış kompresif ve distraktif kuvvetler osteoblastları aktive ederken, azalmış kompresif ve distraktif kuvvetler osteoblastları inhibe ederler. Kemik, mekanik adaptasyonunu üstüne binen yüklere göre organize eder. Fonksiyonel kompresyon, kırık konsolidasyonunda kallus oluşumunu uyarırken, çekme ve kesme kuvvetleri kemik rejenerasyonunu geciktirirler [1, 6].

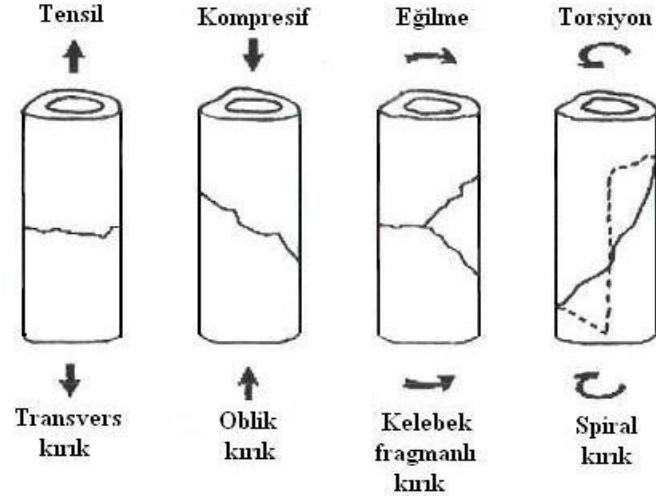
2.3. Kırık Biyomekaniği

Kırıklar, kendilerini oluşturan kuvvete göre gruplandırılabilir. Normalde bir kez maruz kalındığında kırık oluşturmayacak büyüklükteki travmanın, uzun süre tekrarlama sonucu kırık oluşabilir. Bunun yanında kemik yaşayan bir dokudur ve travma periyotları arasında, mikroskobik kırıkların çevresinde yeni kemik oluşumu ve periosteal kallus oluşumu görülebilir [7, 8].

Tek travma ile oluşan kırıklar, kuvvetin büyüklüğü ve uygulanma alanının genişliğine göre gruplandırılabilir. Travma direk ise yumuşak doku yaralanması ve kırık fragmanlarda parçalanma miktarı artar. Kuvvetin uygulanma yerine bakılmaksızın kemikte basma, çekme, kesme, eğilme, burulma kuvvetleri veya hepsinin kombinasyonu şeklinde yüklenmeler ortaya çıkar. Kortikal kemik genellikle çekme ve kesme kuvvetlerine karşı zayıftır. Kemiğin uzun aksına ne kadar büyük oranda çekme gerilmesi uygulanırsa kemiğin kırılması o kadar kolaylaşır [7, 8].

Tek travma ile kırık oluşumunda kemiğin elastisite modülüsü ve anizometrik özelliklerinin yanında kemiğin enerji absorbe edebilme kapasitesi rol oynar. Ani yüklenmeye maruz kalan kemik yavaş yük binen kemikten daha fazla enerji absorbe etmek zorundadır.

Kemiğe yük bindiren cismin kinetik enerjisi $\frac{1}{2} MV^2$ formülü ile hesaplanır. M harfi cismin kütlelerini, V harfi ise cismin hızını gösterir. Dolayısı ile hızdaki çok az artış bile enerjide büyük artışlara neden olur. Yüklenme anında kemiğin absorbe ettiği enerji, kırılma ile boşalır. Bu durum ani yüklenmeler sonucu oluşan kırıklarda, daha fazla yapısal değişikliklerin ortaya çıkmasını, daha fazla fragman parçalanmasını ve daha çok deplasman olmasını açıklar. Aynı durum indirek kırıklarda da geçerlidir. Düşük hızlı, eğilme ve çekme gerilmeleri sonucu oluşan kırıkta tek kelebek fragman olurken, yüksek hızlı aynı mekanizmalı kırıkta çok sayıda kelebek fragman oluşur. Eğilme komponenti olmadan sadece yüksek hızlı burulma mekanizması ile parçalı spiral kırıklar oluşabilir. Segmenter kırıkların oluşumunda en sık görülen mekanizma dört nokta eğme mekanizmasıdır [4, 7, 8].



Şekil 2.7. Kuvvetlere göre kırık şekilleri [4].

Transvers kırıklar saf çekme kuvvetlerinin veya eğilme kuvvetlerinin sonucu oluşur. Kemikteki çekme kuvvetine karşı yetersizliğin ilk cevabı; parçalı olmayan transvers kırıktır. Eğilme kuvvetleri ile kemikte basit transvers bir kırık hattı oluşur (Şekil 2.7) [4].

Oblik kırıklar düzensiz bir eğilme kuvveti ile oluşabilir. Kompresyon altındaki korteks, çekme gerilmesi ile oluşan kırık tüm kemik hattı boyunca yayılmadan önce, oluşan kesme kuvveti ile kırılır. Böylece kompresif tarafta parçalanma oluşur ve tek veya çok parçalı kelebek kırık oluşur (Şekil 2.7) [4].

Spiral kırıklar saf burulma ile yaralanmalar sonucu oluşur. İki farklı kırık çizgisi mevcuttur; biri kemik etrafında dönen açılı bir çizgi, diğeri de spiralin proksimal ve distaline uzanan uzunlamasına çizgidir (Şekil 2.7) [4].

Kırılan kemikler, alçı ve multiple perkutan transkortikal pinler gibi eksternal immobilizasyon ve tespit yöntemleri ile veya intramedüller çivi ve plak vidaların kullanıldığı internal fiksasyon yöntemleri ile tespit edilebilir. Tespit ve cerrahi tekniğin seçiminde kemiğin kalitesi, kırığın tipi, anatomik lokalizasyonu ve bir yere kadar cerrahın tercihi gibi faktörler temel alınır. Özellikle oblik ve spiral kırıklar ile kırılan kemiklerin tespiti veya kemiğin kırılmadan önceki sağlamlıkla iyileştirilmesi büyük osteosentez sorunlarına karşı devam etmektedir [9].

2.4. Anatomik Plakların Tarihsel Gelişimi

Plaklar ortopedik cerrahide internal fiksasyon için 100 yıldan uzun bir süredir kullanılmaktadır. Korozyon ve yetersiz dayanım gibi ilk aksaklıklar çözülmüşse de, yakın zamanda sunulmuş tasarımların bütün sorunları çözdüğü söylenemez. Bir yandan kırık iyileşmesini hızlandırırken, diğer yandan da kemik fizyolojisi üzerinde herhangi kötü bir etki yaratmayan bir plak geliştirmek için daha ileri araştırmalara gereksinim duyulmaktadır.

1800'lü yıllarda cerrahi kırık tespit yöntemlerinin ilk örnekleri görülmeye başlanmıştır. İmplant ve cerrahi tekniklerin günümüz standartlarına ulaşmasını, Röntgen'in 1896 yılında yayınladığı ilk röntgen filmi o günlerde bu süreci hızlandırmış olup, 20. yüzyılın ikinci yarısından sonra önemi osteosentezin kabul edilmesi ile sağlanmıştır. Adli kayıtlara göre ilk kullanılan implantlar 1770 yılında kullanılan serklaj telleri olmuştur. Akademik kayıtlara göre ise ilk implant tedavisi olarak Dr. Kearny Rodgers'in yapmış olduğu tedavi geçmiştir [10].

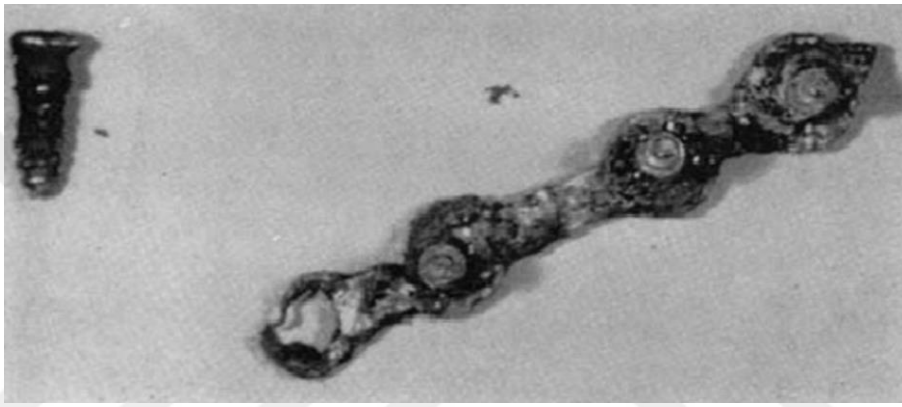
Dr. Kearny Rodgers, 1827 yılında kemik dikişini gerçekleştiren kişi olarak kayıtlara geçmiştir. Dr. Rodgers, humerus kemiğinin bitimindeki en dayanıksız yerleri kesip çıkardıktan sonra birbiri ile uyum sağlayan kemik parçalarını yerinde tutmak için her bir kemik parçasına delik açtıktan sonra deliklerden gümüş bir tel geçirerek birbirine tutturmuştur [11].

Kemik vidalarının kullanılması ise muhtemelen 1840'ların sonunda gerçekleşmiştir. Fransız cerrah Cucuel ve Rigaud 1850 yılında vida kullanılarak kırık parçalarının yönlendirilmesi için iki vaka tanımlamıştır. 1. Vakada çökmüş durumdaki göğüs kemiğinde traksiyona izin verecek şekilde ve kemiği kaldırarak düzgün bir pozisyona getirmek için vida atılmıştır. 2. Vakada Rigaud, ulna kemiğine ve yeri değişmiş olan dirsek çıkıntısına vida atarak kemik parçalarını birbirine yanaştırmıştır. Daha sonra bu vidayı birbirine tel ile bağlamıştır. Rigaud aynı zamanda patella kemiği içinde benzer bir prosedür uygulamıştır [11].

Plakla kırık tedavisi, Lane'in internal fiksasyon için 1895 yılında kullandığı metal bir plak ile başlamıştır. Lane'in plağı, korozyonla yaşanan sorunlardan dolayı kullanımdan kaldırılmıştır (Şekil 2.8). Bunun ardından, 1909 yılında Lambotte ve

sonrasında 1912 yılında Sherman internal fiksasyon plağı için kendi önerilerini sunmuştur. Bu plağın metalürjik formülasyonu, direncini arttırmıştır; ancak, bu tasarımlar da yetersiz dayanımları nedeniyle kullanımdan kaldırılmıştır (Şekil 2.9) [12].

Eggers 1948 yılında, vida başlarının kaymasına olanak tanıyan iki uzun yuvası bulunan bir plak tasarlamıştır [12, 13]. Kompresyon için ekstremite kaslarının normal tonus ve kasılmalarına ihtiyaç duyan Eggers plağı pratikte bunu sağlamakta başarısız olmuştur [13].



Şekil 2.8. Korozyondan dolayı kullanımdan kaldırılan Lane'in plağı (1895) [12].



Şekil 2.9. İnce ve yuvarlak hatlara sahip Lambotte'nin plağı (1909) [12].

Danis 1949 yılında, kırık fragmanları arasında kompresyon sağlayan, fragmanlar arası hareketi engelleyen ve fiksasyon stabilitesini arttıran, kendisinin "coaptur" olarak adlandırdığı bir plak tasarlamıştır (Şekil 2.10). Danis bu plak sayesinde günümüzde yaygın olarak kullanılan ve "primer kemik iyileşmesi" olarak anılan, kallussuz kemik iyileşmesini elde etmiştir [12-15].



Şekil 2.10. Danis'in "coapteur" adlı plağı [12].

Bagby ve James 1957 yılında, "Modifiye Colison" plağı olarak bilinen kendinden kompresyonlu bir plak tasarlamıştır [15]. Başının alt yüzeyi koni şeklinde olan bir vida eksantrik olarak yerleştirilmiş ve sıkıştırıldığında, plak deliğine oturmuş ve plağı uzun eksenini boyunca dik olarak deplase etmiştir. Eski bir marangozluk prensibine dayanan bu plak sadece sınırlı kompresyon yaratmıştır [15, 16].

Danis'in çalışmasından yola çıkan AO (Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen) anatomik redüksiyon, stabil internal fiksasyon, dolaşımın korunması ve erken mobilizasyon temelinde şekillenen kendi prensiplerini bildirmiştir. İnternal fiksasyon, dıştan destek olmaksızın eklemlerin hemen hareketlendirilmesine imkan vermek için, fragmanların tam olarak redükte edilmesini ve katı bir şekilde korunmasını hedef alır [17]. Kendinden kompresyonlu ilk AO plağı 1963 yılında rapor edilmiştir [15]. Aynı dönemde Müller ve ark. yuvarlak delikli plak için eksternal bir kompresyon cihazı tasarlamıştır [13-15, 18, 19].

DCP (Dynamic Compression Plate) 1969 yılında tasarlanmış ve kırık tedavisi için kullanıma sunulmuştur. Kendinden kompresyonlu bir plak olan DCP, eğimli bir plak deliği içerisinde başı küresel şekilli olan ve eksantrik olarak yerleştirilmiş bir vida yardımıyla, aksenal kompresyon sağlamıştır. DCP, tam anatomik redüksiyon ve kesin stabilizasyon elde etmek için redükte kırıklara uygulanmıştır [15, 20, 21].

Brunner ve Weber 1980'lerin başlarında, dalgalı plağı sunmuş, Heitemeyer ve Hierholzer ise köprü plağı (bridge plate) geliştirmiştir [15].

DCP periosteal dolaşım üzerinde daha sonra önemli komplikasyonlarla sonuçlanabilecek zararlı bir etki potansiyeline sahiptir [14, 15]. 1990 yılında, Perren

ve ark. DCP'ye oranla daha sınırlı kortikal temas sağlayan oyuk alt yüzeyli LC-DCP'ye (Limited Contact Dynamic Compression Plate) ilişkin bildiri sunmuşlardır [15, 22]. Benzer dolaşım sorunlarına çözüm bulmak amacıyla, yakın zamanda PC-Fix (Point Contact Fixator) sunulmuştur. İmplantın kemiğe minimum teması söz konusudur ve implant kemiğe tek korteks vidalarla sabitlenir [15, 23].

Yeni geliştirilen, “kilitli internal fiksator” adı verilen cihazlar (örneğin; PC-Fix (Point Contact Fixator), LISS (Less Invasive Stabilization System)), vidaların plağın içine kilitlendiği plak ve vida sistemlerinden oluşur. Bu kilitlenme mekanizması, plağın kemik üzerinde uyguladığı kompresif kuvvetleri en aza indirir. Basit kilitli internal fiksasyon tekniği, kallus oluşumu indüksiyonu ile kendiliğinden iyileşme sürecini başlatmak için elastik fiksasyon sağlamayı hedefler. Bu teknoloji, günümüzde MİPO (Minimal İnvaziv Plak Osteosentezi) olarak bilinen tekniği desteklemiştir [24].

PC-Fix ve LISS ile edinilen deneyimler sonucunda LCP (Locking Compression Plate) geliştirilmiştir [24]. LCP geleneksel delikleri kullanarak bir kompresyon plağı ve dişli delikleri kullanarak bir kilitli plak gibi davranan hibrit bir plak olarak ortaya çıkmıştır [19, 24 - 28].

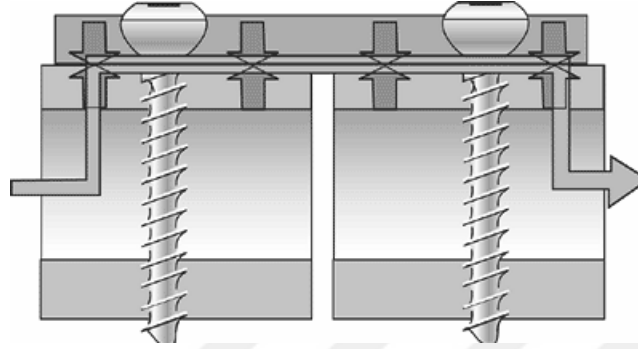
Helikal plak osteosentezi internal kırık tespitinde son gelişmelerden biridir [29]. Özellikle spiral kırıkların düz plak ile tespitinden kaynaklanan komplikasyonların bazıları, helikal plak tespiti ile önlenebilir [9].

2.5. Plakların Tasarım ve Biyomekanik Özellikleri

2.5.1. Yuvarlak Delikli Düz Plaklar

Konvansiyonel plaklar olarak da adlandırılan bu plakların vida başlarının oturacağı yuvarlak vida delikleri vardır. Kemiğe iki korteks vidalarla sabitlenirler ve stabiliteyi, bu vidaların kemiği plağa doğru çekmesine bağlıdır (Şekil 2.11). Vidalar tarafından kemiğe bastırılan plak ile kemik arasındaki temastan kaynaklanan sürtünme kuvveti ile stabilizasyon sağlanır [14, 18]. Kemiğe gelen eksenel yükler, vidalar ile plağa iletilir, plak tarafından karşılanan yükler kemiği fizyolojik yüklerden de korur. Bu fenomene stres korunması (stress protection) denir. Kemik ile plak arasındaki kompresyon sonucu periosteal dolaşımında bozulma ve plağın stres önleyici etkisi

sonucunda kortikal poroz görülür [14, 18, 30]. Bu plaklar, kırık fragmanları arasında bir kompresyon aleti kullanılmamışsa kompresyon etkisi gösteremez. Ayrıca bu plaklara yerleştirilen vidalar kırık konfigürasyonuna göre açılı olarak gönderilemez [14].



Şekil 2.11. Konvansiyonel plaklarda stabilizasyon ve yük aktarımı [31].

2.5.2. Tübüler Plaklar

İki farklı tübüler plak vardır: büyük fragman semitübüler plak ve küçük fragman 1/3 tübüler plak. Tübüler plaklar, çok incedir ve az yumuşak doku örtüsü olan ulna, olekranon ve lateral malleol gibi bölgelerde kullanılabilir. Kalınlıklarına bağlı olarak bu plaklar diğer plaklar gibi eğme kuvvetlerine direnemezler [14].

2.5.3. Rekonstrüksiyon Plakları

Rekonstrüksiyon plakları delikleri arasına yerleştirilen çentikler sayesinde kolay şekillendirilir. Bu plaklar kompresyona imkan veren oval deliklere sahiptir. Rekonstrüksiyon plakları asetabulum gibi kompleks üç boyutlu biçimlendirme gerektiren anatomik bölgelerdeki kırıklar için çok faydalıdır. Bu plakların deformasyon dirençleri düşüktür [14, 18].

2.5.4. Önceden Şekillendirilmiş (Anatomik) Plaklar

Özel bir anatomik bölgenin tam şekline uyması için yapılmış önceden biçimlendirilmiş plaklar mevcuttur. Epifizyal ve metafizyal kırıklarda yaygın olarak kullanılmaktadırlar. Bunların şekli metafizde farklı düzlemlerde çoklu vida yerleştirilmesine imkan vermektedir [14, 18].

2.5.5. Açılı Plaklar

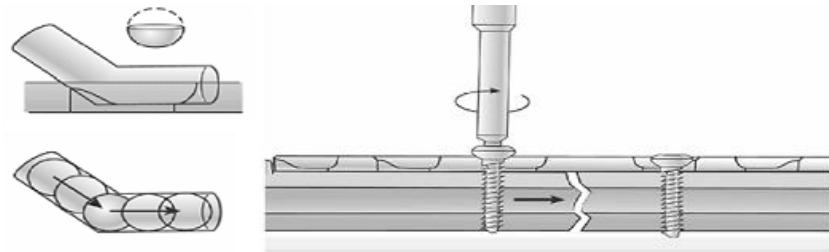
Mevcut olan standart açılı plaklar 130° ve 95° açılı plaklardır. Geleneksel olarak, 130° açılı plak genellikle proksimal femur kırıkları için, 95° açılı plak ise distal femur kırıkları için kullanılırdı. Bu plaklar karışık mekaniğe sahiptir. Kırığa kompresyon kuvvetleri uygulandığında açılal stabilite plağın güçlü bıçağı ile sağlanmaktadır. Açılı plakların uygulaması detaylı planlama gerektirmektedir. Yanlış dizilim ortaya çıkmaması için açılı plaklar her üç planda da doğru yerleştirilmelidir [14].

2.5.6. Kompresyon Vidasıyla Kombine Açılı Plaklar

Kompresyon vidasıyla kombine açılı plaklar, açılı plaklardan türetilmiş olup temel mekanik prensipleri aynıdır. Açılı plaklara göre bazı avantajlara sahiptir. İki parçadan yapıldıkları için vida plağın içinde kayabilir, kırığın daha fazla kompresyonu sağlanır. Açılı plağın tersine plağın pozisyonu sagital düzlemde değiştirilebilir, yerleştirme sırasında üç yerine yalnızca iki düzlemin kontrol edilmesi gerekir [14].

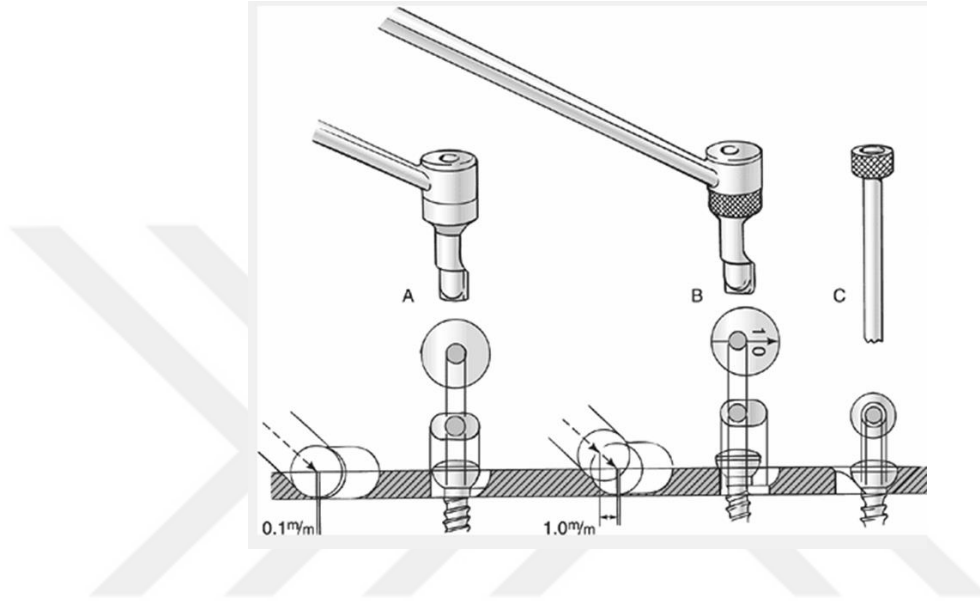
2.5.7. Dinamik Kompresyon Plağı

Dinamik kompresyon plağı (DCP) 1969'da ortaya konulmuştur [9, 14, 20, 21]. Bu plağın başarısında primer anahtar, vida deliğinin tasarımıydı. Plağın delikleri eğik transvers silindir şeklindedir (Şekil 2.12). Eğer vidanın başı deliğin transvers kısmına kiletlenirse azami aksenal kompresyon elde edilebilir. Bu kısım yuvarlak delik gibi hareket eder, ek olarak vidalar aksenal düzlemde 25° ve transvers düzlemde 7° açılabilir. Merkez dışı olarak yerleştirilmiş vida kompresyon ile bir plağı maksimum 1 mm yer değiştirebilir [14].



Şekil 2.12. DCP plak vida deliğinin görünümü ve vida sıkıldıkça kırık hattında kompresyon etkisi [14].

Vida deliğe göre dört pozisyonda yerleştirilebilir. Bu pozisyonlar aşırı yük pozisyonu, yük pozisyonu, nötr pozisyon ve destek pozisyonudur. Destek pozisyonunda vida başı deliğin kenarına bloke edilmiştir. Nötr ve yük konumunda matkap kılavuzu kullanılmalıdır. Aşırı yük pozisyonu ve destek pozisyonları kılavuzsuz olarak delinebilir. Vida dış merkezli olarak 0,1 mm'ye yerleştirilir ve bundan dolayı nötr pozisyonda dahi 0,1 mm kompresyon ortaya çıkar (Şekil 2.13) [14].



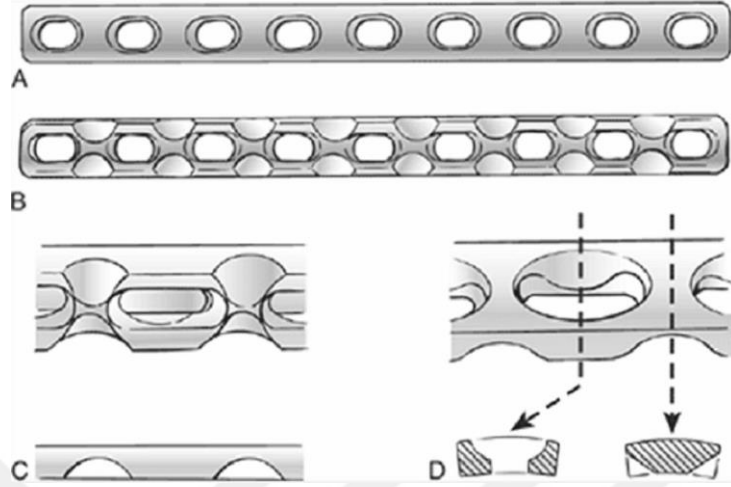
Şekil 2.13. DCP plak farklı pozisyonlarda vida yerleştirilmesi [31].

Plak ve kemik arasında sürtünme yoluyla fiksasyon sağlayan DCP'nin fiksasyonu sağlaması için, doğrudan kemiğe teması gerekmekte ve plak kemikteki dolaşımında soruna yol açabilmektedir [19, 20, 25]. DCP'nin çıkarılmasının ardından mikroskobik olarak tespit edilebilir bir kırık boşluğunun devam etmesi, geç kaynama ve plağın altındaki kortikal kemik kaybı gibi dezavantajları vardır [12].

2.5.8. Sınırlı Temaslı - Dinamik Kompresyon Plağı

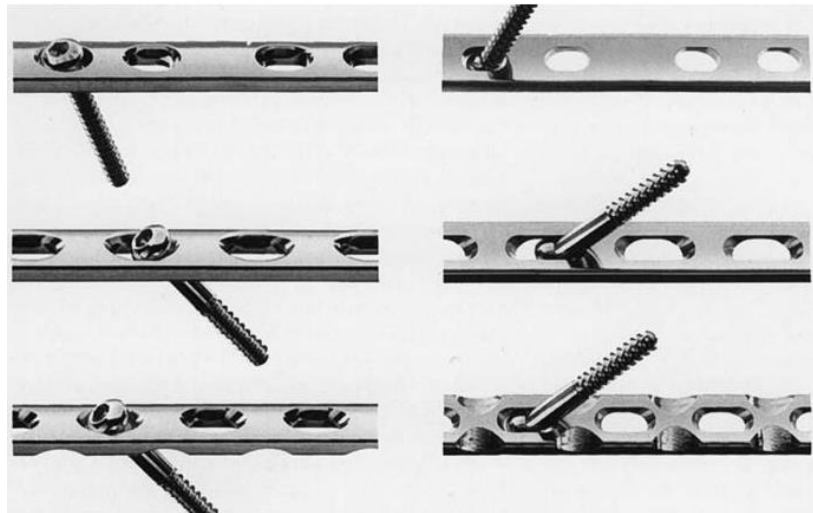
Kompresyon plağının periosteal dolaşım üzerine daha sonra önemli komplikasyonlarla sonuçlanabilecek zararlı bir etki potansiyeline sahip olduğu yönünde yayınlar mevcuttur. Bu etkileri azaltmak için Sınırlı Temaslı - Dinamik Kompresyon Plağı (LC-DCP) tasarlanmıştır [14, 16]. Bu plak kemik temasını %50 oranında azaltan bir alt yüzeye sahiptir (Şekil 2.14). Yeni tasarlanmış kesit, daha eşit

dağıtılmış bir sertlik oluşturur ve vida delikleri implant yetmezliği için stres artırıcı olarak davranmaz [14].



Şekil 2.14. LC-DCP plak. (A) Plağın önden görünümü, (B) Plağın kemikle temas eden yüzünün görüntüsü, (C) Plak altındaki revaskülarizasyon kanallarının görüntüsü, (D) Vida deliklerinin görüntüsü [14].

Vidalama işlemi, kırık hattına ve konuma göre yapılan en uygun pozisyonda ve açıda yapılmalıdır (Şekil 2.15).

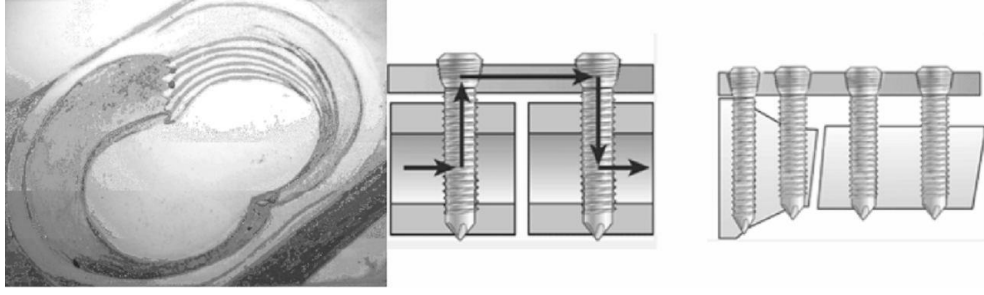


Şekil 2.15. DCP ve LC-DCP plaklarda vida deliklerinde vidaların açıldırılması [31].

2.5.9. Kilitli Kompresyon Plakları

Kemik ile plak arasında temasa izin vermeyip kemiğin kan dolaşımında olabildiğince az hasara sebep olması amacıyla, Perren ve Buchanan PC-Fix'i (Point Contact Fixator) geliştirdiler. PC-Fix'in içerden yapılan bir eksternal fiksatorler gibi işlevleri vardı. Burada anahtar nokta, vida başlarının tıpkı schanz çivilerinin eksternal fiksatorün gövdesine sabitlenmesinde olduğu gibi plağa son derece sıkı sabitlenmesidir [14, 18, 19, 25]. Bu özellik, plağın altındaki kemik ile hiç temas kurmamasını mümkün kılar. Bu sayede güç kemikten plağa değil kemikten vidaya, vidadan plağa aktarılır. PC-Fix tek korteks vidalarla kemiğe tutturulur. Vidanın başı konik şekillidir ve yivlidir. Plaktaki vida deliği de aynı profile ve vida dişine sahiptir, bu sayede vida başı kendiliğinden vida deliğine merkezlenir ve plakla bir bütün haline gelir. PC-Fix birçok klinik deneyden geçmesine rağmen hiçbir zaman genel klinik kullanıma girememiştir.

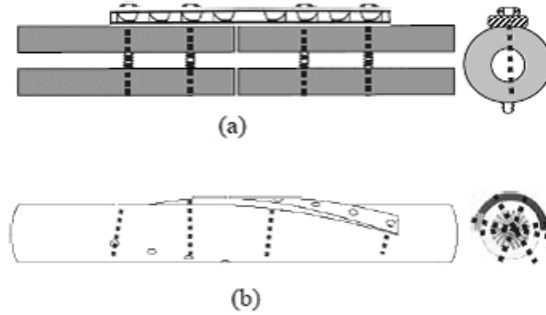
Yakın zamanda açılabilir stabil fiksasyonun büyük avantajları sebebiyle plak fiksasyonu için kombi vida deliği geliştirilmiştir (Şekil 2.16). Kombi delik, DCP ve LC-DCP için geliştirilen vida deliğinin yerini almıştır. Kombi vida deliği 8'e benzer. Plağın ortasından sonuna kadar olan bölümü, vidaların kemiğe hem dış merkezli aksel sıkıştırmayı yapabilecek şekilde hem de plağın sabitlenmesi için nötr bir biçimde girmesine izin verecek eski DCP deliğine benzer şekildedir. Konik başlı dişli vida, dişli delikle birleşip yeterince sıkıldığında kilitlenir. Vidanın plağa sabitlenmesi açılabilir olarak stabil bir yapı oluşmasını sağlar. Plağın kemiğe sabitlenmesi plak ile altındaki kemik arasındaki sürtünmeye değil basit biçimde kemikteki vidaların tutunma gücüne bağlıdır. Plağın kemikle temas kurma ihtiyacı ortadan kalkmıştır. Bunun en büyük avantajı periosteal kan dolaşımının korunmasıdır. LCP plaklarda vidalar plağa sabitlenmiş olduğundan herhangi bir eğme gücü uygulandığında tüm vidalar uyum içinde hareket ederlerken konvansiyonel plaklarda her vida ayrı hareket eder. Tüm vida başlarının plağa sabitlendiği durumda, vidaları kemikten çıkarmak isteyen bir eğme gücü karşısında güç tüm vidalara eşit olarak yayılıp paylaşılarak azaltılır ve daha büyük bir tutunma gücü oluşur. Kilitli kompresyon plaklarının diğer bir avantajı da artık plağın altındaki kemiğin şekline tam olarak uyma zorunluluğunun ortadan kalkmasıdır [14, 18, 19, 25].



Şekil 2.16. Kilitli kompresyon plağının vida deliğinin görüntüsü. LCP plak yük aktarımının şematik görünümü. LCP plakların internal fiksator olarak işlev görmesinin şematik görünümü [14, 32].

2.5.10. Helikal Plaklar

Burulma yüklenmesi ile oluşan spiral kırıklarda kırık uçlarını bir araya getirerek, gelişmiş tutunma kapasitesiyle stabil tespit sağlamak için helikal plak tasarlanmıştır (Şekil 2.17) [9].

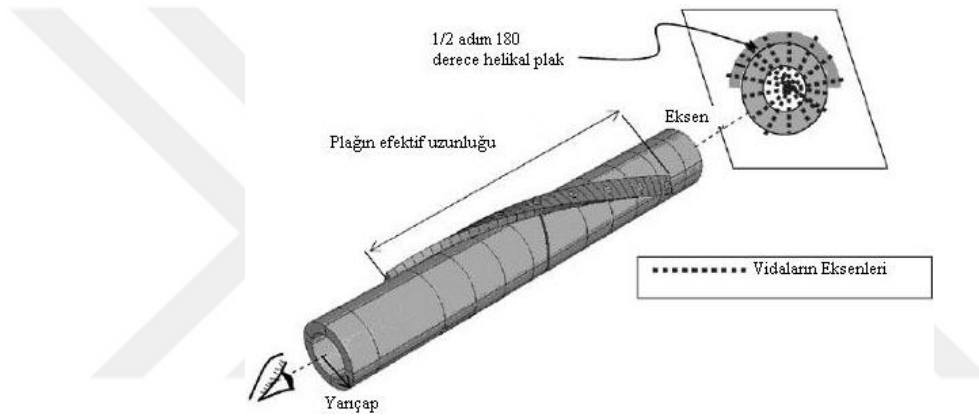


Şekil 2.17. Klasik düz plak ve helikal plak için vida oryantasyonları. (a) klasik düz plak, (b) helikal plak [29].

Genellikle vidalar kemik ve plak arasında güçlerin transfer edilmesinde bir köprü olarak görev yapar. Bu nedenle vidalar, kırılan uzvun hareketi sırasında büyük kesme gerilmelerine maruz kalır. Ayrıca vidalara komşu kemik yüzeyleri vida giriş bölgelerinde bazı geçici kemik nekrozlarına neden olabilen travmaya maruz kalabilir. Bu faktörler vidaların gevşemesine ve takiben çıkmasına neden olabilir, dolayısıyla kırık tespit sisteminin bütün stabilitesi bozulur [33-37]. Böyle bir fenomen, vidaların aynı planda yönlendirildiği düz plaklarda yaygın olarak gözlenir. Vidaların açılanması,

kırık tespitindeki gevşemenin azaltılması için olası bir çözüm olarak düşünülmüştür [32].

Helikal plağın terminolojisi “eksen”, “yarıçap” ve “adım” terimleri tarafından oluşturulur. Eksen, kemiğin merkezinden uzunluğu boyunca düz bir çizgi olarak tanımlanmıştır. Geometrik yarıçap ise kemiğin ekseninden dış yüzeyine olan mesafedir (orta diafizde). Efektif uzunluk kemiğin eksenini boyunca plağın uçları arasındaki mesafedir ve adım plağın rotasyon derecesidir (veya burulması). Örnek olarak 1 - adım plağın 360° burulduğunu gösterir, $\frac{1}{2}$ - adım plağın 180° burulduğunu gösterir ve $\frac{1}{4}$ - adım plağın 90° burulduğunu gösterir (Şekil 2.18) [9].



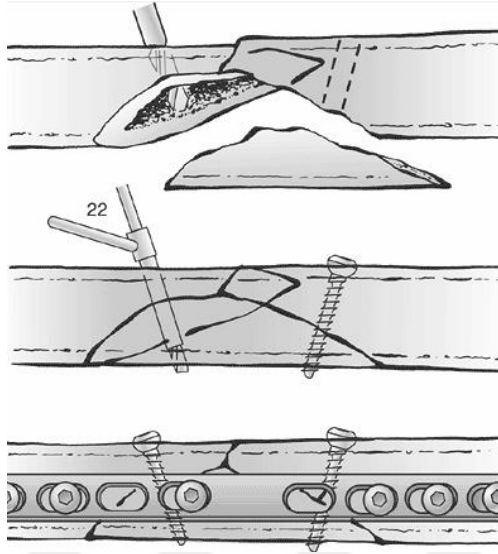
Şekil 2.18. Eksen, yarıçap ve adımın şematik görünümü [9].

2.6. Plakların Kullanım Alanları ve Uygulama Teknikleri

2.6.1. Nötralizasyon Plağı

Doğru teknikle yerleştirilecek bir vidanın kullanımı kırık fragmanlar arasında önemli bir kompresyonla sonuçlanacaktır. Tek başına vida kullanarak yapılacak fiksasyon az sayıda kırık tipi için uygundur. Özellikle yüklerin yüksek olduğu durumlarda, eğme ve burulma kuvvetlerine direnç genellikle yeterli değildir. İlave plak kullanımı bu kuvvetleri nötralize edebilir (Şekil 2.19). Bu nötralizasyon plağı, parçalar arası kompresyon üzerinde herhangi bir etkiye sahip değildir. Fakat vida fiksasyonunun gevşemesini önler [19, 31]. Genel olarak vida/vidalar plaktan önce yerleştirilmek zorundadır, ancak bazı durumlarda vida plak deliklerinden birinin içerisinden de yerleştirilebilir. Bu işlem bazen plak konumlandırmaya yardımcı olur

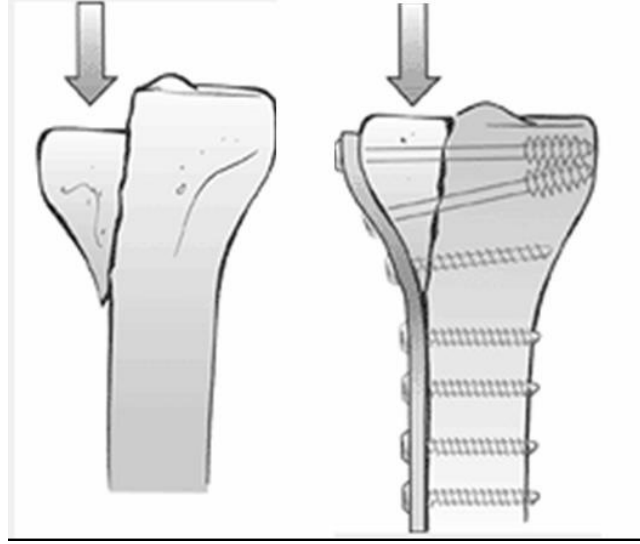
ve yumuşak doku diseksiyonunu azaltır. Nötralizasyon plağının hassas biçimlendirilmesi gerekmektedir.



Şekil 2.19. Nötralizasyon plağının uygulama tekniği [31].

2.6.2. Destek Plağı

Epifiz ve metafiz içindeki kırıklar kemiğin spongios yapısı ve ince korteks sebebiyle vida fiksasyonu ile yeteri kadar stabil hale getirilemez. Kesme ve basma kuvvetleri ilave bir plak ile nötralize edilmelidir. Bu destek plağı metafizer parçayı destekler (Şekil 2.20) [19, 31]. Karın tepeden aŐađıya kaymasını önleyen bir çığ bariyeri gibi görev yapar. Asıl destek etkisi plağın yalnızca kenarındadır. Belirli Őartlarda çift destek plağı kullanılabilir, fakat bu invaziv bir tekniktir. DCP delikleri olan plaklarda, plağın kaymasını önlemek için vidalar eğimin karŐısına yerleştirilmelidir. Önceden biçimlendirilmiş plaklar, bölgesel anatomiye uyduklarından sık sık destek plağı olarak kullanılırlar. Ne var ki, plağın hassas Şekilde biçimlendirilmesi gerekmektedir. Bazı plaklar sabitleme öncesi kullanılan ilk vida için bir kayma deliğine sahiptir. Kayma deliği optimal destekleme etkisini elde etmek için plak pozisyonunda hafif düzeltmelere imkan verir.



Şekil 2.20. Tibia plato kırığında metafizer parçayı destekleyen destek plağı [31].

2.6.3. Kayma Önleyici Plak

Kayma önleyici plak bir tip özel destek plağıdır. Bu plak eğik kırıklarda parçaların kaymasını ve müteakip kısalmayı önlemek için kullanılır [31]. Bu plak kısaltılmış 1/3 tübüler plak veya pul olabilir. Plak, vidasıyla birlikte eğik bir kırığın ucuna merkezi şekilde yerleştirilir. Bu teknikte delme, kırık fragmanların arasından yapılır. Kaymazlık etkisi ağırlık taşımada kırık içinde basınca sebep olur. Parçalar arası sıkıştırma için ilave bir vida kullanılabilir. Bu vida plağın içinden veya dışından yerleştirilebilir.

2.6.4. Kompresyon Plağı

Vida fiksasyonu parçalar arası kompresyon elde etmek için kullanılan bir tekniktir [31]. Daha önce de değinildiği gibi vida fiksasyonu genellikle fragmanlar arası kompresyona katkıda bulunmayan bir nötralizasyon plağı tarafından korunur. Kırıkta parçalar arası kompresyona sebep olan plaklara kompresyon plakları denir. Bu plaklar bir vida kombinasyonu ile veya kendi başlarına kullanılabilirler. Bir plağın kullanılması ile elde edilen kompresyon asla vida fiksasyonu kadar yüksek değildir [18, 31]. Kompresyon, dış bir kompresyon aleti kullanılarak, plağı eğerek veya bir DCP ile ya da her üç metodun bir kombinasyonu ile sağlanabilir.

2.6.5. Önceden Eğim (Prebending)

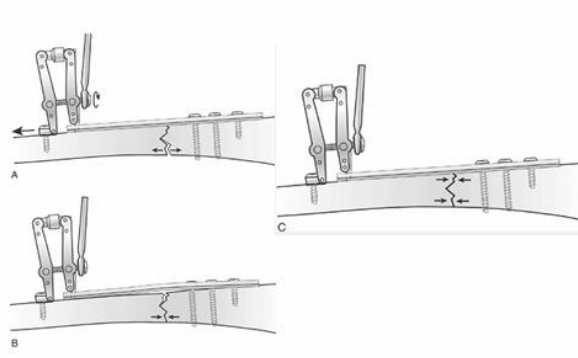
Hem kompresyon aleti hem de dinamik sıkıştırma delikleri kemiğin dış merkezli sıkıştırılmasına neden olur. Plağa yakın korteks kompresyon altındadır, öte yandan karşılarındaki korteks hafifçe diğer tarafa çekilmektedir. Bu çekilme uygulanan kompresyon kuvveti ile orantılıdır. Sonuçta ortaya çıkan boşluk kemik iyileşmesinde rahatsızlığa neden olur. İlave bir vida basıncın daha eşit dağılmasını sağlar ve stabiliteyi artırır. Eğer ilave bir vidanın yerleştirilmesi mümkün değil ise plağın önceden eğilmesi gerekmektedir. 3,5 mm DCP için, iki ile dört derecelik bir önceden eğim 600 Newton kompresyonla sonuçlanır [31].

2.6.6. Kompresyon Aleti

Plağın ana fragmana fiksasyonundan sonra, kırık redükte edilir ve redüksiyon forsepsi ile konumunda tutulur, eklemli kompresyon aleti mümkün olduğunca açılır, kompresyon aletinin çengeli dış plak deliğine iliştilir. Genellikle kompresyon aletinin çengelene uyan bir çentiğe sahip olan plaklarda vardır. Kompresyon aletinin öteki bacağı kırığın diğer ana fragmanına yerleştirilir. Genellikle tek korteks vida fiksasyonu yeterlidir. Osteoporotik kemikte ise iki korteks vida fiksasyonu önerilir. Kompresyon aletini sıkılmasıyla, parçalar arası boşluk adım adım kapatılır [18, 19, 31]. Eğimli kırıklarda ise kompresyon aletinin konumu kırık morfolojisine bağlıdır. Plak ve kompresyon aleti öyle konumlandırılmalıdır ki kırığın ucu plağın altında kilitlenmelidir.

2.6.7. Dinamik Sıkıştırma Deliği

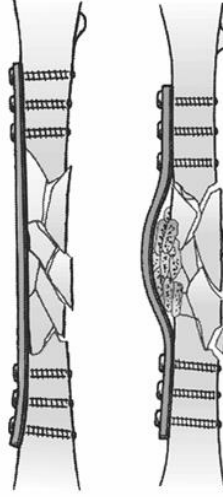
Yukarıda açıklandığı gibi DCP veya LC-DCP gibi plaklar dış merkezli vida yerleştirilmesi ile aksenal bir kuvvet yaratır. Eğer bu aksenal kuvvet kırığa doğru yönlendirilirse, plak kompresyon aleti ile elde edilenden daha az parçalar arası kompresyona sebep olacaktır (Şekil 2.21).



Şekil 2.21. Kompresyon aletinin transvers bir kırık modelinde kullanımı [31].

2.6.8. Köprüleme Plağı

Köprü plak AO/ASIF tarafından orijinal olarak anatomik restorasyonun mümkün olmadığı çok parçalı kırıklar için önerildi [18, 19, 31]. Bu osteosentez metodunda kallus ile kırık iyileşmesi görüldüğünden sağlam bir fiksasyon üretilmez. Köprü plağının modifikasyonu plağın köprüleme alanında bir dalga plağı üretmek için eğilmesini de kapsar (Şekil 2.22). Cerrahlara dalganın altında kemik greflemesi imkanı tanınması sebebiyle özel bir şekle sahip olan bu plak, ilk olarak kaynamamaların tedavisi için kullanılmıştır. Dalga ekli, cerrahın kaynamama bölgesini dokunulmamış olarak bırakmasını da sağladı. Kallus oluşumunu yükseltmek için plaklı osteosentez, intramedüller (IM) çivileme ile ortaya çıktığı gibi küçük hareketlere izin vermelidir [18, 31]. Ne var ki, yapının sertliği küçük harekete izin verdiği sürece çok küçük boşluklar bile köprü plak ile tedavi edilebilir. Bu, minimal invaziv plak osteosentezinin prekürsörü olarak düşünülebilecek elastik osteosentez ile sonuçlanır.



Şekil 2.22. Köprüleme plağı ve dalga plak [31]

2.6.9. Minimal İnvaziv Plak Osteosentezi

AO kırıklarının cerrahi tedavi okulunun ilk günlerinde, şekil ve fonksiyonun ayrılmaz bir şekilde bağlanmış olduğu düşünülürdü. Bu nedenle AO'nun hükmü anatomik redüksiyonun fonksiyonun geri kazanılması için bir ön şart olduğu şeklindeydi. Ayrıca mutlak stabilitenin, fonksiyonun geri kazanımında gerekli olduğu düşünülen erken hareketin gerçekleşmesi için ekstremitelerin yeterince ağrısız duruma gelmesini sağlayacağını düşünmüşlerdi. Bu nedenle kırıklarının tedavisinde bütün çabalar mutlak stabilitenin başarılmasına yönlendiriliyordu. Anatomik redüksiyon ve mutlak stabil fiksasyon radyolojik olarak görünür kallus oluşmadan kemiğin kaynamasını sağlar. Bu tip kaynamaya “primer kemik iyileşmesi” denilirdi ve primer kemik iyileşmesi internal fiksasyon uygulanan tedavilerin amacı olurdu. Kallus instabilitenin bir göstergesi, kötü, tehlike sinyali ve olası bozulmaya bir işaret olarak görülürdü. Ayrıca anatomik redüksiyon kemikte doğal yapısal stabilitenin yeniden sağlanması için önemli olduğu düşünülürdü. Çok parçalı kırıklarla uğraşırken bütün çabalar birçok parçayı bir kemik bütünü haline getirmek içindi. Mekanik stabiliteyi sağlamak oldukça önemliydi. Yumuşak dokunun travmatik bir şekilde ele alınmasının enfeksiyonu önlemek için önemli olduğu düşünülüyordu ama kemik iyileşmesini garantiye alacak önemli bir faktör olarak düşünülüyordu. Kemiğin kanlanması stabiliteye oranla daha az öneme sahip bir faktör olarak geri planda tutuluyordu. Kanlanmanın yokluğu veya engellenmesi iyileşmeyi geciktiren ve fiksasyonun mekanik bozulması nedeniyle başarısızlık riskini oluşturan bir etken

olarak biliniyordu. Bu nedenle bütün çok parçalı kırıklara, daha sonra mekanik sabitleştirmeyi koruyacak olan kemik köprü oluşumunu hızlandırmak için kemik aşısı yapma kanısı vardı. Kemiğin birleştiğinde zamanla yeniden damarlanacağı ve yeniden biçimleneceği düşünülüyordu. Plaklamaya bağlı olarak osteoporoz görülmüştü fakat ilk başlarda fiziksel gerilmelere karşı kemiğin savunma mekanizması olarak düşünülmüştü ve “gerilme önlemi (stres protection)” olarak adlandırılmıştı [18, 31]. İntramedüller çivileme femur ve tibia'nın orta diyafizindeki basit kırıklar için iyi bir tedavi yöntemi olarak biliniyordu. Fiksasyonun nispeten sağlam bir çeşidi, bir çeşit atelleme olarak biliniyordu. Kallus, mutlak stabilite olmadığında kemik parçaların kaynamasını sağlayan bir yapı olarak bilinirdi. Ayrıca daha güçlü ve kırıkların cerrahi müdahale olmadan tedavisinde meydana gelen kaynamayı taklit eden bir iyileşme tipi olduğu düşünülüyordu. Ancak, intramedüller çivileme doğal mekanik sınırlamalar nedeniyle kırık fiksasyon tipi olarak sınırlı bir role sahipti.

Kilitli intramedüller çivileme, biyolojik yaklaşım veya biyolojik internal fiksasyon olarak adlandırılan kırık tedavisindeki mekanik yaklaşımın değişmesine yol açmıştır. Kilitli intramedüller çivileme kapalı bir tekniktir. Redüksiyon doğrudan değildir ve parçalanma bölgesinin kanlanmasını tehlikeye atmaz. Kilitli intramedüller çivileme ayrıca diyafizyel ve eklem yüzünü ilgilendiren kırıkların biyomekanik farklılıkların tespit edilmesine yardım eder. Diyafizyel kırık normal fonksiyon için sadece uzunluk, rotasyon ve eksenel hizalanmanın yeniden düzenlenmesini gerektirir. Sonuç olarak kilitli intramedüller çivileme göstermiştir ki aradaki parçaların yer değiştirmesi önemli bir faktör değildir ve bu parçaların yaşayabilmelerine engel olunmadığı sürece oluşacak kallusa hızlı bir şekilde dahil olurlar. Tam tersine eklemi ilgilendiren kırıklar anatomik redüksiyon ve mutlak sağlam fiksasyon gerektirir. Kilitli intramedüller çivileme sadece göreceli olarak sağlamdır. Bir çeşit ateldir, fiksasyonun elastik bir çeşitidir. Atelleme sonucundaki kontrollü hareket hızlandırılmış kallus oluşumu ile sonuçlanır. Ayrıca bilinmelidir ki sadece yaşayan bir kemik kallus oluşturma yeteneğine sahiptir ve bu yüzden kemik parçaların kanlanması korunmalıdır [18, 31, 38-40].

Kapalı kilitli intramedüller çivilemenin etkilerini plaklarla oluşturma arzusu köprüleme plağı ile birleşen dolaylı redüksiyon tekniklerinin gelişmesini sağlamıştır. Köprüleme plağında, plak kemiğin yaralanma ve parçalanma bölgesini kapsar. Araya

giren parçaları redükte etmek için çaba gösterilmez. Uzunluk, rotasyon ve aksel hizaya sağlandığı zaman plak ana parçalara sabitlenir [18, 31, 38-40]. Plak atel görevi görür ve kallus oluşumunu tetikleyen göreceli fiksasyonu sağlar.

Bu teknikte kırıktan uzak alınan bir noktadan, plağın, yumuşak doku örtüsü altından, kasın altından ve kırık bölgesi boyunca kaymasına izin veren küçük bir kesi yapılır. Dolaylı redüksiyon yapıldığında, plak kemiğin diğer ana parçasına sabitlenir. Kırığın redüksiyonu dolaylı yollarla yapılır ve plaklar daha sonra alttaki kemiğe “kilitli vidalar” vasıtasıyla sabitlenir ki bu vidalar plağın alttaki kemiğe teması olmadan fiksasyonunu mümkün kılar. Kilitli plaklar veya internal fiksatörler minimal cerrahi açılım ile yumuşak doku örtüsünün altından kayacak şekilde tasarlanmıştır.

Böylece MIPO kilitli intramedüller çivilemenin minimal cerrahi açılım, kapalı cerrahi teknik, dolaylı redüksiyon, kırığın atellenmesi gibi bütün avantajlarını taklit edebilir. Kilitli kompresyon plakları MIPO’yu geliştirmek ve kırık tedavisi esnasında bütün avantajlarını kullanmak için tasarlanmış yeni gelişen kemik stabilizasyon sistemlerine örneklerdir.

2.7. Kırık Tedavisinde Kullanılan Metallerin Özellikleri

Kırığın bölgesine göre kemik kırıklarının iyileşmesi birkaç hafta ya da birkaç ay için de tamamlanmaktadır. Kırıkların hızlı iyileşmesi için gerekli koşullar; kırığın iyi redükte edilmesi, kırık hattına gelen aşırı mekanik yüklerin elimine edilmesi, kırık uçlarının kanlanması bozulmaması ve enfeksiyonun olmamasıdır [31, 41-43]. Kırık redüksiyonunun sağlanması, stabilizasyonu ve kırık hattına gelen streslerin azaltılması amacı ile çeşitli tespit materyalleri kullanılmaktadır. Bu tespit materyalleri kemik içine veya üzerine yerleştirmek amacıyla yapılmış medikal gereçler olup implant olarak adlandırılırlar. En çok kullanılan implantlar: Teller, çiviler, stapler, vidalar, vida- plak kombinasyonları ve intramedüller çivilerdir [31, 41-43].

İmplant olarak kullanılan materyalleri organizma içinde son derece zorlu koşullar beklemektedir. Bu materyallerin biyomekanik zorlanmalara dayanması gerektiği gibi, yabancı materyallere karşı son derece acımasız olan çevre koşullarına da dayanabilmesi gerekir. Ayrıca implantlar organizmada yakın komşulukta olduğu yapılara ve diğer sistemlere zarar vermemeli, yani biyoyumlu olmalıdır. Biyolojik

uyumluluk ile belirtilmek istenen, konağın implantı tolere edebilirliğidir. İmplantların yapımında vücut içinde kullanıma uygun materyaller kullanılır, bunlara biyomateryaller denilir.

Biyomateryaller canlı doku içinde dekompoze olan biyoaktif biyomateryaller ve canlı doku ile uyumlu, vücut içinde uzun süre özelliklerini koruyan biyostabil biyomateryaller olarak iki ana grupta incelenir [41-43]. Canlı doku içindeki davranışlarına göre sınıflandırdıklarında biyomateryaller fiziksel ve kimyasal özelliklerine göre; metaller, seramikler, polimerler ve kompozitler olarak sınıflandırılırlar. Bu bölümde biyostabil biyomateryallerden metallerin genel özellikleri anlatılacaktır.

Metaller, kas-iskelet sisteminin biyomekanik koşullarına en iyi uyum gösteren ve en fazla kullanılan biyomateryallerdir. Saf elementel metaller, üretim ve kullanım aşamalarına elverişli olmadıkları için tercih edilmez. Bu yüzden çoğunlukla iki ya da daha fazla metalik element içeren alaşımlar kullanılır. Kırık fiksasyonunda kullanılan metal implantlar tespit aracı olarak birçok yönden ihtiyaca cevap verecek niteliktedir [41, 42]. Mekanik yönden sağlamlıkları, nispeten ucuz olmaları ve kolay uygulanabilmeleri bazı avantajlarıdır. Ancak metallerin kırık fiksasyonunda kullanımı beraberinde bazı sorunları da ortaya çıkarır. Biyomekanik olarak metal implantlar kemikten daha rijittirler. Kortikal kemiğin elastik modülüsü E: 5-20 Gpa (5-20 x 1000N/mm²) iken paslanmaz çeliğin elastik modülüsü E: 100-200 Gpa'dır (100-200 x 1000N/mm²). Bunun sonucunda kırıkların hızlı iyileşmesini sağlayan mikro hareketlere uyum sağlayamaz ve primer kallusun hızlı proliferasyonu engellenir. İyileşme yavaşlar, kemiğe gelen fizyolojik stresler maskelenir ve kemikte poroz gelişir.

2.7.1. Demir İçeren Alaşımlar

İmplant olarak mikro yapılarına göre sınıflandırıldığında demir içeren alaşımların ya da paslanmaz çeliğin dört ana gruptan oluşur. Ortopedik implantlarda 316 ve 316L olarak bilinen paslanmaz çelik kullanılır. 316 paslanmaz çelikten farklı olarak, 316L paslanmaz çelik yüzeyinde çok az karbon içerir. Karbon içeriğinin azaltılması korozyon dayanıklılığını artırır. 316 ve 316L paslanmaz çeliğin içerdiği çeşitli elementlerden biri olan molibden pasif tabakayı sertleştirerek korozyon

direncini arttırır. Demir bazlı alaşımların geniş yelpazedeki mekanik özellikleri implant uygulamada, bu alaşımlara uygunluk kazandırır (Tablo 2.1). İçerik ve işleme modifikasyonlarına rağmen paslanmaz çelik vücutta korozyona elverişlidir. Bu nedenle plak, vida ve intramedüller çiviler gibi geçici fiksasyon implantları olarak uygun materyallerdir [41-43]. Paslanmaz çeliğin korozyona uğramasının en önemli nedeni uygunsuz metal kombinasyonlarıdır. Uygunsuz kombinasyon galvanik korozyon gelişme şansını arttırır. Alaşıma molibden katılması korozyon direncini artırır, ancak fazla molibden alaşımın kırılabilirliğini artırır. Plak ve vidalar aynı imalatçı tarafından imal edilse bile imalat serileri arasındaki kompozisyon farklılıkları korozyona sebep olabilir. Vida plak temas noktalarında gelişen pH ve oksijen konsantrasyonu değişiklikleri, çatlak korozyonuna neden olabilir. Bütün bunlar komponentlerin yapımı sırasındaki minimal imalat farklarından kaynaklanabilir. Genç hastalarda kırık fiksasyonunda kullanılan plak ve vidaların vücutta bırakılması yıllar içinde korozyon riskini artırır.

2.7.2. Kobalt İçeren Alaşımlar

Kobalt içeren alaşımlardan yapılan yük taşımaya uygun implant materyallerinin mekanik özellikleri Tablo 2.1’de özetlenmiştir. Bu alaşımın içerdiği molibden ince tanecik geliştirilmesi için katılaştırılmıştır. Alaşıma yüksek dayanıklılık gücü kazandırır. Kobalt bazlı alaşımlar yüksek yorgunluk direncine ve yüksek gerginlik kuvveti seviyelerine sahiptir [41, 42]. Bu özellik bu alaşımlara uzun hizmet süresi ve kırılabilirliği önleme kabiliyeti kazandırır. Bu alaşımların aşırı aşınma dayanıklılıkları, bunların eklem replasmanı uygulamalarında kullanılmasına ve ağırlık taşıma için kullanılmasına uygunluk sağlar. Kobalt bazlı alaşımların tüm avantajlarına rağmen, yüzey gözenekleri nedeniyle stres yoğunlaşması sonucu erken metal kırıkları görülebilmektedir. Sıcak isostatik preslenme işlemi (eş zamanlı sıcak ve basınç uygulayarak toz halindeki elementleri katı, solid şekle sokma işlemi) döküm metallerde yüzey gözeneklerini önemli ölçüde azaltmak için uygulanmaktadır. Kobalt içeren alaşımlarda yöntem uygun yapıldığında sıcak isostatik presleme, yorgunluk dayanıklılığını statik kuvvet özelliklerini ve aşınma dayanıklılığını artırır.

2.7.3. Titanyum İçeren Alaşımlar

Ticari saf titanyum ve titanyum içeren alaşımlar düşük yoğunluklu ($4,5 \text{ g/mm}^3$) metallerdir. Kimyasal özellikleri implant uygulamaları için uygundur. Yüze yapışık

oksit tabakası bu metali korozyona karşı dayanıklı hale getirir [41, 42]. Kimyasal olarak da komşu yumuşak dokulara reaksiyonsuzluk özelliği verir. Titanyum ve titanyum bazlı alaşımların mekanik özellikleri Tablo 2.1’de özetlenmiştir. Titanyum bazlı alaşımların elastik modülüsleri yaklaşık 110 GPa’dır. Bu değer demir bazlı ve kobalt bazlı alaşımların yaklaşık yarısı olup kemikten 5 kat fazladır. Diğer metallere göre titanyum ve titanyum bazlı alaşımların düşük yoğunlukları nedeniyle üstün özel dayanıklılığa (yoğunluğa bağlı mukavemet) sahiptir. Kesme kuvvetlerine karşı zayıf olan saf titanyumun aşınma direnci düşüktür [41, 42]. Eklemlerde kullanımları uygun değildir. Mekanik zorlanma gibi nedenlerle oluşan yüzey çatlakları ve çizilmeler dayanıklılığı aşırı azaltır ve kırılma olasılığını artırır.

Eklem yüzeylerinde kullanımı için, titanyum bazlı alaşımlara yeni imalat teknikleri geliştirilmeye çalışılmıştır. Bu metalin yüzey sertleştirme ve aşınma dayanıklılığı artırmak için nitrojen iyon yedirmesi teknikleri geliştirilmiştir. Nitrojen iyon yedirme tekniğinde, hızlandırılmış nitrojen iyonları metal yüzeye gömülmek üzere bombardımanlanır. Gömülen iyonları kristal metal yapıda bükülmeye neden olarak yüzey mikro sertliğini artırır.

Tablo 2.1. Amerikan Test ve Materyaller Derneği tarafından standardize edildiği şekilde metal implant materyalleri için minimum mekanik koşullar.

Materyal Tipi	ASTM No'su	Maksimum Elastik Modulusu [GPa]	%0,2 Offset Gerilme	Akma Dayanımı [MPa]	Uzama %	Alan Küçülmesi %
Demir bazlı alaşımlar						
Sertleştirilmiş paslanmaz çelik 316	F55-82	200	515	205	40	-
Sertleştirilmiş paslanmaz çelik	F55-82	200	480	170	40	-
Soğuk çalısılmış paslanmaz çelik	F55-82	200	860	690	12	-
Kobalt bazlı alaşımlar						
Dökme Co-Cr-Mo alaşım	F75-87	250	655	450	8	8
Dövme Co-Ni-Cr-Mo alaşım	F562-84	240	793-1000	241-448	50	65
Titanyum bazlı alaşımlar						
Saf titanyum	F67-89	105	240-550	170-483	15-24	25-30
Dökme	F1108-88	110	860	858	8	14
Dövme	F136-84	110	860-896	795-827	10	25

2.8. Kırık İyileşmesi ve Mekanik Etkilerin Rolü

Kemiğin temel işlevi yük taşımak, organları desteklemek ve lokomasyona imkan vermektir. Bu yüzden, kemiğin temel özellikleri dayanımı ve rijiditesidir. Tekli veya tekrarlı mekanik aşırı yükleme kırığa yol açar ve yeni bir durum ortaya çıkar.

Kırıktan önce rijit bir şekilde yerinde duran kemik elemanları artık serbestçe hareket edebilir. Göreceli hareket söz konusudur ve kemiğin temel işlevi olan kuvvet aktarımını ortadan kaldırmıştır. Tedavisiz kırık iyileşmesi kemiğin serbestçe hareket eden parçalarından başlar ve kırık alanında biyolojik olarak rijit bir fiksasyonun sağlanmasıyla sona erer. Daha sonra kemik, büyük deformasyon olmaksızın kuvvetleri aktarma işlevine geri dönebilmelidir.

Danis kompresyon fiksasyonunun ardından, kırığın radyolojik olarak görünmeyen kallus ile iyileştiğini gözlemlemiş, bu olgu ise stabilite ile iyileşme türü arasında yakın bir bağlantı bulunduğuna işaret etmiştir [18, 30, 31, 41, 44]. Buna karşın, İlizarov'un betimlediği gibi, esnek fiksasyon yardımıyla elde edilen kemik rejenerasyonu oldukça sıra dışıdır [45].

Dolaylı iyileşme, birbirini izleyen doku diferansiyasyonu, kırık yüzeylerinde rezorpsiyon ve kırık fragmanlarının kallus yardımıyla birleşmesi adımlarından oluşur. Son olarak, kırık uzun vadeli internal remodeling geçirir [17]. Ameliyatsız, eksternal veya internal fiksatorlü, stabilizasyonlu ve esnek internal fiksasyonlu iyileşmenin özelliği budur. Doğrudan iyileşme stabil fiksasyon ve kompresyonun ardından gelişir. Kemik, görünür kallus olmaksızın (primer iyileşme) iyileşir. Bu süreç, kemik yüzeyinin diferansiyasyonu ve rezorpsiyonundan oluşan ara adımı atlar ve her zaman daha hızlı olmasada, doğrudan Haversian sistemi son internal remodelling aşamasına geçer. Radyografi, yakından adapte edilen ve kompresyona maruz bırakılan bir kırık boşluğunun içerisinde neler olup bittiğini göstermediğinden, iyileşmenin izlenmesi dolaylı olarak klinik ve radyolojik semptomlara dayandırılır. Stabil internal fiksasyonun ardından ara yüzlerde kallus ve kemik rezorpsiyonunun belirmesinin, elde edilen stabilitenin öngörülen stabiliteyi karşılamadığını gösterdiği düşünülmüştür. Tam fiksasyon stabilitesi ile Haversian osteonları kırığın temas düzlemini şekil veya yönde herhangi bir değişiklik sergilemeksizin geçer.

Konservatif tedavinin ardından, kemiğin kırık yüzeyinin rezorpsiyonu yararlı etkiler yaratır. Bu durum esnek fiksasyon için de geçerlidir. Belirli düzeyde instabilite koşulunda rezorpsiyon; hareketli yüzeyler arasındaki uzaklığı arttırarak onarım dokularının deformasyonunu veya gerilimini azaltır [24, 30]. Gerilim teorisinin geçerli olan temel hipotezi, bir dokunun hücre gibi belirli bir doku elemanının yırtılma

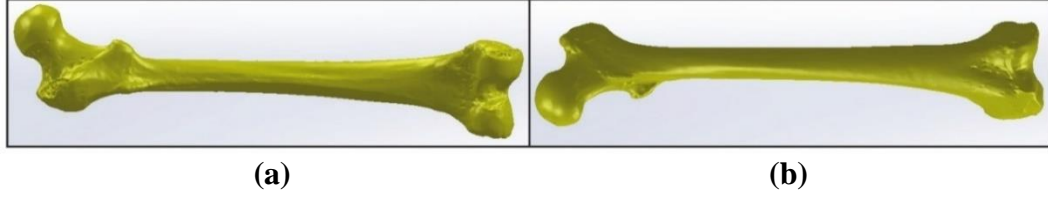
uzunluğunu aşan gerilme koşulları altında üretilemediğini belirtir [24, 30]. Minimal düzeyde gerilim, mekanik kallus indüksiyonunun önkoşullarından biridir, çünkü stabil bir şekilde sabitlenen geni defektler kemik oluşumu sergilemez.

Gerilim teorisi, bir kırığın iyileşmesinde rol alan mekanizmayı (primer, sekonder kaynama ya da kaynamama) ele alır. Gerilim kırık boşluğu deplasmanı ile boşluk uzunluğunun oranı olarak ifade edilir. Gerilim teorisine göre, izin verilen hareketlilik düzeyi yalnızca fragmanların deplasmanından çok, kırık boşluğunun ve deplasmanın genişlikleri arasındaki ilişkiye dayanmaktadır. Gerilim miktarı (yani rölatif deformasyon) en iyi koşullarda kallus indüksiyonu için gerekli olan minimum düzey ile kemik köprüleme sürecine olanak tanıyan maksimum düzey aralığındadır. Gerilim düşükse, %2'den daha azsa, primer iyileşme gerçekleşir [24, 30]. Orta düzeyde (%2 ile %10) gerilim sergileyen olgularda, sekonder iyileşme gerçekleşir ve dolayısıyla kallus oluşur. Son olarak, gerilimin %10'u geçtiği olgularda, kemik rezorpsiyonu ve kaynamama gözlemlenir [24, 30].

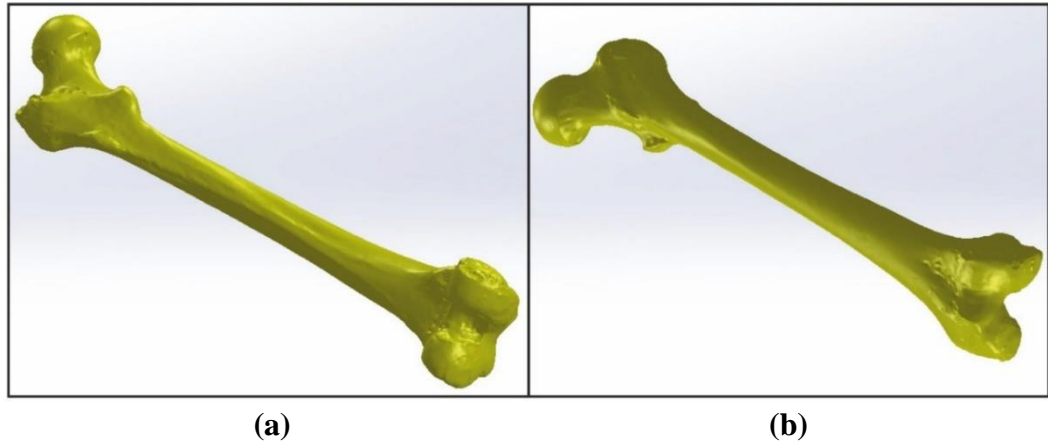
3. MATERYAL VE YÖNTEMLER

3.1. Kemik Modelinin Oluşturulması

Femur kemik modeli GrabCad veri tabanından model sahibi Slobodan Simić'in bilgisi ve izni dahilinde temin edilmiştir. Farklı açılardan alınmış görüntüleri Şekil 3.1 ve Şekil 3.2'deki gibi olup toplam uzunluğu 415 mm'dir.



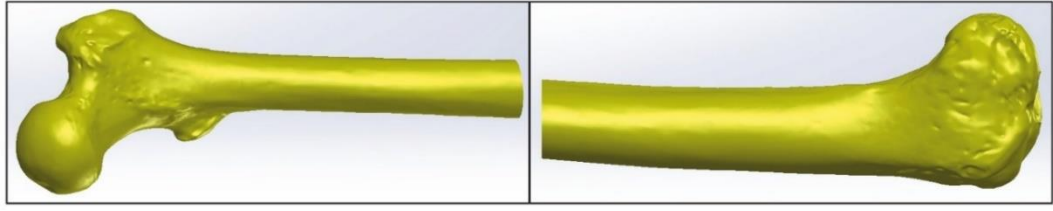
Şekil 3.1. Üç boyutlu femur modelleri. (a) Arka görüş, (b) Ön görünüş.



Şekil 3.2. Üç boyutlu femur modelleri. (a) Perspektif arka görüş, (b) Perspektif ön görünüş.

3.2. Kırık Modelinin Oluşturulması

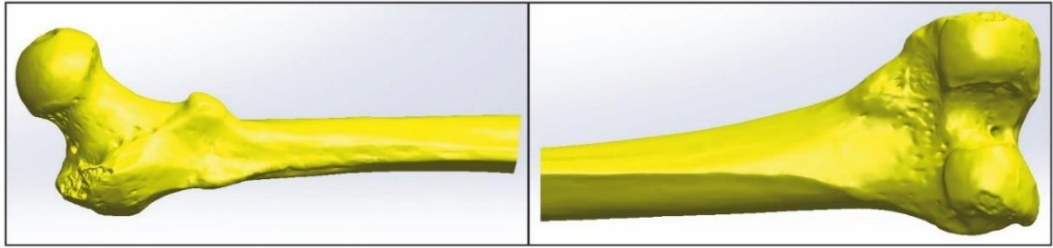
Tez kapsamında analizi yapılacak olan transvers kırık modeli ideal düzgün kırık olarak femur kemiği diafiz bölgesinden transvers şekilde kesilerek iki parça olarak oluşturulmuş olup femur başı ile diz eklemi fragmanları olarak adlandırılmıştır. Fragmanların üç boyutlu model görüntüşleri Şekil 3.3, Şekil 3.4, Şekil 3.5 ve Şekil 3.6'da detaylı bir şekilde gösterilmiştir.



(a)

(b)

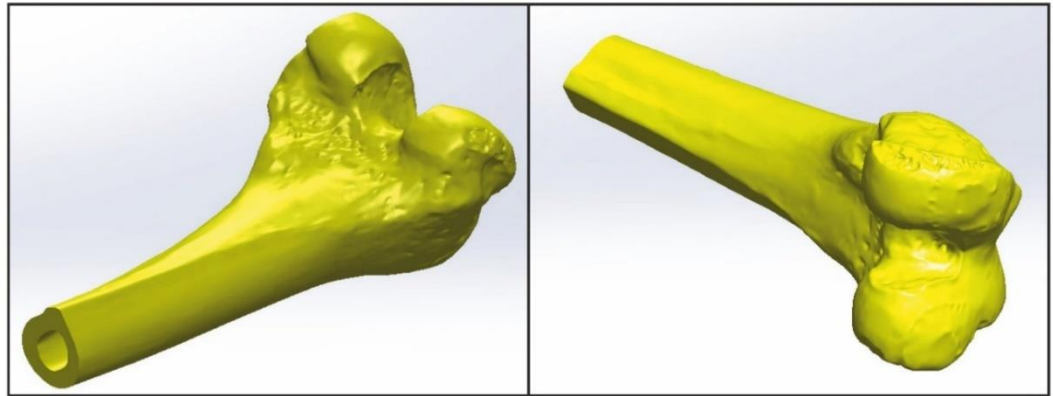
Şekil 3.3. Üç boyutlu femur ideal kırık modelleri. (a) Femur başı fragmanı yan görünüş, (b) Diz eklemi fragmanı yan görünüş.



(a)

(b)

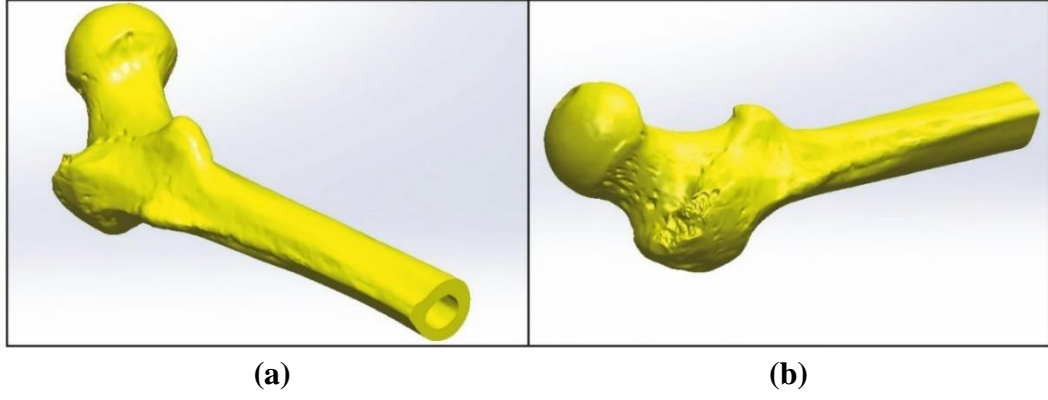
Şekil 3.4. Üç boyutlu femur ideal kırık modelleri. (a) Femur başı fragmanı arka görünüş, (b) Diz eklemi fragmanı arka görünüş.



(a)

(b)

Şekil 3.5. Üç boyutlu femur ideal kırık modelleri. (a) Diz eklemi fragmanı perspektif görünüş 1, (b) Diz eklemi fragmanı perspektif görünüş 2.



Şekil 3.6. Üç boyutlu femur ideal kırık modelleri. (a) Femur başı fragmanı perspektif görünüş 1, (b) Femur başı fragmanı perspektif görünüş 2.

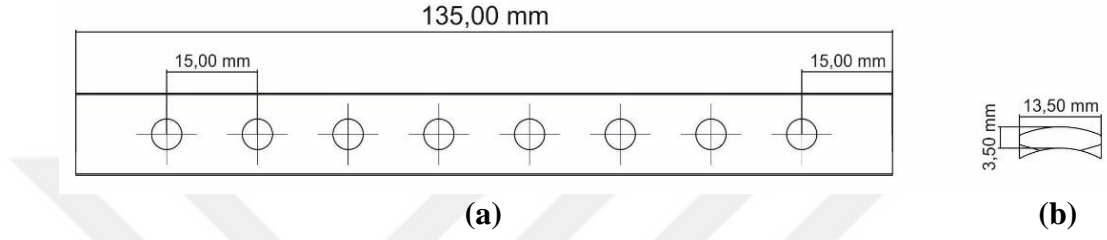
3.3. Plak Tasarımı

Plak tasarımında, plağın mekanik açıdan yeterli olmasının önemi kadar biyolojik bakımdan kemik ile plak arasında minimum temas sağlaması da biyoyumluluk bakımından oldukça önemlidir. Bu yüzden transvers kırık modelimizin tedavisi için sınırlı temaslı dinamik kompresyon plağı uygun görülmüş olup, plağın genişliği ve yüksekliği tez süresince bize teknik destek sağlayan Ortopro firma kataloğundan mekanik kuvvetleri karşılayabilecek ve biyolojik açıdan minimum temas sağlayabilecek ölçüler ön görülerek seçilmiştir.

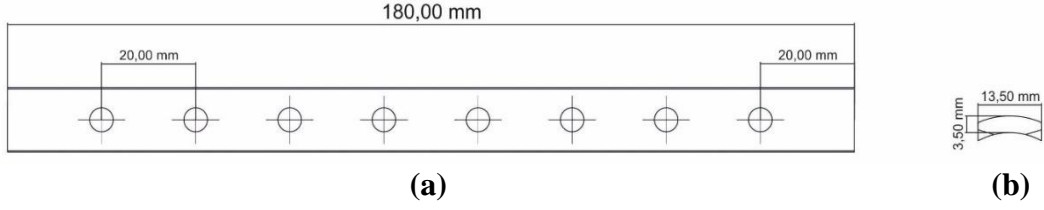
Plak tasarımında kemik ile olan temas yüzeyinde damarlanmaya ve doku hasarına olan etkisini göz önünde bulundurularak temas yüzey alanı minimum seviyeye indirilerek tasarlanmıştır. Plak uzunluğu vidalar arası mesafeye bağlı olarak iki farklı tasarım şeklinde hazırlanmıştır.

Hazırlanan plak tasarımlarında değişken olarak delikler arası mesafe alınarak iki farklı plak tasarımı oluşturulmuş ve delikler arası mesafenin iyileşme sürecinde kemik üzerine olan mekanik etkisinin tespit edilmesi amaçlanmaktadır. İki farklı plak tasarımı için delikler arası mesafenin minimum olması; plak uzunluğunu mümkün olduğunca kısa tutabilmemizi sağlayacağı gibi kemik ile plak arasındaki minimum yüzey alanı temasını da sağlayacağından, incelenen firma kataloglarından yola çıkılarak plak üzerindeki delikler arası mesafenin 15 mm ve 20 mm olarak bu iki plak modelinin oluşturulmasının mekanik bakımdan yeterli olabileceği öngörülmektedir.

Bu plaklar için yapılan isim kodlamaları; plak üzerindeki delikler arası mesafenin 15 mm olduğu plak modeli için P15 iken plak üzerindeki delikler arası mesafenin 20 mm olduğu plak modeli için P20 olarak belirlenmiştir. Oluşturulan iki farklı plak tasarımlarının teknik resimleri Şekil 3.7’de P15 ve Şekil 3.8’de P20 modeli olacak şekilde gösterilmiştir. Şekil 3.9, Şekil 3.10 ve Şekil 3.11’de ise plaklar arası tasarım farkı olmadığından teknik resimde verilen ölçüler dahilinde oluşturulan P15 modelinin üç boyutlu görüntüleri gösterilmektedir.



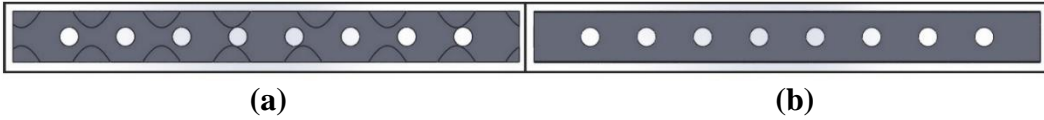
Şekil 3.7. P15 teknik resmi. (a) Üst görünüş, (b) Ön görünüş.



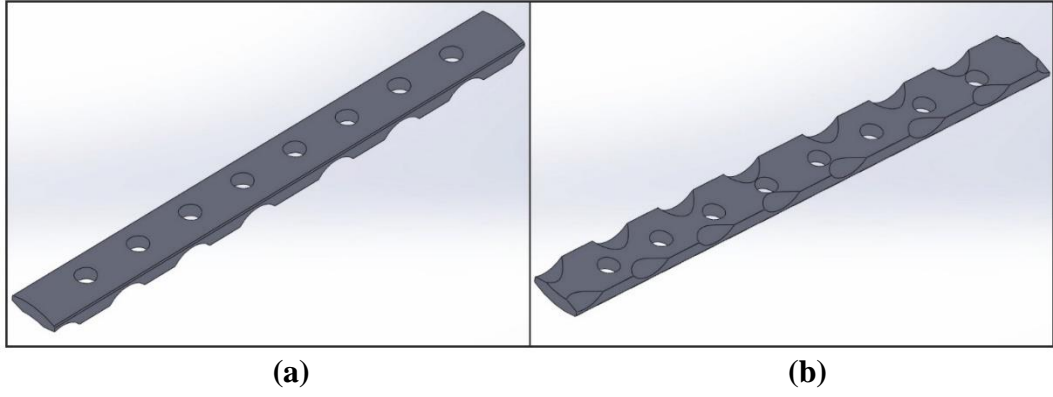
Şekil 3.8. P20 teknik resmi. (a) Üst görünüş, (b) Ön görünüş.



Şekil 3.9. Üç boyutlu plak modelleri. (a) Ön görünüş, (b) Yan görünüş.



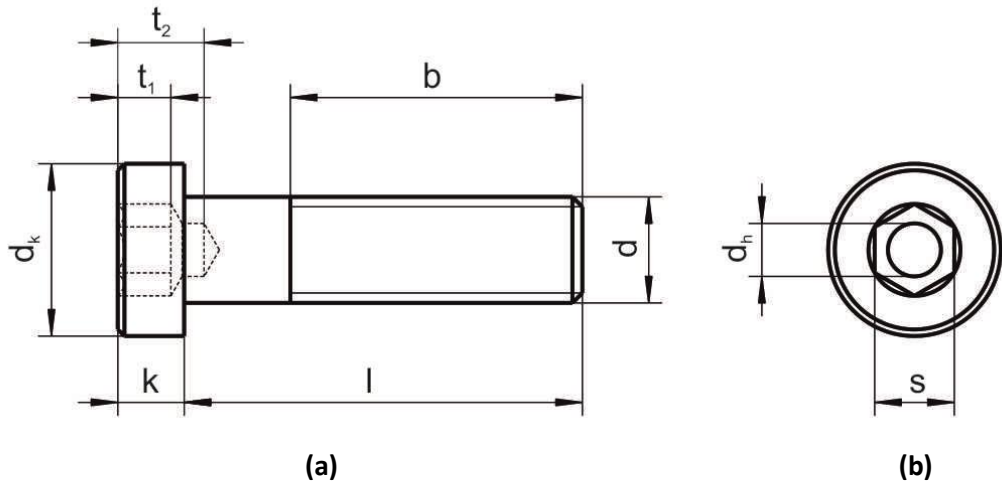
Şekil 3.10. Üç boyutlu plak modelleri. (a) Alt görünüş, (b) Üst görünüş.



Şekil 3.11. Üç boyutlu plak modelleri. (a) Perspektif üst görünüş, (b) Perspektif alt görünüş.

3.4. Vida Tasarımı

Vida tasarımı, DIN norm standartlarına uygun olarak hazırlanmış olup seçilen vida çeşidi alyan ve ince başlı DIN 6912'dir ve diş boyu vida boyunca açılmıştır. Şekil 3.12'de seçilen vidanın teknik resmi, Şekil 3.13'de ise oluşturulan üç boyutlu modelin resmi gösterilmiş olup Tablo 3.1'de ölçü detayları aşağıdaki gibi verilmiştir.

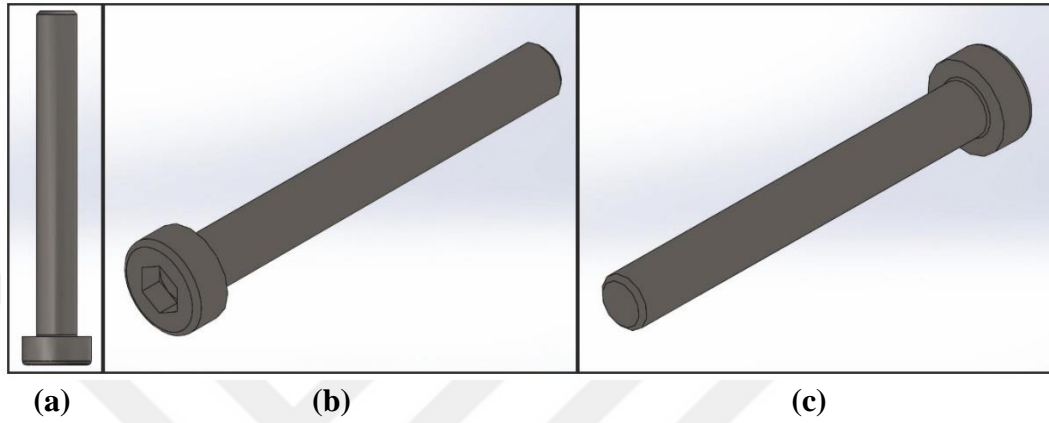


Şekil 3.12. DIN 6912 vida teknik resmi. (a) Yan görünüş, (b) Üst görünüş.

Vidalar Tablo 3.1'de verilen DIN norm standartları ölçülerine göre oluşturulmuştur. Vida malzemesi implant tedavisine uygun olarak titanyum malzeme seçilmiştir.

Tablo 3.1. DIN 6912 vida teknik detayları.

	d	d_k	d_h	s	l	b	k	t₁	t₂
	[mm]	[mm]	[mm]	[mm]	[mm]	[mm]	[mm]	[mm]	[mm]
M5	5	8.5	2,5	4	40	40	3,5	2	4



Şekil 3.13. DIN 6912 vida üç boyutlu modelleri. (a) Yan görünüş, (b) Perspektif görünüş 1, (c) Perspektif görünüş 2.

3.5. Vidalama Kombinasyonlarının Oluşturulması

Plak kemik yüzeyine maksimum temas edecek şekilde yapılan literatür taraması ile femur kırığında kullanılan implant plak tedavisi kapsamında çekilmiş röntgen filmleri dikkate alınarak plak merkezi kırık hattını merkezleyecek şekilde yerleştirilmiş olup kemik ve plak yüzeyleri arası sürtünmeli olarak birleştirilmiştir ve plak konumunun doğrulanması amacıyla bir uzman ortopedistten onay alınmıştır.

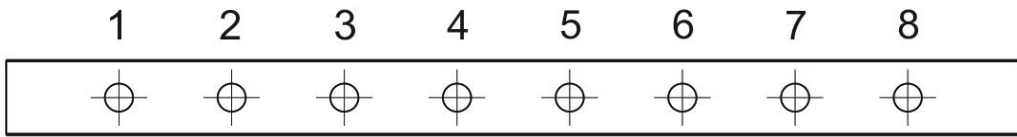
Vidalar plak üzerindeki deliklerden geçecek şekilde kemik üzerine açılmış eş merkezli deliklere farklı kombinasyonlarla yerleştirilmiştir. Vida ve plak arası temas sürtünmeli, vida ve kemik arası temas ise osteoblastların vida çeperini saracağı göz önünde bulundurularak bağlı olarak (hareket etmeyecek şekilde) birleştirilmiştir.

Tasarımı oluşturulup hazırlanan her iki plak modeli için her bir plağa 8 delik açılmıştır (Şekil 3.14). Numaralandırma işlemi femur başından diz eklemine doğru yapılmıştır. Eş gerilme dağılımı göz önüne alınarak vidalama işlemi orta merkezden vidaların simetrisinin birbirini karşılayacağı şekilde olası bütün kombinasyonlar

(Komb) değerlendirilmiş ve her bir kombinasyon için her iki plak modelinde vidalama işlemi montajlanarak hazırlanmıştır. Her kombinasyon numarasında yer alan işaretlenmiş delik numaraları vidalanmış olup işaretlenmemiş delik numaralarına vidalama işlemi uygulanmadığı gibi delik de açılmamıştır. Örneğin Kombinasyon 2 (Komb2) için; 1, 2 ve 3 numaralı delikler ve bunların simetriği olan 6, 7 ve 8 numaraları deliklerden plak üzerinden yüzeye dik doğrultuda kemiğin içinden geçecek şekilde delinmiş ve vidalar kemik dışına çıkacak şekilde vidalanırken, 4 numaralı delik ile eşleniği olan 5 numaralı deliğe vidalama işlemi yapılmamış olup kemiğe delme işlemi de yapılmamıştır. Plaklar ve vida kombinasyonları birbiri ile kıyaslanırken yapılacak olan isim kodlaması; plak üzerindeki delikler arası mesafenin 15 mm olduğu plak modelindeki (P15) 2 numaralı kombinasyon (Komb2) ifade edilirken P15-Komb2 olacak şekilde yapılmıştır.

Plak modellerinden; P15 modeli için olası kombinasyonlarının montajlanmış üç boyutlu görüntülerinin üst ve yan görünüşleri Şekil 3.15 ile Şekil 3.25 arasında gösterilirken, P20 modeli için olası kombinasyonlar Şekil 3.26 ile Şekil 3.36 arasında gösterilmiştir.

Oluşturulan plak modellerine açılmış vida deliklerine numaralandırma işlemi yapılmıştır. Numaralandırma işlemi sonuçlar karşılaştırılırken ve maksimum gerilme bölgesi belirlenirken kullanılacaktır (Şekil 3.14). Bütün kombinasyonlarda kırık hattı 4 ve 5 numaralı delikler arasındadır.



Şekil 3.14. Plak modelleri üzerinde yer alan delik numaraları.

Vida kombinasyonları oluşturulurken numaralandırma işlemi femur başından diz eklemine doğru yapılmıştır. Kombinasyonlar oluşturulurken, vidalama işlemi simetri eksenine göre eş olacak şekilde yapılarak kuvvet dengesizliğinin oluşmasından kaçınılmıştır (Tablo 3.2).

Tablo 3.2. Vida kombinasyonları (Femur başından diz eklemine doğru).

	1	2	3	4	5	6	7	8
Komb1	X	X	X	X	X	X	X	X
Komb2	X	X	X			X	X	X
Komb3	X	X		X	X		X	X
Komb4	X		X	X	X	X		X
Komb5	X	X					X	X
Komb6	X		X			X		X
Komb7	X			X	X			X
Komb8		X		X	X		X	
Komb9		X	X			X	X	
Komb10			X	X	X	X		
Komb11		X	X	X	X	X	X	

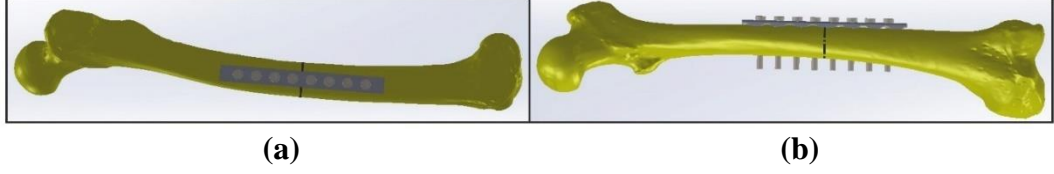
‘X’ işareti ilgili vida delik numarasına vidalama işleminin yapıldığını gösterir.

Modeller ayrı ayrı SolidWorks programında her bir kombinasyon için aynı işlemler aşağıdaki sıralama ile tekrarlanarak oluşturulmuştur.

1. Kemik kırık fragmanları birbirine tam temas edecek şekilde birleştirilmiştir,
2. Plaklar ayrı ayrı iki farklı model olarak kemik yüzeyine maksimum temas edecek şekilde ve plağın simetri ekseni kırık hattını merkezleyecek şekilde yerleştirilmiştir,
3. Her bir kombinasyona uygun olarak Tablo 3.2’de belirtilen delik numaralarına göre plağın delik merkezlerinden dik doğrultuda kemik gövdesine delik açılmıştır,
4. Her bir kombinasyonda açılan deliklere eş merkezli olarak vidalama işlemi yapılarak montajlanmıştır,
5. Bütün kombinasyonlar analiz için ayrı ayrı kaydedilmiştir.

3.5.1. P15 Model Kombinasyonları

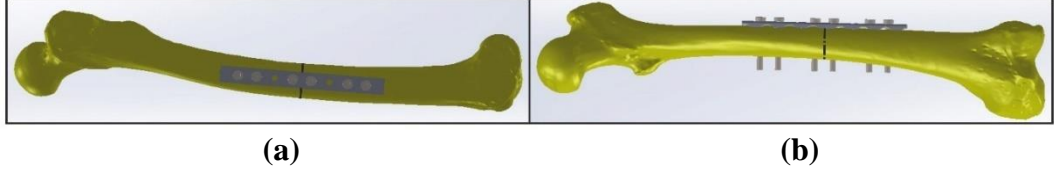
P15 model kombinasyonlarının analize hazırlanmış olduğu montajlı görünüşleri aşağıda gösterildiği gibi Şekil 3.15 ile Şekil 3.25 arasında kombinasyon numarası sırasına göre verilmiştir. İki kemik fragmanının birleşim noktasında yer alan eksen çizgileri kırık hattını göstermektedir.



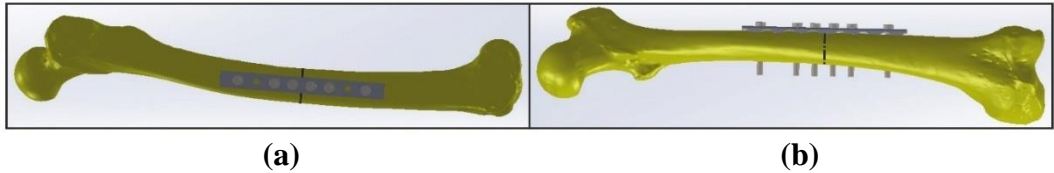
Şekil 3.15. P15-Komb1'in üç boyutlu modelleri. (a) Üst görünüş, (b) Yan görünüş.



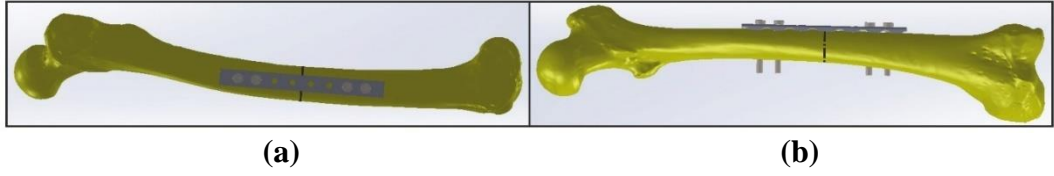
Şekil 3.16. P15-Komb2'nin üç boyutlu modelleri. (a) Üst görünüş, (b) Yan görünüş.



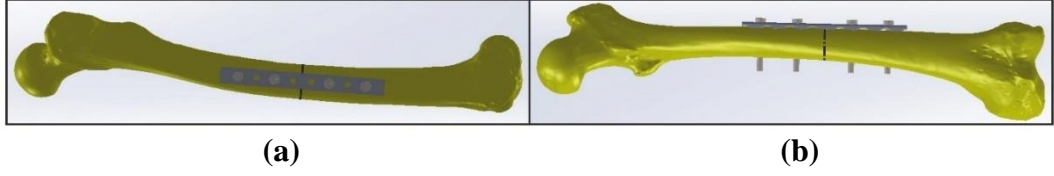
Şekil 3.17. P15-Komb3'ün üç boyutlu modelleri. (a) Üst görünüş, (b) Yan görünüş.



Şekil 3.18. P15-Komb4'ün üç boyutlu modelleri. (a) Üst görünüş, (b) Yan görünüş.



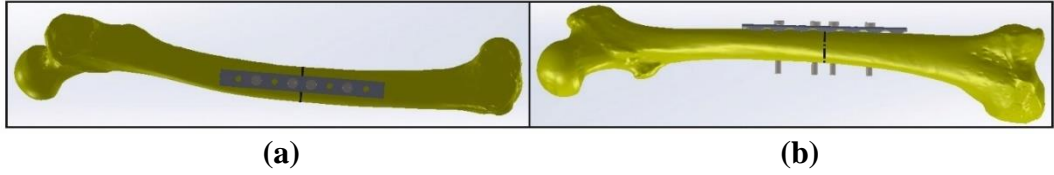
Şekil 3.19. P15-Komb5'in üç boyutlu modelleri. (a) Üst görünüş, (b) Yan görünüş.



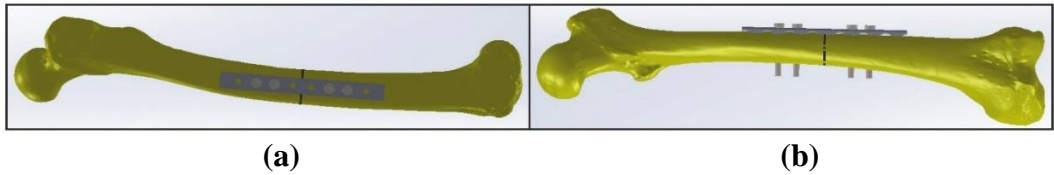
Şekil 3.20. P15-Komb6'nın üç boyutlu modelleri. (a) Üst görünüş, (b) Yan görünüş.



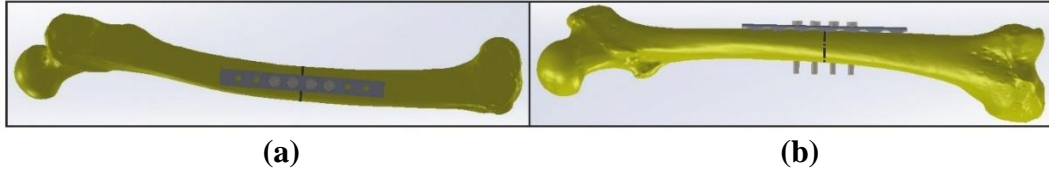
Şekil 3.21. P15-Komb7'nin üç boyutlu modelleri. (a) Üst görünüş, (b) Yan görünüş.



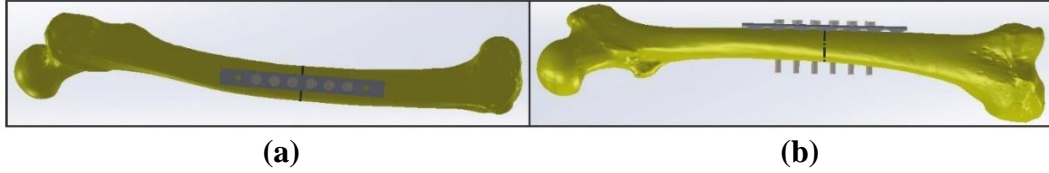
Şekil 3.22. P15-Komb8'in üç boyutlu modelleri. (a) Üst görünüş, (b) Yan görünüş.



Şekil 3.23. P15-Komb9'un üç boyutlu modelleri. (a) Üst görünüş, (b) Yan görünüş.



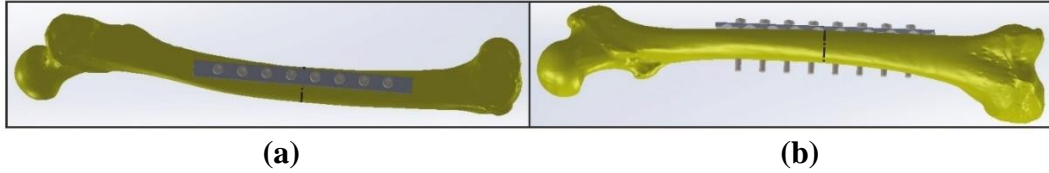
Şekil 3.24. P15-Komb10'un üç boyutlu modelleri. (a) Üst görünüş, (b) Yan görünüş.



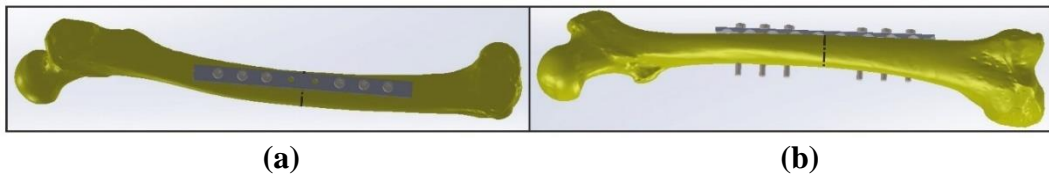
Şekil 3.25. P15-Komb11'in üç boyutlu modelleri. (a) Üst görünüş, (b) Yan görünüş.

3.5.2. P20 Model Kombinasyonları

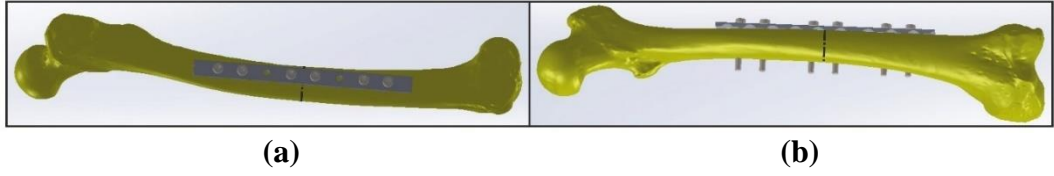
P20 model kombinasyonlarının analize hazırlanmış olduğu montajlı görüntüleri aşağıda gösterildiği gibi Şekil 3.26 ile Şekil 3.36 arasında kombinasyon numarası sırasına göre verilmiştir. İki kemik fragmanının birleşim noktasında yer alan eksen çizgileri kırık hattını göstermektedir.



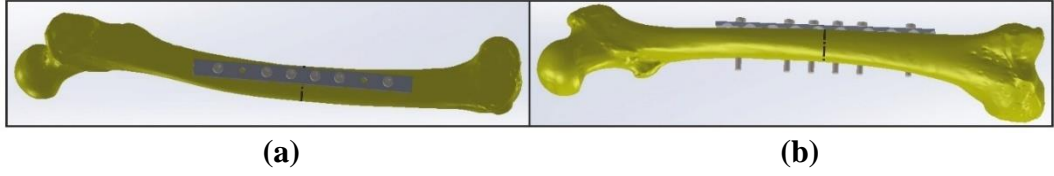
Şekil 3.26. P20-Komb1'in üç boyutlu modelleri. (a) Üst görünüş, (b) Yan görünüş.



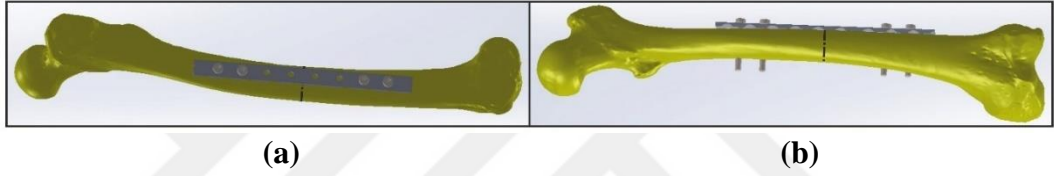
Şekil 3.27. P20-Komb2'nin üç boyutlu modelleri. (a) Üst görünüş, (b) Yan görünüş.



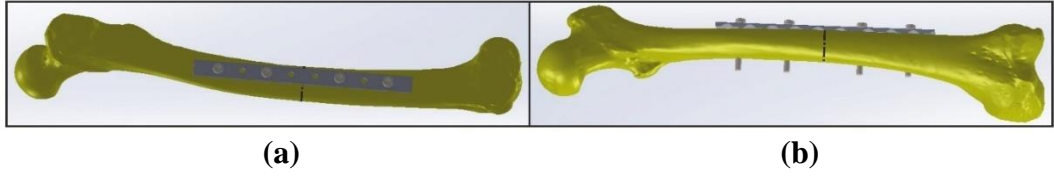
Şekil 3.28. P20-Komb3'ün üç boyutlu modelleri. (a) Üst görünüş, (b) Yan görünüş.



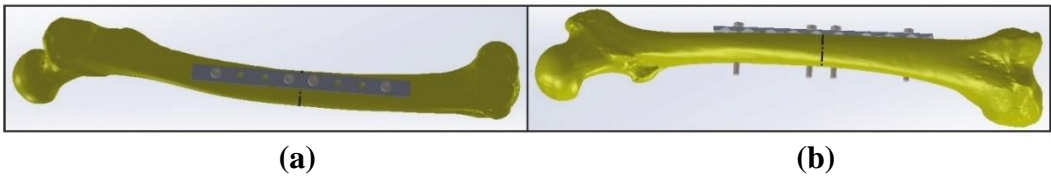
Şekil 3.29. P20-Komb4'ün üç boyutlu modelleri. (a) Üst görünüş, (b) Yan görünüş.



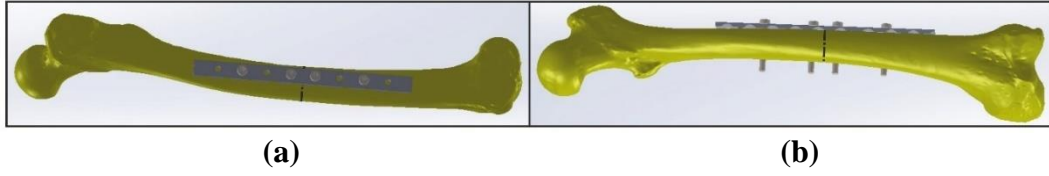
Şekil 3.30. P20-Komb5'in üç boyutlu modelleri. (a) Üst görünüş, (b) Yan görünüş.



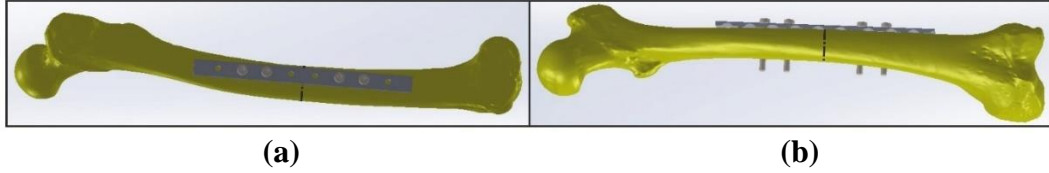
Şekil 3.31. P20-Komb6'nın üç boyutlu modelleri. (a) Üst görünüş, (b) Yan görünüş.



Şekil 3.32. P20-Komb7'nin üç boyutlu modelleri. (a) Üst görünüş, (b) Yan görünüş.



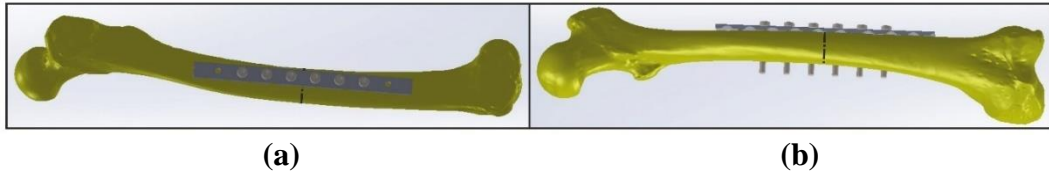
Şekil 3.33. P20-Komb8'in üç boyutlu modelleri. (a) Üst görünüş, (b) Yan görünüş.



Şekil 3.34. P20-Komb9'un üç boyutlu modelleri. (a) Üst görünüş, (b) Yan görünüş.



Şekil 3.35. P20-Komb10'un üç boyutlu modelleri. (a) Üst görünüş, (b) Yan görünüş.



Şekil 3.36. P20-Komb11'in üç boyutlu modelleri. (a) Üst görünüş, (b) Yan görünüş.

3.6. Malzeme Özellikleri

Plak ile tedavi yönteminde kullanılabilecek en ideal malzeme türü metal olup biyouyumluluk bakımından titanyum kullanılmaktadır. Metallerin işlenebilirliği ve kolay şekillendirilmesi ideal olmasını desteklerken vücuda vereceği minimum zarar ve metaller arasında kullanılabilecek vücut içerisinde biyolojik açıdan en az tepkimeye giren titanyum, metaller arasında biyouyumluluğu ile ön plana çıkmaktadır. Tablo 3.3'de plak ve vida için kullanılacak titanyum malzeme özellikleri yapılan literatür taraması sonucu ANSYS malzeme kütüphanesi veri tabanında yer alan titanyum malzeme özellikleri ile benzerliğinden ve yapılacak olan analiz çıktılarının malzemeye

değil vida delikleri arası mesafeye ve vidalama kombinasyonuna bağlı olmasından dolayı titanyum malzeme özellikleri ANSYS programı malzeme kütüphanesi veri tabanından alınmıştır [46, 47].

Kemik için mekanik özellikler kişiden kişiye değişmektedir. Bu değişimler kişilerin başlıca; fizyolojik özelliklerine, aktivitelerine, yaşlarına ve cinsiyetlerine olmak üzere birçok değişkene bağlıdır. Bu nedenle ANSYS programındaki analizlerde kullanılacak olan kemik mekanik parametreleri, literatürde kemiğin mekanik özelliklerine ait olan tüm verilerin ortalamaları hesaplanarak bulunmuştur [47-57]. Bu değerlerin ortalaması, Tablo 3.3 de gösterilmiştir.

Tablo 3.3. Kullanılan malzemelerin mekanik özellikleri.

Mekanik Özellik	Titanyum	Kemik
Yoğunluk [kg.m³]	4620	1900
Young Modülü [Pa]	$9,6 \times 10^{10}$	$1,7 \times 10^{10}$
Poisson Oranı	0,36	0,3
Bulk Modülü [Pa]	$1,14 \times 10^{11}$	$1,41 \times 10^{10}$
Kayma Modülü [Pa]	$3,52 \times 10^{10}$	$6,53 \times 10^9$
Çekme Dayanımı [Pa]	$9,3 \times 10^8$	$1,5 \times 10^8$
Basma Dayanımı [Pa]	$9,3 \times 10^8$	$1,7 \times 10^8$
Sürtünme Katsayısı	0,14	0,37

3.7. Analiz Sınır Şartları

Analizi yapılan her kombinasyonda Şekil 3.37’de gösterildiği gibi diz eklemi sabit mesnet olarak kabul edilmiş olup tepki kuvveti ve dönme momenti femur başına etki edecek şekilde verilmiştir.

3.7.1. Sabit Mesnet

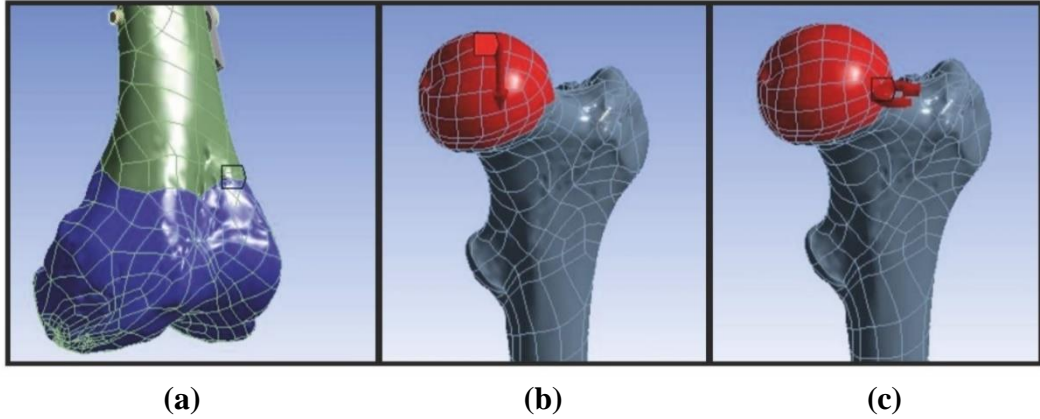
Vücut hareketi esnasında femur’un çift kuvvet elemanı olarak çalışıyor olmasına rağmen ANSYS programında analizin yapılabilmesi için bir noktadan sistemin sabitlenmesi gerekmektedir. Femur’un diz eklemi kısmını çevreleyecek şekilde ve femur ile tibia’nın birbirine temas yüzeyleri göz önünde bulundurularak her

kombinasyonda eşit yüzey alanları seçilip sabit mesnet olarak Şekil 3.37 (a)'da gösterildiği gibi seçilmiştir.

3.7.2. Kuvvet ve Moment

Kuvvet, femur başına kalça kemiği ile temas yüzeyleri göz önünde bulundurularak her kombinasyonda eşit yüzey alanları seçilip -X yönünde Şekil 3.37 (b)'de gösterildiği gibi uygulanmıştır. Yapılan literatür taraması sonucu; yürüme esnasında diz ekleminden femura etki eden tepki kuvveti, ortalama 75 kg ağırlıkta olan bir kişinin günlük rutin işlerini yaparken kaldıracağı ağırlık da göz önünde bulundurularak yapılan hesaplama ile 1000 N'luk kuvvet ve 5 Nm'lik dönme momenti etkisinde kaldığı öğrenilmiştir [47, 58-60].

Moment değeri kişinin günlük aktiviteleri göz önünde bulundurulmuş olup yürüme esnasında yürüme siklusu tamamlanırken her bacağın hareketinde meydana gelen açısız hareket, femur üzerine burulma momenti etkisi yaratacağı bu yüzden burulma momentinin göz ardı edilmemesi gerektiği düşünülerek femur başına, kuvvet yüzey alanına eşit yüzey alandan 5 Nm değerinde burulma momenti Şekil 3.37 (c)'de gösterildiği gibi uygulanmıştır [58, 60-62].



Şekil 3.37. Analiz sınır şartları. (a) Sabit mesnet, (b) Kuvvet, (c) Moment.

3.7.3. Temas Yüzeylerinin Belirlenmesi

Plak tedavisinde yapılan vidalama işlemi her ne kadar sabit olarak yapılıyor olsa da etki eden kuvvetlerden dolayı bir hareket söz konusudur ve bu hareket minimum seviyede kemik iyileşmesine katkı sağlarken hareketin fazla olması da

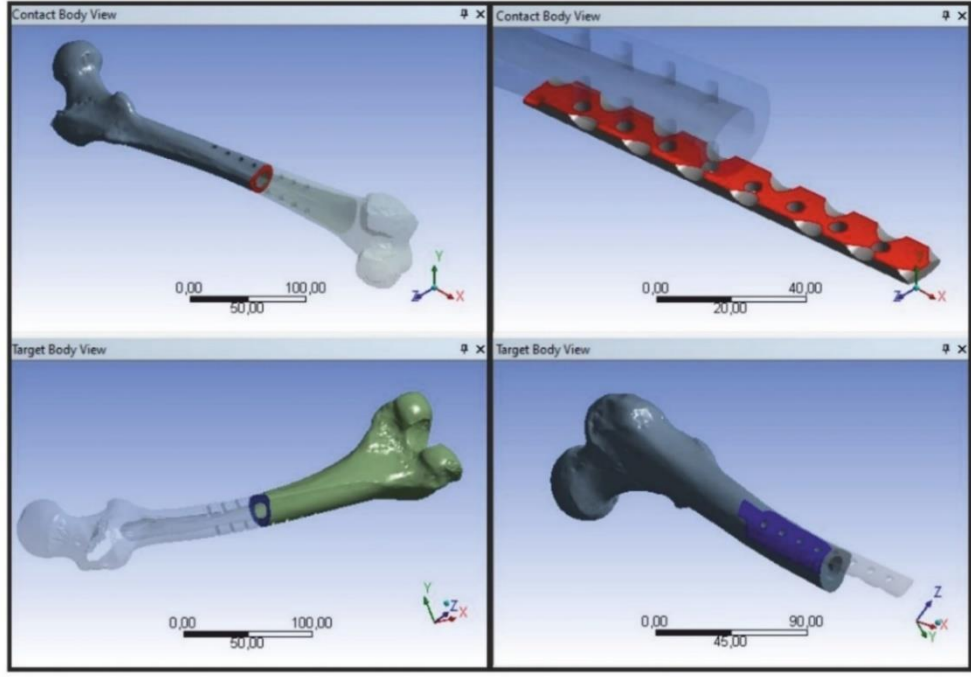
iyileşme sürecini olumsuz şekilde etkilemektedir. Yapılan analizin gerçeğe uygunluğunun sağlanması için her bağlantının birbiri ile olan ilişkisinin doğru bir şekilde verilmesi gerekmektedir.

Kırık kemik fragmanları için kırık yüzeyleri birbiri ile tam temas edecek şekilde sürtünmeli bağlantı olarak ilişkilendirilmiş olup kemikler arası sürtünme katsayısının Tablo 3.3'de belirtildiği gibi literatürden elde edilen değeri 0,37 iken ANSYS programının izin verdiği maksimum sürtünme katsayısı değeri 0,2 olarak Şekil 3.38 (a)'da gösterildiği gibi girilmiştir.

Plak taban yüzey alanı ile kemiğe temas ettiği yüzey alanları arasındaki bağlantı sürtünmeli olarak ilişkilendirilmiş olup bu temas eden yüzeyler arası sürtünme katsayısı 0,2 olarak Şekil 3.38 (b)'de gösterildiği gibi girilmiştir [52].

Vida ve kemik arasındaki bağlantının ilişkilendirilmesi yapılırken, bu bağlantının hareket etmemesi gerektiği ayrıca zaman içerisinde delik içerisinde bulunan vidaların osteoblastların o delik boşluklarını doldururken vidayı delik içerisinde hareketsiz bırakıp sabitleyeceğinden dolayı bağlı bir bağlantı ilişkilendirmesi olacak şekilde sabit ve hareketsiz olarak Şekil 3.39 (a)'da gösterildiği gibi girilmiştir.

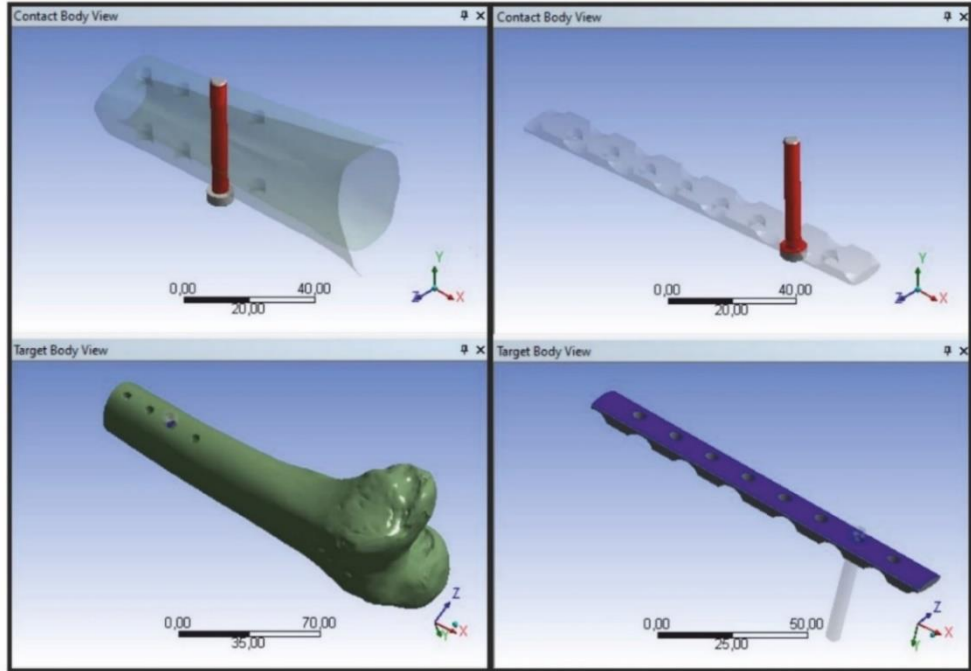
Vida başının alt yüzey alanı ile plak üst yüzey alanı arasındaki bağlantının ilişkilendirilmesi vidalama işlemi sonrasında birbiri ile temas halinde olacaklarından iki metalin birbirine olan teması sürtünmeli olacak şekilde titanyum malzemeler arası 0,14 olan sürtünme katsayısı literatür taraması sonucu ortalama değer olarak Şekil 3.39 (b)'de gösterildiği gibi girilmiştir [46].



(a)

(b)

Şekil 3.38. Temas yüzeyleri. (a) kemik-kemik temas yüzeyi, (b) kemik-plak temas yüzeyi.



(a)

(b)

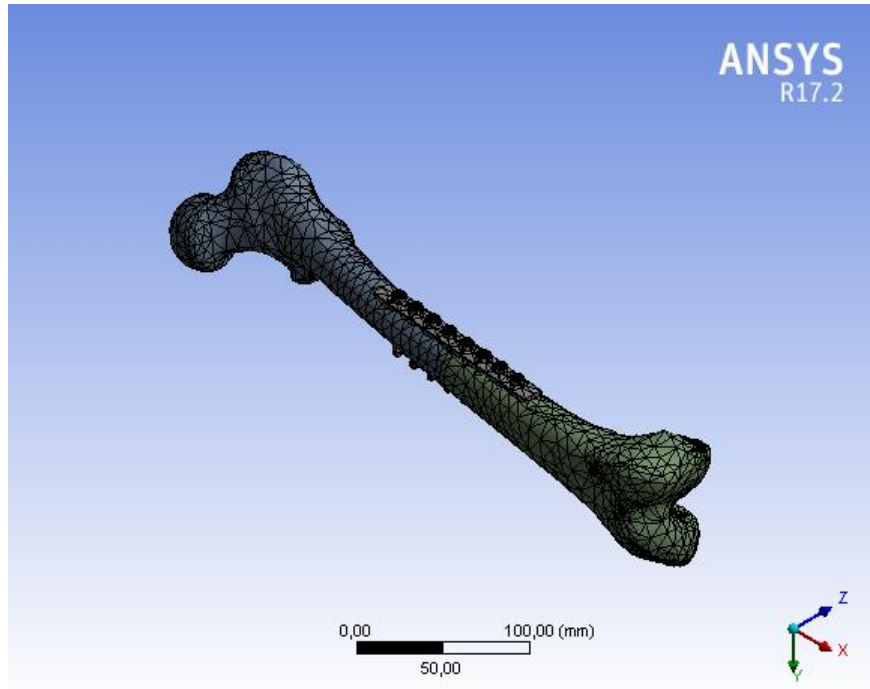
Şekil 3.39. Temas yüzeyleri. (a) kemik-vida temas yüzeyi, (b) plak-vida temas yüzeyi.

3.8. Mesh Uygulaması

Mesh, nümerik analizde kullanılan ağ yapısıdır ve bu yapı ile düğüm noktaları oluşturulur. Her düğüm noktası bir matrisi ifade eder ve bu noktadaki matrislerin yazıldığı ana matris ile sonuca gidilir.

Analiz işleminden önce montajlı parçalara her bir kombinasyon için ayrı ayrı genel mesh uygulanmıştır. Vida başı ile vida sapı arasındaki kesit geçiş bölgesine, maksimum gerilmenin o bölgede çıkmış olduğundan daha doğru bir sonuca ulaşabilmek ve gerilme yığılmalarının önlenmesi için mesh kontrol uygulanarak eleman boyutu küçültülmüştür. Her iki plak modeli için her bir kombinasyonlarında uygulanan mesh sonucu oluşan mesh eleman sayısı Tablo 3.4’de gösterilmiştir.

Mesh işleminde kombinasyonlar arası geometrik bir fark olmadığından ve farkın sadece vida sayısı ile delme işlemi yapılan kemik bölgesinin çapına bağlı olduğundan ayrıca her iki plak da aynı şekilde oluşturulduğundan dolayı her kombinasyon ayrı ayrı gösterilmeyip, P15-Komb1 tasarımının mesh işlemi Şekil 3.40’da örnek olarak gösterilmiştir.



Şekil 3.40. P15-Komb1 tasarımının mesh uygulaması.

Tablo 3.4. P15 ve P20 plak modellerinin her bir kombinasyonuna ait mesh eleman sayısı.

Kombinasyon Numarası	P15	P20
Komb1	24075	23202
Komb2	21274	21267
Komb3	21584	21368
Komb4	21987	20741
Komb5	18280	18497
Komb6	19238	18243
Komb7	19575	18140
Komb8	18785	18502
Komb9	18614	18285
Komb10	18383	18118
Komb11	21339	20658

3.9. Analiz İşlemi

Çalışma kapsamında femur gövdesinin diafiz bölgesinde transvers kırık, ideal kırık modeli olarak hazırlanmış olup kırık yüzeyleri birbirine tam temas şeklinde birleştirilip üzerine plak yerleştirilerek her kombinasyona uygun vidalama işlemi yapıp, model montajlı olarak SolidWorks programında oluşturulmuştur.

Oluşturulan modeller her plak modeli ve her kombinasyon için ayrı ayrı ANSYS programına aktarılmış olup her biri için aynı işlemler aşağıdaki sıralama ile tekrarlanmıştır.

1. Her bir parça için ilgili malzemenin mekanik özellikleri programa girilmiştir,
2. Modellerdeki her bir parça için temas yüzeyleri arası bağlantı ilişkilendirmeleri ve sürtünme parametreleri programa girilmiştir,
3. Mesh işlemi ön görüldüğü şekilde uygulanmıştır,
4. Sınır şartları belirlenmiştir:
 - a. Sabit mesnet bölgesinin tanımlanması,
 - b. Kuvvet bölgesinin, yönünün ve şiddetinin tanımlanması,

- c. Moment bölgesinin, yönün ve şiddetinin tanımlanması,
5. Analiz yapılması ve sonuçların kaydedilmesi:
- a. Deformasyon analizi:
Tibia tarafındaki uç ankastre tutularak, yüklenme sonucu femur başındaki deplasman ölçülmüş ve deformasyon verisi olarak kaydedilmiştir.
 - b. Von-Mises gerilme analizi:
Yukarıdaki yüklenme sonucu tüm sistemde ortaya çıkan maksimum von-mises gerilmesi, program tarafından otomatik olarak verilmiş olup her seferinde metal bileşenler üzerinde ortaya çıkmıştır. Bu değerler ve ortaya çıktığı noktalar kaydedildikten sonra kemik fragmanları ve kırık hattındaki maksimum gerilmeler program tarafından otomatik olarak verilmediği için probe ile manuel olarak ölçülmüştür.

Her plak modeli (P15 ve P20) için oluşturulmuş kombinasyon modelleri 3'er defa analize tabii tutulmuş olup analiz sonuçları arasındaki farkın %0,01 seviyelerinde olmasından dolayı her biri için birer analiz sonucunun değerlendirilmesi uygun görülmüştür. Çalışmamız sonucunda her kombinasyonda farklı gerilme ve deformasyon değerleri elde edilmiştir. Deformasyon ve gerilme sonuçlarının gösterimi sonuçlar kısmında her iki plak modelinin her bir kombinasyonu için ayrı ayrı verilmiştir. Analiz sonuçları resimlerinde gerilme ve deformasyon için maksimum ve minimum değerler her resimde renk skalası ile sunulmuştur.

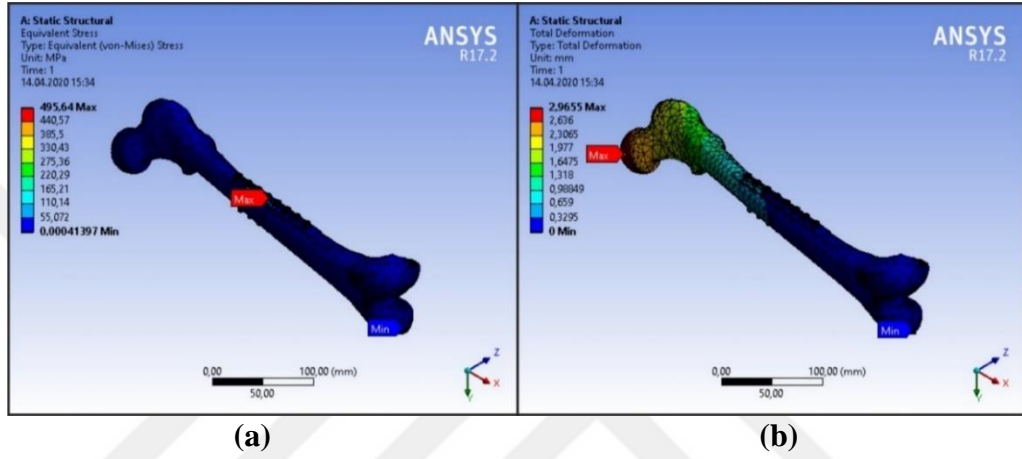
Plak tedavisi işleminde vidanın çapı, plak uzunluğu ve genişliği, vida delikleri arası mesafe ve vida sayısı oluşabilecek gerilme ve deformasyona doğrudan etki etmektedir. Çalışmamız kapsamında üretilen plak modelleri dikkate alınarak vida çapı ve plak genişliği standart olarak kabul edilmiş olup vida delikleri arası mesafe ve buna bağlı olarak değişen plak uzunluğu ile vida sayıları değişken olarak alınmıştır.

4. SONUÇLAR

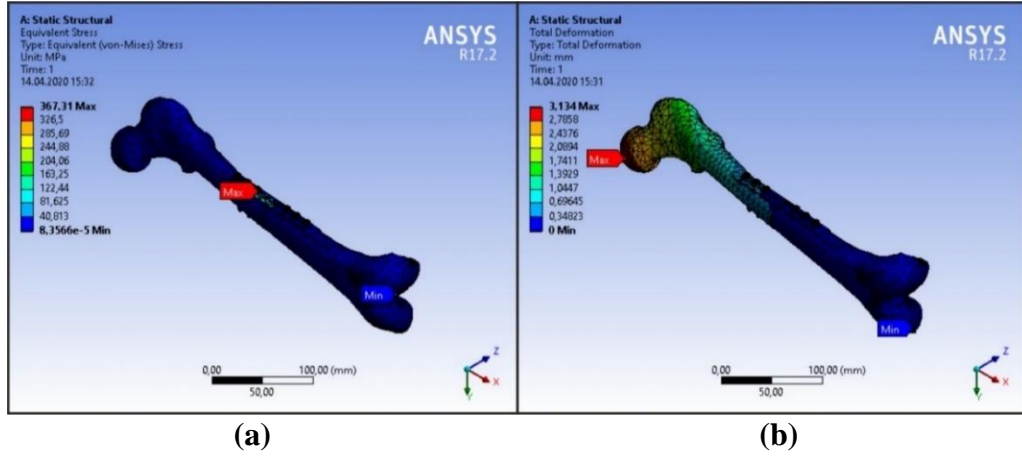
4.1. Analiz Sonuçları

4.1.1. P15 Model Kombinasyonlarının Analiz Sonuçları

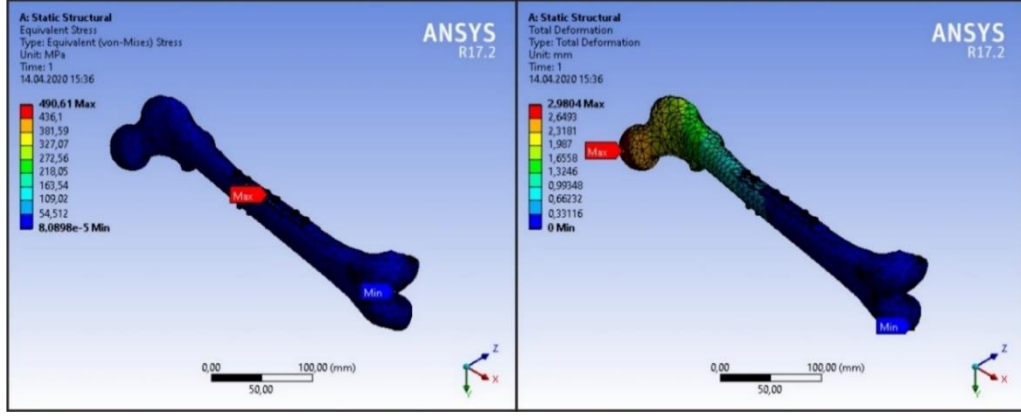
P15 model kombinasyonlarının analiz sonuçları aşağıda gösterildiği gibi Şekil 4.1 ile Şekil 4.11 arasında kombinasyon numarası sırasına göre verilmiştir.



Şekil 4.1. P15-Komb1'in analiz sonuçları. (a) Gerilme, (b) Deformasyon.



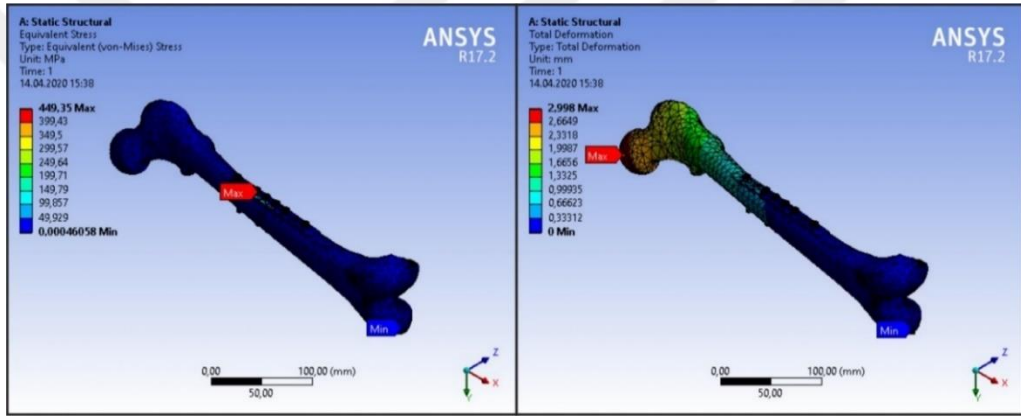
Şekil 4.2. P15-Komb2'nin analiz sonuçları. (a) Gerilme, (b) Deformasyon.



(a)

(b)

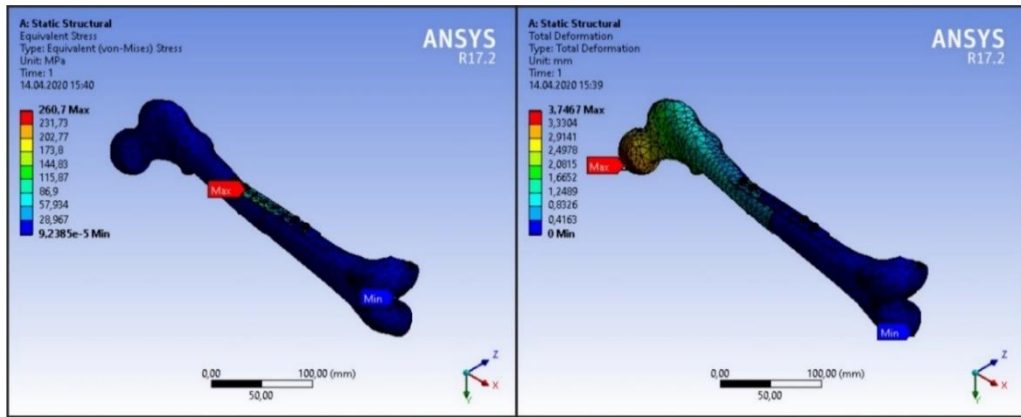
Şekil 4.3. P15-Komb3'ün analiz sonuçları. (a) Gerilme, (b) Deformasyon.



(a)

(b)

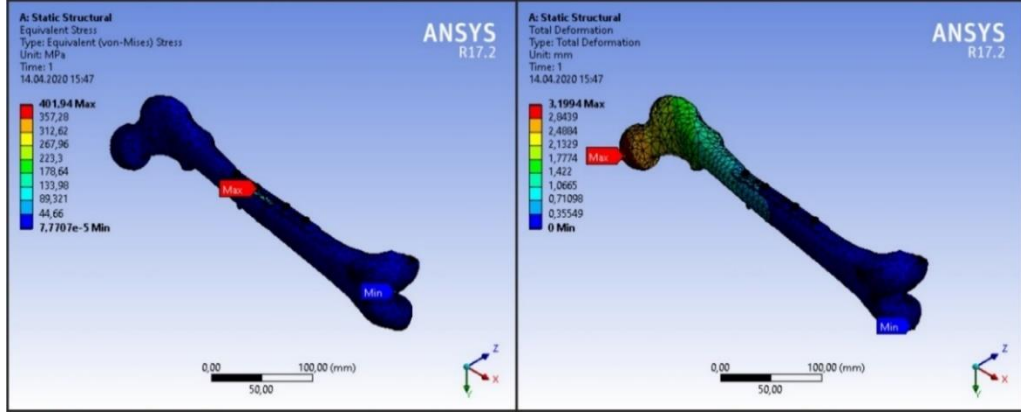
Şekil 4.4. P15-Komb4'ün analiz sonuçları. (a) Gerilme, (b) Deformasyon.



(a)

(b)

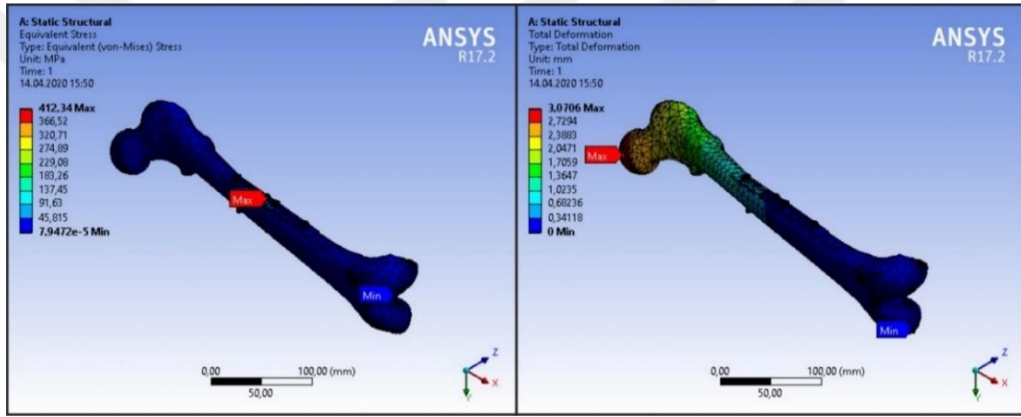
Şekil 4.5. P15-Komb5'in analiz sonuçları. (a) Gerilme, (b) Deformasyon.



(a)

(b)

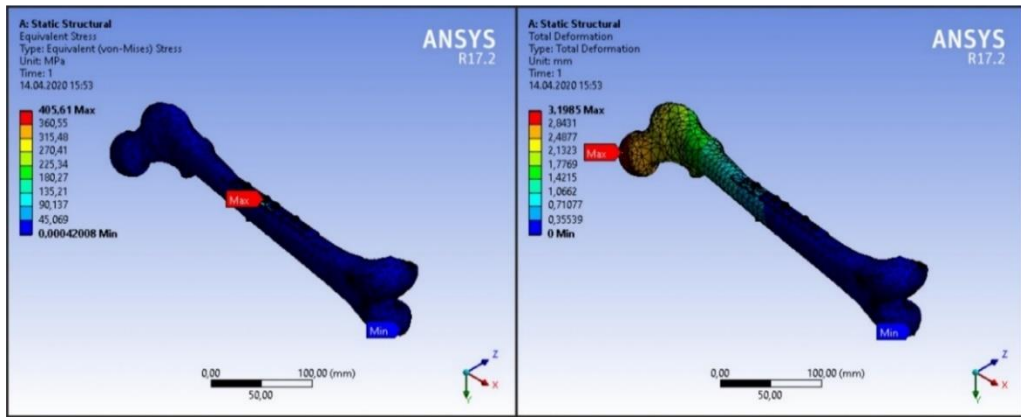
Şekil 4.6. P15-Komb6'nın analiz sonuçları. (a) Gerilme, (b) Deformasyon.



(a)

(b)

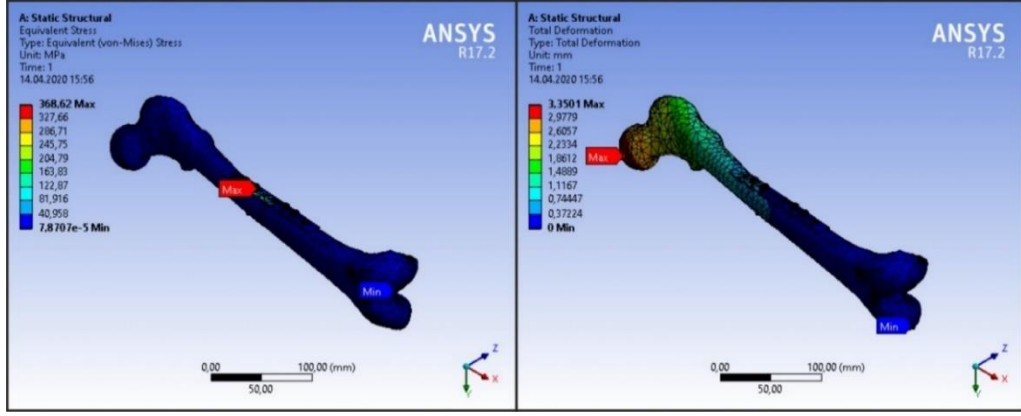
Şekil 4.7. P15-Komb7'nin analiz sonuçları. (a) Gerilme, (b) Deformasyon.



(a)

(b)

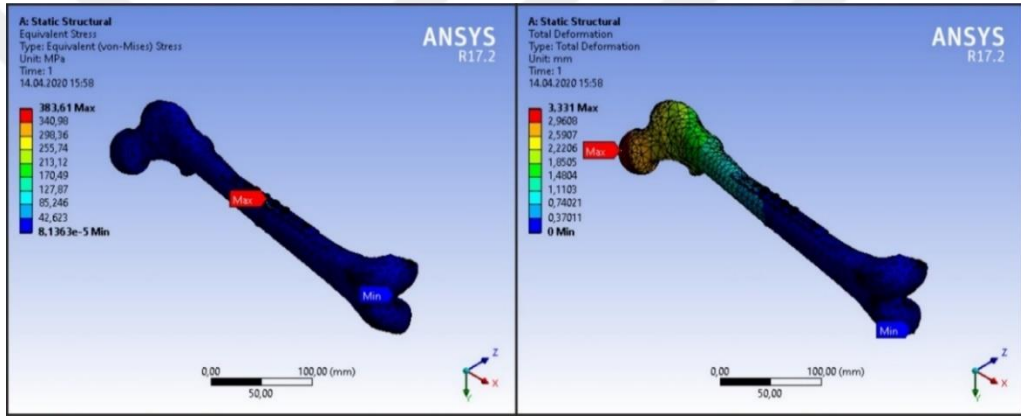
Şekil 4.8. P15-Komb8'in analiz sonuçları. (a) Gerilme, (b) Deformasyon.



(a)

(b)

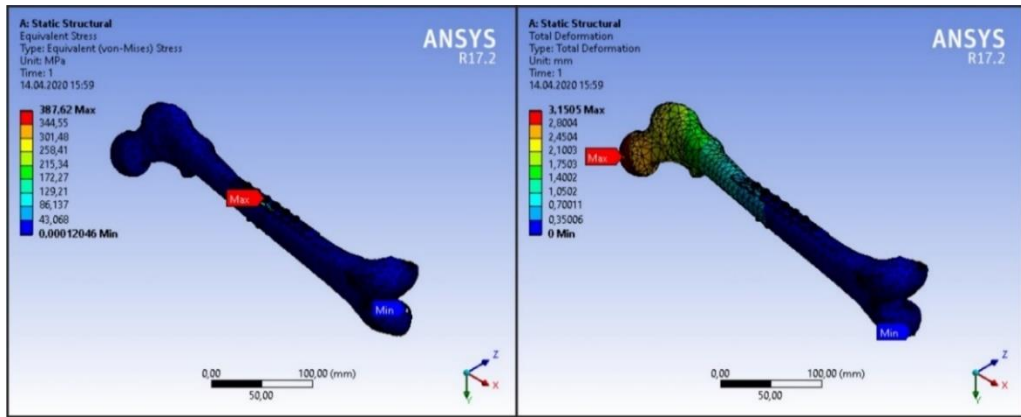
Şekil 4.9. P15-Komb9'un analiz sonuçları. (a) Gerilme, (b) Deformasyon.



(a)

(b)

Şekil 4.10. P15-Komb10'un analiz sonuçları. (a) Gerilme, (b) Deformasyon.



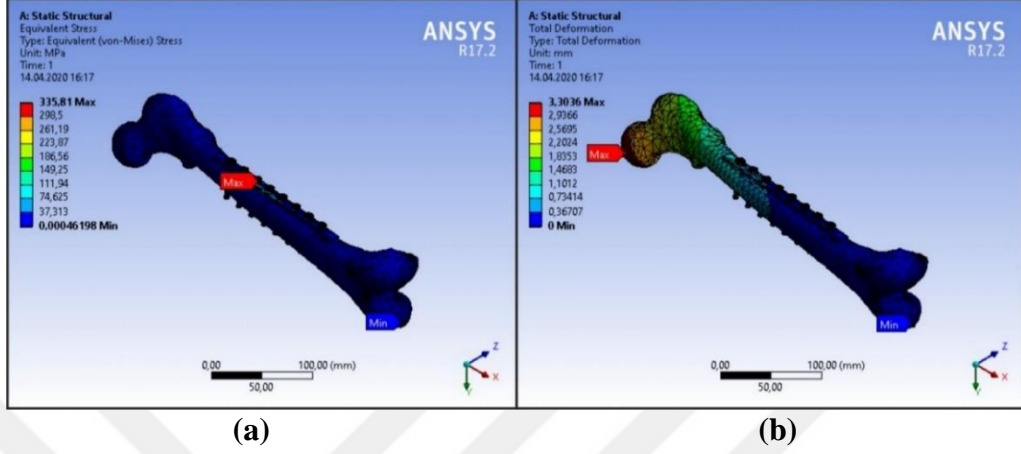
(a)

(b)

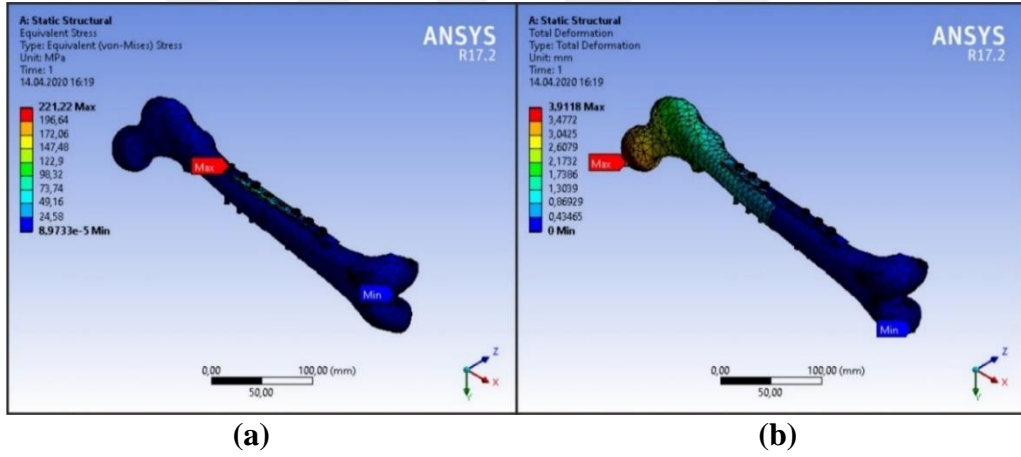
Şekil 4.11. P15-Komb11'in analiz sonuçları. (a) Gerilme, (b) Deformasyon.

4.1.2. P20 Model Kombinasyonlarının Analiz Sonuçları

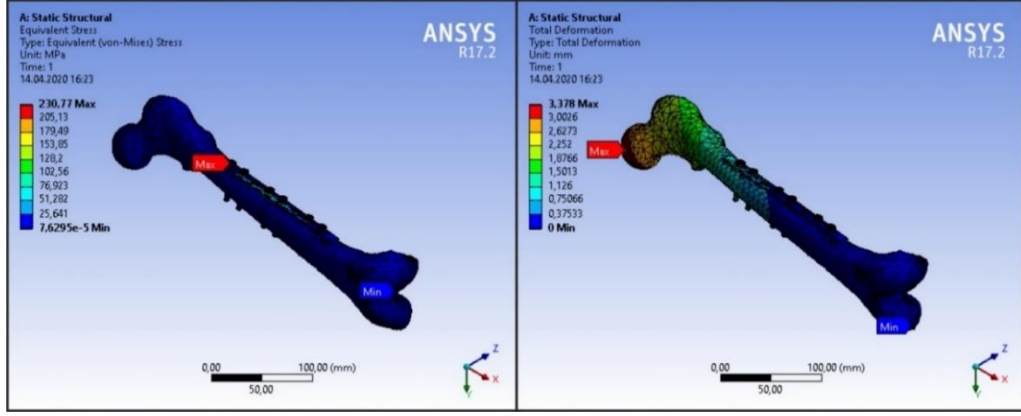
P20 model kombinasyonlarının analiz sonuçları aşağıda gösterildiği gibi Şekil 4.12 ile Şekil 4.22 arasında kombinasyon numarası sırasına göre verilmiştir.



Şekil 4.12. P20-Komb1'in analiz sonuçları. (a) Gerilme, (b) Deformasyon.



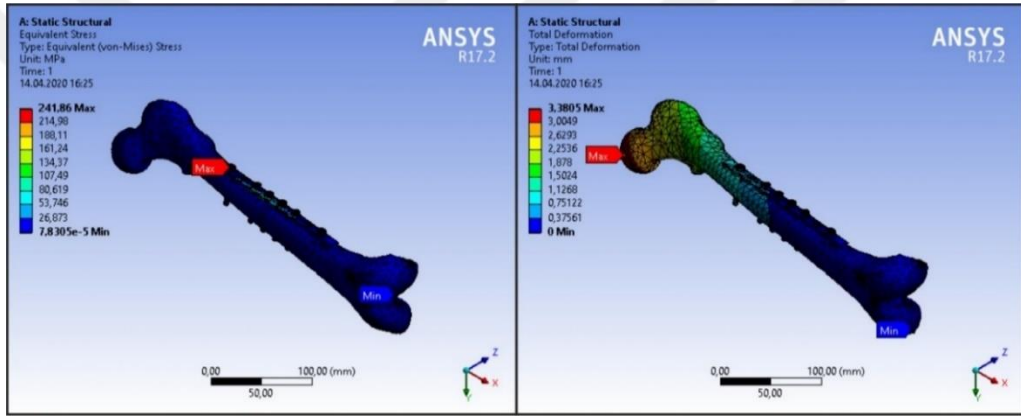
Şekil 4.13. P20-Komb2'nin analiz sonuçları. (a) Gerilme, (b) Deformasyon.



(a)

(b)

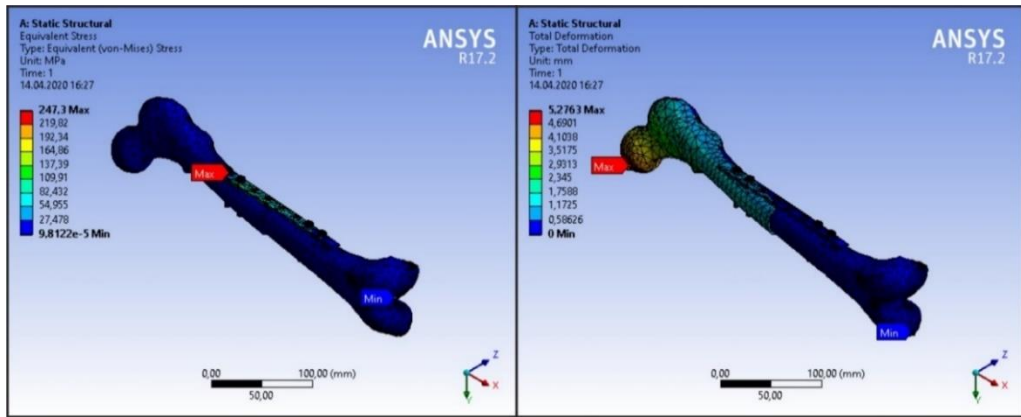
Şekil 4.14. P20-Komb3'ün analiz sonuçları. (a) Gerilme, (b) Deformasyon.



(a)

(b)

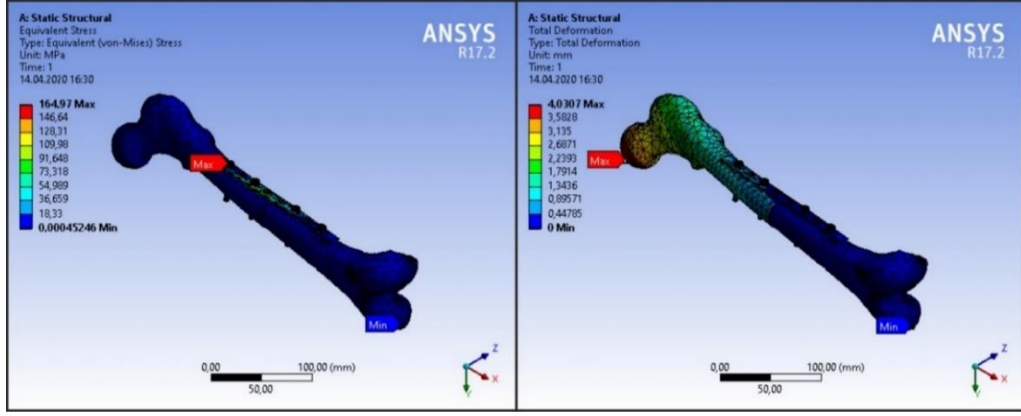
Şekil 4.15. P20-Komb4'ün analiz sonuçları. (a) Gerilme, (b) Deformasyon.



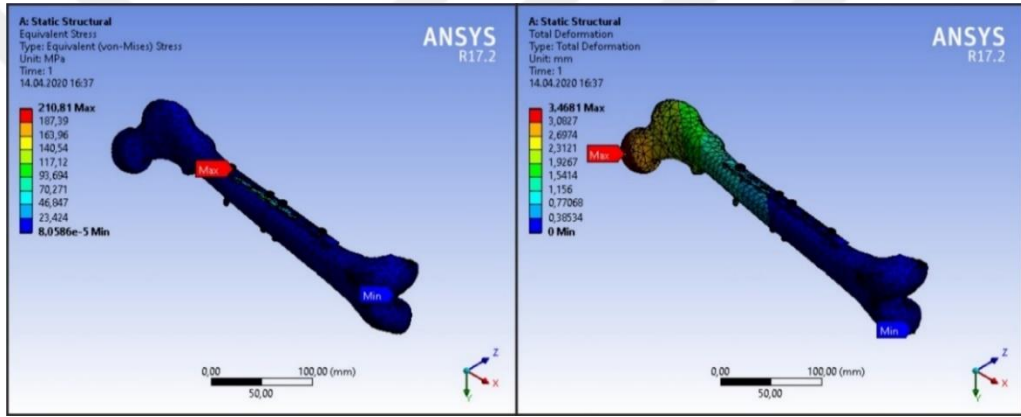
(a)

(b)

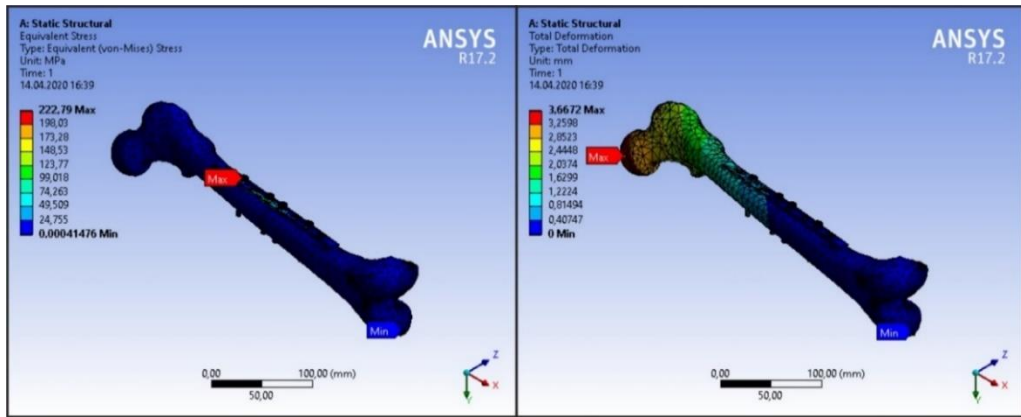
Şekil 4.16. P20-Komb5'in analiz sonuçları. (a) Gerilme, (b) Deformasyon.



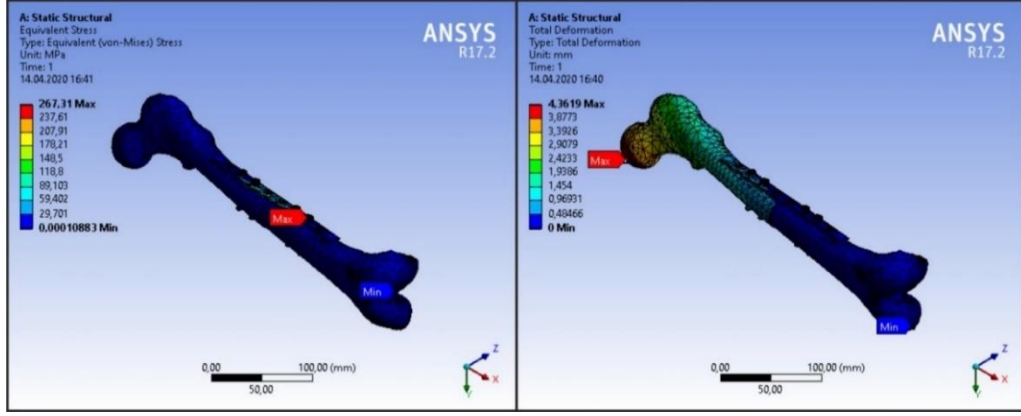
Şekil 4.17. P20-Komb6'nin analiz sonuçları. (a) Gerilme, (b) Deformasyon.



Şekil 4.18. P20-Komb7'nin analiz sonuçları. (a) Gerilme, (b) Deformasyon.



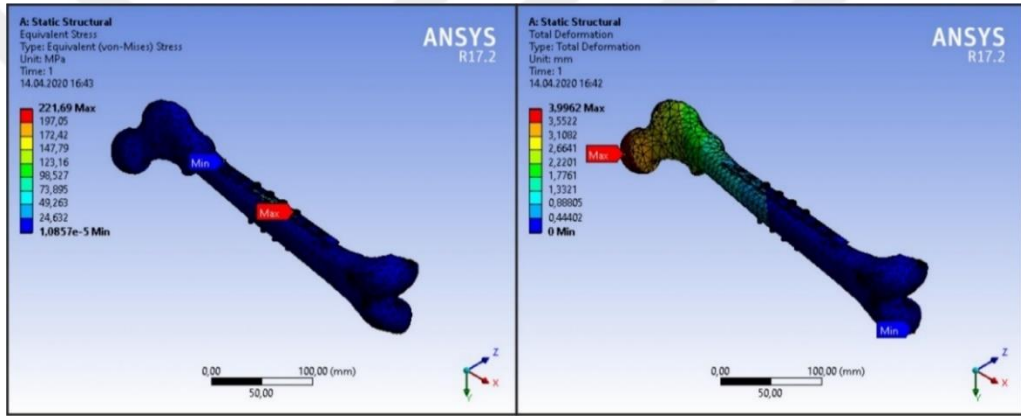
Şekil 4.19. P20-Komb8'in analiz sonuçları. (a) Gerilme, (b) Deformasyon.



(a)

(b)

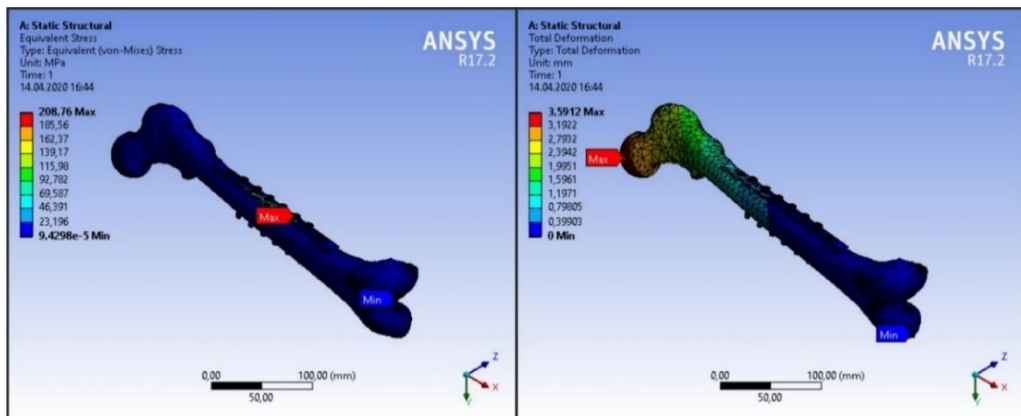
Şekil 4.20. P20-Komb9'un analiz sonuçları. (a) Gerilme, (b) Deformasyon.



(a)

(b)

Şekil 4.21. P20-Komb10'un analiz sonuçları. (a) Gerilme, (b) Deformasyon.



(a)

(b)

Şekil 4.22. P20-Komb11'in analiz sonuçları. (a) Gerilme, (b) Deformasyon.

Vidalar arası mesafenin ve vida sayısının etkisi ve önemi elde edilen sonuçlarla da vurgulanmaktadır. Elde edilen gerilme ve deformasyon değerlerinin maksimum değerleri, P15 modelinin kombinasyonları için Tablo 4.1’de, P20 modelinin kombinasyonları için ise Tablo 4.2’de her kombinasyon modeli için ayrı ayrı verilmiştir.

Bu analiz sonuçlarına göre tasarımı yapılan kombinasyon modelleri ele alındığında, P15-Komb1 tasarımında en yüksek gerilme değeri oluşurken en az deformasyonda yine aynı tasarımda meydana gelmektedir. Aynı plak için en düşük gerilme değeri Komb5 tasarımında meydana gelirken en fazla deformasyonda yine aynı tasarımda oluşmuştur. P20 modeli için ise en yüksek gerilme değeri Komb1 tasarımında meydana gelirken en düşük gerilme değeri Komb6 tasarımında meydana gelmekle birlikte en fazla deformasyon Komb5 tasarımında oluşup en az deformasyon ise Komb1 tasarımında meydana gelmektedir.

Tablo 4.1. P15 model kombinasyonlarının analiz veri sonuçları.

Kombinasyon Numarası	Maksimum Gerilme [MPa]	Maksimum Gerilme Bölgesi	Maksimum Deformasyon [mm]
Komb1	495,64	4.Vida	2,2955
Komb2	367,31	3.Vida	3,134
Komb3	490,61	4.Vida	2,9804
Komb4	449,35	3.Vida	2,998
Komb5	260,7	2.Vida	3,7467
Komb6	401,94	3.Vida	3,1994
Komb7	412,34	4.Vida	3,0706
Komb8	405,61	4.Vida	3,1985
Komb9	368,62	3.Vida	3,3501
Komb10	383,61	4.Vida	3,331
Komb11	387,62	4.Vida	3,1505

Tablo 4.2. P20 model kombinasyonlarının analiz veri sonuçları.

Kombinasyon Numarası	Maksimum Gerilme [MPa]	Maksimum Gerilme Bölgesi	Maksimum Deformasyon [mm]
Komb1	335,81	3.Vida	3,3036
Komb2	221,22	1.Vida	3,9118
Komb3	230,77	1.Vida	3,378
Komb4	241,86	1.Vida	3,3805
Komb5	247,3	1.Vida	5,2763
Komb6	164,97	1.Vida	4,0307
Komb7	210,81	1.Vida	3,4681
Komb8	222,79	2.Vida	3,6681
Komb9	267,31	7.Vida	4,3619
Komb10	221,69	6.Vida	3,9962
Komb11	208,76	6.Vida	3,5912

4.1.3. Kemik Fragmanları ve Kırık Hattı Analiz Sonuçları

Yapılan analizler sonucu meydana gelen maksimum gerilme ve deformasyon değerleri kadar kemik fragmanları ve kırık hattında meydana gelen gerilim ve gerinim değerleri de büyük önem teşkil etmektedir.

Kemik kırılmalığının doğasını anlamak için yapısal mekanik davranış ile materyal mekanik davranış arasındaki farkları bilmek önemlidir. Yapısal mekanik davranış kemiğin şekline, boyutuna ve doku özelliklerine bağlı iken materyal mekanik davranış sadece kemiğin doku özelliklerine bağlıdır [63]. Herhangi bir fiziksel aktivite sonucu kemiğe uygulanan yükler, yapısal mekanik davranışın sonucu olarak kemikte deformasyona neden olur. Yük-deformasyon grafiğinin karakteristiği, kemiğin hem şekline hem de doku özelliklerine bağlıdır. Esneme noktasına kadar yük ve deformasyon arasında lineer bir ilişki (elastik bölge) vardır. Bu noktadan sonra yük-deformasyon eğrisinin eğimi azalır (plastik bölge). Elastik bölgede yük kaldırıldığında kemik eski şekline geri dönerken plastik bölgede kemikte meydana gelen mikro hasar kalıcı deformasyona neden olur. Kemik elastik dönem boyunca yapılan yüklemenin 6 katını plastik dönemde karşılayabilir. Yükler arttırılarak uygulanmaya devam eder ve kemiğin yetersizlik noktasına ulaşırsa kırık ortaya çıkar. Yük-deformasyon eğrisinde, elastik bölgenin eğimi kemiğin sertliğini gösterir [64-66].

Kemik örneklerinde yapılan mekanik testlerde; uygulanan yükler altında kemiğin materyal mekanik davranışının sonucu olarak yük-deformasyon grafiğine benzer gerilim-gerinim grafiği elde edilir. Gerilim, yükün kemikte oluşturduğu iç kuvvetin yoğunluğu olup yükün uygulandığı alana oranı ile belirlenir. Gerinim ise deformasyonun orijinal uzunluğa bölünmesi ile saptanır. Gerilim-gerinim eğrisinde elastik bölgenin eğimi ile belirlenen elastik (Young's) modülü, kemik materyalinin deformasyona direncini gösterir. Gerilim-gerinim grafiğinde eğrinin altında kalan alan dayanıklılık olarak adlandırılır ve kırık oluşuncaya kadar kemiğin absorbe edebileceği enerji miktarını gösterir [64, 67]. Bu sebeple tedavi süreci boyunca kırık hattında kemik oluşumu tamamlanana kadar kemik fragmanları ve kırık hattında meydana gelen gerinim değerinin kemiğin karşılayabileceği maksimum gerinim değerinden fazla olmaması gerekmektedir. Yapılan literatür taraması sonucu olağan günlük faaliyetler esnasında insan femur kemiğinde meydana gelen gerinim değerinin 0,005 ile 0,01 arasında olduğu görülmüştür [68, 69].

Kemik fragmanları ve kırık hattında meydana gelen maksimum gerilim ve gerinim değerleri ile bunların meydana geldiği değerler her iki plak modeli için her bir kombinasyonda ayrı ayrı olarak tablo şeklinde detaylı bir şekilde verilmiştir.

Kemik fragmanları için; Tablo 4.3'de P15 model kombinasyonlarında meydana gelen maksimum gerilme değerleri ve meydana geldiği bölgeler verilirken Tablo 4.4'de P15 model kombinasyonlarında meydana gelen maksimum gerinim değerleri ve meydana geldiği bölgeler verilmiştir. Tablo 4.5'de P20 model kombinasyonlarında meydana gelen maksimum gerilme değerleri ve meydana geldiği bölgeler verilirken Tablo 4.6'da P20 model kombinasyonlarında meydana gelen maksimum gerinim değerleri ve meydana geldiği bölgeler verilmiştir.

Kırık hattı için ise; Tablo 4.7'de P15 model kombinasyonlarında meydana gelen maksimum gerilim değerleri ve maksimum gerinim değerleri verilirken Tablo 4.8'de P20 model kombinasyonlarında meydana gelen maksimum gerilim değerleri ve maksimum gerinim değerleri verilmiştir.

Tablo 4.3. P15 model kombinasyonlarının kemik fragmanlarında meydana gelen maksimum gerilme değerleri.

Kombinasyon Numarası	Femur Başı		Diz Eklemi	
	Maksimum Gerilme [MPa]	Maksimum Gerilme Bölgesi	Maksimum Gerilme [MPa]	Maksimum Gerilme Bölgesi
Komb1	27,921	3.Vida Deliği	32,298	8.Vida Deliği
Komb2	29,402	3.Vida Deliği	32,885	8.Vida Deliği
Komb3	24,188	4.Vida Deliği	32,403	8.Vida Deliği
Komb4	28,282	3.Vida Deliği	33,061	8.Vida Deliği
Komb5	30,812	2.Vida Deliği	31,846	7.Vida Deliği
Komb6	33,352	1.Vida Deliği	33,433	8.Vida Deliği
Komb7	26,913	1.Vida Deliği	33,238	8.Vida Deliği
Komb8	27,006	4.Vida Deliği	35,232	7.Vida Deliği
Komb9	33,373	3.Vida Deliği	34,084	7.Vida Deliği
Komb10	30,852	3.Vida Deliği	31,162	6.Vida Deliği
Komb11	30,394	3.Vida Deliği	34,028	7.Vida Deliği

Tablo 4.4. P15 model kombinasyonlarının kemik fragmanlarında meydana gelen maksimum gerinim değerleri.

Kombinasyon Numarası	Femur Başı		Diz Eklemi	
	Maksimum Gerinim	Maksimum Gerinim Bölgesi	Maksimum Gerinim	Maksimum Gerinim Bölgesi
Komb1	$2,75 \times 10^{-3}$	1.Vida Deliği	$1,9 \times 10^{-3}$	8.Vida Deliği
Komb2	$1,86 \times 10^{-3}$	3.Vida Deliği	$1,93 \times 10^{-3}$	8.Vida Deliği
Komb3	$1,59 \times 10^{-3}$	4.Vida Deliği	$1,91 \times 10^{-3}$	8.Vida Deliği
Komb4	$1,67 \times 10^{-3}$	3.Vida Deliği	$1,94 \times 10^{-3}$	8.Vida Deliği
Komb5	$2,85 \times 10^{-3}$	1.Vida Deliği	$1,88 \times 10^{-3}$	7.Vida Deliği
Komb6	$2,34 \times 10^{-3}$	1.Vida Deliği	$1,97 \times 10^{-3}$	8.Vida Deliği
Komb7	$1,62 \times 10^{-3}$	1.Vida Deliği	$1,96 \times 10^{-3}$	8.Vida Deliği
Komb8	$1,67 \times 10^{-3}$	4.Vida Deliği	$2,08 \times 10^{-3}$	7.Vida Deliği
Komb9	$1,97 \times 10^{-3}$	3.Vida Deliği	$2,01 \times 10^{-3}$	7.Vida Deliği
Komb10	$1,82 \times 10^{-3}$	3.Vida Deliği	$1,89 \times 10^{-3}$	6.Vida Deliği
Komb11	$1,79 \times 10^{-3}$	3.Vida Deliği	$2,01 \times 10^{-3}$	7.Vida Deliği

Tablo 4.5. P20 model kombinasyonlarının kemik fragmanlarında meydana gelen maksimum gerilme değerleri.

Kombinasyon Numarası	Femur Başı		Diz Eklemi	
	Maksimum Gerilme [MPa]	Maksimum Gerilme Bölgesi	Maksimum Gerilme [MPa]	Maksimum Gerilme Bölgesi
Komb1	26,693	4.Vida Deliği	32,771	5.Vida Deliği
Komb2	26,974	1.Vida Deliği	29,012	Kırık Hattı
Komb3	26,708	1.Vida Deliği	35,341	5.Vida Deliği
Komb4	26,833	4.Vida Deliği	34,863	5.Vida Deliği
Komb5	40,94	2.Vida Deliği	41,554	Kırık Hattı
Komb6	24,675	1.Vida Deliği	30,506	Kırık Hattı
Komb7	27,887	4.Vida Deliği	37,139	5.Vida Deliği
Komb8	28,781	4.Vida Deliği	36,805	5.Vida Deliği
Komb9	34,238	3.Vida Deliği	32,299	Kırık Hattı
Komb10	29,555	4.Vida Deliği	37,414	5.Vida Deliği
Komb11	27,29	4.Vida Deliği	35,277	5.Vida Deliği

Tablo 4.6. P20 model kombinasyonlarının kemik fragmanlarında meydana gelen maksimum gerinim değerleri.

Kombinasyon Numarası	Femur Başı		Diz Eklemi	
	Maksimum Gerinim	Maksimum Gerinim Bölgesi	Maksimum Gerinim	Maksimum Gerinim Bölgesi
Komb1	$1,64 \times 10^{-3}$	4.Vida Deliği	$2,06 \times 10^{-3}$	5.Vida Deliği
Komb2	$1,59 \times 10^{-3}$	1.Vida Deliği	$1,71 \times 10^{-3}$	Kırık Hattı
Komb3	$1,62 \times 10^{-3}$	1.Vida Deliği	$2,21 \times 10^{-3}$	5.Vida Deliği
Komb4	$1,64 \times 10^{-3}$	4.Vida Deliği	$2,19 \times 10^{-3}$	5.Vida Deliği
Komb5	$2,43 \times 10^{-3}$	2.Vida Deliği	$2,44 \times 10^{-3}$	Kırık Hattı
Komb6	$1,47 \times 10^{-3}$	1.Vida Deliği	$1,82 \times 10^{-3}$	6.Vida Deliği
Komb7	$1,71 \times 10^{-3}$	4.Vida Deliği	$2,32 \times 10^{-3}$	5.Vida Deliği
Komb8	$1,76 \times 10^{-3}$	4.Vida Deliği	$2,31 \times 10^{-3}$	5.Vida Deliği
Komb9	$2,2 \times 10^{-3}$	3.Vida Deliği	$1,9 \times 10^{-3}$	Kırık Hattı
Komb10	$1,81 \times 10^{-3}$	4.Vida Deliği	$2,34 \times 10^{-3}$	5.Vida Deliği
Komb11	$1,67 \times 10^{-3}$	4.Vida Deliği	$2,21 \times 10^{-3}$	5.Vida Deliği

Tablo 4.7. P15 model kombinasyonlarının kırık hattında meydana gelen maksimum gerilim ve gerilim değerleri.

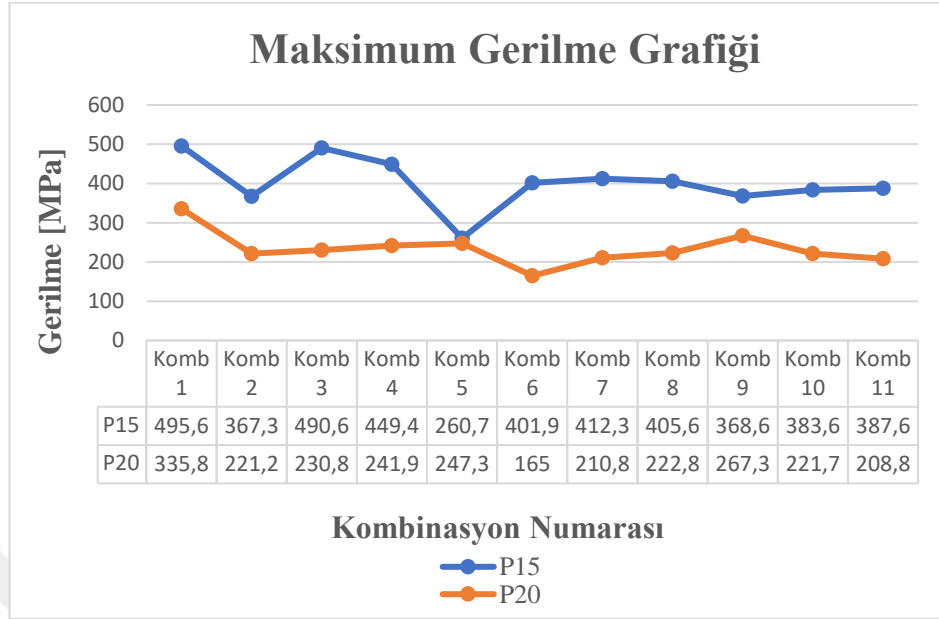
Kombinasyon Numarası	Femur Başı		Diz Eklemi	
	Maksimum Gerinim	Maksimum Gerilim [MPa]	Maksimum Gerinim	Maksimum Gerilim [MPa]
Komb1	$8,97 \times 10^{-4}$	15,227	$1,45 \times 10^{-3}$	23,507
Komb2	$9,4 \times 10^{-4}$	15,928	$1,04 \times 10^{-3}$	16,649
Komb3	$9,25 \times 10^{-4}$	15,704	$1,7 \times 10^{-3}$	24,981
Komb4	9×10^{-4}	15,28	$1,76 \times 10^{-3}$	27,354
Komb5	$1,35 \times 10^{-3}$	22,769	$1,3 \times 10^{-3}$	22,118
Komb6	$9,87 \times 10^{-4}$	16,751	$1,06 \times 10^{-3}$	17,035
Komb7	$9,5 \times 10^{-4}$	16,137	$1,77 \times 10^{-3}$	27,505
Komb8	$9,79 \times 10^{-4}$	16,62	$1,72 \times 10^{-3}$	25,469
Komb9	$1,04 \times 10^{-3}$	17,7	$1,12 \times 10^{-3}$	18,346
Komb10	$1,03 \times 10^{-3}$	17,545	$1,73 \times 10^{-3}$	26,786
Komb11	$8,98 \times 10^{-4}$	15,25	$1,82 \times 10^{-3}$	28,014

Tablo 4.8. P20 model kombinasyonlarının kırık hattında meydana gelen maksimum gerilim ve gerinim değerleri.

Kombinasyon Numarası	Femur Başı		Diz Eklemi	
	Maksimum Gerinim	Maksimum Gerilim [MPa]	Maksimum Gerinim	Maksimum Gerilim [MPa]
Komb1	$1,27 \times 10^{-3}$	20,256	$1,39 \times 10^{-3}$	23,728
Komb2	$1,39 \times 10^{-3}$	23,107	$1,71 \times 10^{-3}$	29,012
Komb3	$1,26 \times 10^{-3}$	20,334	$1,51 \times 10^{-3}$	25,73
Komb4	$1,27 \times 10^{-3}$	21,329	$1,53 \times 10^{-3}$	25,952
Komb5	$1,73 \times 10^{-3}$	29,338	$2,44 \times 10^{-3}$	41,554
Komb6	$1,4 \times 10^{-3}$	23,81	$1,8 \times 10^{-3}$	30,506
Komb7	$1,19 \times 10^{-3}$	20,17	$1,56 \times 10^{-3}$	25,23
Komb8	$1,45 \times 10^{-3}$	23,113	$1,61 \times 10^{-3}$	27,351
Komb9	$1,53 \times 10^{-3}$	25,867	$1,9 \times 10^{-3}$	32,299
Komb10	$1,36 \times 10^{-3}$	23,084	$1,62 \times 10^{-3}$	27,098
Komb11	$1,26 \times 10^{-3}$	21,051	$1,48 \times 10^{-3}$	25,169

Analiz sonuçlarından yola çıkılarak oluşturulan Tablo 4.1 ve Tablo 4.2’de yer alan verilerin kombinasyonlara göre tüm değerlerin gösterilerek kıyaslanabilmesi için gerilme, deformasyon ve maksimum gerilme bölgeleri grafik olarak sırasıyla Şekil 4.23, Şekil 4.24 ve Şekil 4.25’de gösterildiği gibi oluşturulmuştur. Her plak modeli (P15 ve P20) grafikte belirtilen renklerle birbirinden ayrılarak detaylandırılmıştır.

4.2. Gerilmelerin Değerlendirilmesi



Şekil 4.23. P15 ve P20 model kombinasyonlarının maksimum gerilme grafiği.

Şekil 4.23’de yer alan gerilme grafiği incelendiğinde eğride yer alan kritik değerlendirmeler şu şekilde yapılabilir;

Her iki plak (P15 ve P20) eş kombinasyonlar birbiri ile kıyaslandığında bütün kombinasyonlarda P15 kombinasyonlarında meydana gelen maksimum gerilme değerlerinin P20 kombinasyonlarına göre daha fazla olduğu söylenebilmektedir. Buradan yola çıkarak delikler arası mesafenin arttıkça plak uzunluğunun arttığı ve plak uzunluğunun arttıkça da maksimum gerilme değerinin düştüğü söylenebilir.

Her iki plak modeli içinde 1. kombinasyonlarında en yüksek maksimum gerilme değerleri elde edilmiştir. Vida sayısının artmasının gerilme değerini doğrudan ve olumsuz etkilediği sonucuna varılmıştır.

Her iki plak modeli içinde 1. ve 2. kombinasyonlarda gerilmenin paralel olarak düştüğünü gözlemlenebilmektedir. Bu gerilme azalması delikler arası mesafenin bu iki kombinasyon için gerilmeye etki etmediği, gerilmenin azalması Komb2 de kırık hattına yakın olan 4. ve 5. vidaların olmamasından kaynaklandığı yorumlanabilir.

Her iki plak modeli için Komb5 modelinde neredeyse eşit gerilme değerleri elde edilmiştir. Bu kombinasyon modelinde kırık hattının sağ ve solundan 2'şer vidanın boş olup plakların her iki ucunda yer alan 2'şer vida ile sabitleme işlemi yapılmıştır. Bu sonuç değerlendirmesinden kırık hattından belirli bir mesafeden sonra (tasarımlarımız için 37,5 mm) yapılan vidalama işleminde; vidalar arası mesafenin ve plak uzunluğunun maksimum gerilme değerine olan etkisinin yok denilebilecek kadar az olduğu söylenebilir.

Kombinasyonlar oluşturulurken 4, 6 ve 8 vidalı kombinasyonlar oluşturulmuş olup bu plak modeli için kombinasyonlar vida sayısına göre değerlendirildiğinde; 8 vida ile oluşturulan tek bir kombinasyon oluşmuş olup, 6 vida ile oluşturulan kombinasyonlar arasında Komb2 modeli en uygun iken, 4 vida ile oluşturulan kombinasyonlar arasında ise Komb6 modelinin en uygun model olduğu söylenebilir.

Kombinasyonlar arası maksimum gerilme değerleri gerilme grafiğine göre değerlendirilirken birbirine yakın olan gerilme değerleri kıyaslanarak ve vida sayılarına göre yorumlanmıştır.

4.2.1. P15 Model Kombinasyonlarının Gerilme Grafiğinin Değerlendirilmesi

1. ve 3. kombinasyonlarda eş olan gerilme değerlerine göre 3. ve 6. vidaların olmamasının bu iki kombinasyon arasında gerilme farkı yaratmadığından, bu ikisi arasında Komb3 modeli uygulanırken vida sayısına bağlı olarak kemik gövdesinde daha az hasara sebep olacağından bu modelin tercih edilmesinin iyileşme sürecine olumlu etkisinin olabileceği söylenebilir. Fakat bu plak modeli için her iki kombinasyonda en yüksek gerilme değerlerine sahip olmalarından dolayı gerilme bakımından en kötü kombinasyonlar olarak değerlendirilebilir.

2., 6., 7., 8., 9., 10. ve 11. kombinasyonlar arası maksimum gerilme değerlerinde kayda değer bir değişim görülmediğinden bu modeller arasındaki vidalama kombinasyonlarının maksimum gerilme değerine etkisinin yok denebilecek kadar az olduğu görülmüştür. Bu sebeple bu kombinasyonlar arasından en uygun olanının hem kemik hasarının minimum olacağı hem de kırık hattından uzak olacak

vidalama işleminin yapıldığı ve aralarında en düşük gerilmeye sahip Komb9 modelinin olabileceği söylenebilir.

4. ve 5. kombinasyonlarda eş bir gerilme değeri gözlemlenmemiş olup diğer gerilme değerlerinden bağımsız olarak bulunmuştur. Komb4 için elde edilen gerilme değerinin kombinasyonlar arasındaki en yüksek gerilme değerine yakın olduğu söylenebilir. Komb5 için elde edilen gerilme değeri ise bu plak modelinde ki kombinasyonlar arasında elde edilen en düşük maksimum gerilme değerine sahip olduğundan dolayı gerilme bakımından P15 modeli için en uygun kombinasyon olduğu görülmüştür.

Kombinasyonlar oluşturulurken 4, 6 ve 8 vidalı kombinasyonlar oluşturulmuş olup bu plak modeli için kombinasyonlar vida sayısına göre değerlendirildiğinde; 8 vida ile oluşturulan tek bir kombinasyon oluşmuş olup, 6 vida ile oluşturulan kombinasyonlar arasında Komb2 modeli en uygun iken, 4 vida ile oluşturulan kombinasyonlar arasında ise Komb5 modelinin en uygun model olduğu söylenebilir.

4.2.2. P20 Model Kombinasyonlarının Gerilme Grafiğinin Değerlendirilmesi

P20 model kombinasyonlarında P15 model kombinasyonlarına göre daha doğrusal bir gerilme grafiği elde edilmekle birlikte 1. kombinasyonda en yüksek maksimum gerilme değeri elde edilmiştir. Bu plak modeli için hem vida sayısı bakımından kemik gövdesine verebileceği hasar hem de en yüksek gerilme değerine sahip olmasından dolayı gerilme bakımından en kötü kombinasyon olarak değerlendirilebilir.

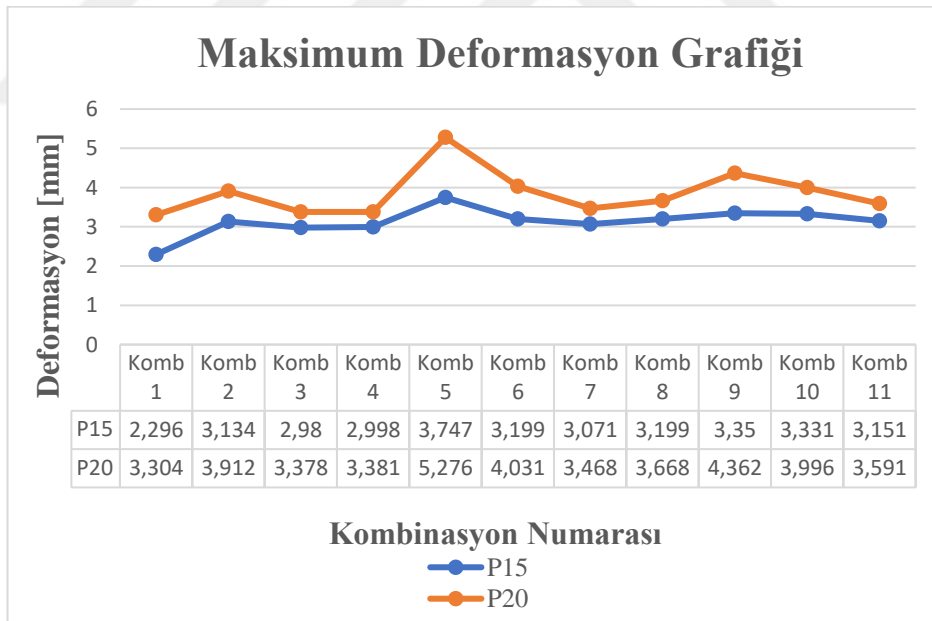
2., 3., 4., 5., 7., 8., 10. ve 11. kombinasyonlar arası maksimum gerilme değerlerinde kayda değer bir değişim görülmediğinden bu modeller arasındaki vidalama kombinasyonlarının maksimum gerilme değerine etkisinin yok denebilecek kadar az olduğu görülmüştür. Bu sebeple bu kombinasyonlar arasından en uygun olanının; hem kemik hasarının minimum olacağı vidalama işleminin yapıldığı hem de aralarında en düşük gerilmeye sahip Komb7 modelinin olabileceği söylenebilir.

Komb9 için elde edilen gerilme değerinin kombinasyonlar arasında ortalama bir gerilme değerine sahip olduğu söylenebilir.

Komb6 için elde edilen gerilme değeri ise bu plak modelinde ki kombinasyonlar arasında elde edilen en düşük maksimum gerilme değerine sahip olduğundan dolayı gerilme bakımından P20 modeli için en uygun kombinasyon olduğu görülmüştür.

Kombinasyonlar oluşturulurken 4, 6 ve 8 vidalı kombinasyonlar oluşturulmuş olup bu plak modeli için kombinasyonlar vida sayısına göre değerlendirildiğinde; 8 vida ile oluşturulan tek bir kombinasyon oluşmuş olup, 6 vida ile oluşturulan kombinasyonlar arasında Komb11 modeli en uygun iken, 4 vida ile oluşturulan kombinasyonlar arasında ise Komb6 modelinin en uygun model olduğu söylenebilir.

4.3. Deformasyonların Değerlendirilmesi



Şekil 4.24. P15 ve P20 model kombinasyonlarının maksimum deformasyon grafiği.

Şekil 4.24’de yer alan deformasyon grafiği incelendiğinde egride yer alan kritik değerlendirmeler şu şekilde yapılabilir;

Her iki plak (P15 ve P20) eş kombinasyonlar birbiri ile kıyaslandığında bütün kombinasyonlarda P15 kombinasyonlarında meydana gelen maksimum deformasyon değerlerinin P20 kombinasyonlarına göre daha az olduğu söylenebilmektedir. Buradan yola çıkarak delikler arası mesafenin arttıkça plak uzunluğunun arttığı ve plak uzunluğunun arttıkça da maksimum deformasyon değerinin de arttığı söylenebilir.

Her iki plak modeli içinde 1. kombinasyonlarında en düşük maksimum deformasyon değerleri elde edilmiştir. Vida sayısının artmasının deformasyon değerini doğrudan olumlu olarak etkilediği sonucuna varılmıştır.

Her iki plak modeli içinde 1. ve 2. kombinasyonlarda deformasyonun paralel olarak arttığı gözlemlenebilmektedir. Bu deformasyon artması delikler arası mesafenin bu iki kombinasyon için deformasyona etki etmediği, deformasyonun artması Komb2 de kırık hattına yakın olan 4. ve 5. vidaların olmamasından kaynaklandığı yorumlanabilir.

Her iki plak modeli içinde 3. ve 4. kombinasyonlarda deformasyonun doğrusal olarak seyrettiği ve bu iki kombinasyon için deformasyon değerlerinin değişmemesinin sebebinin kırık hattına yakın olan vidaların her iki kombinasyonda da var olmasından kaynaklanmış olabileceği söylenebilir.

Her iki plak modeli içinde 7. ve 8. kombinasyonlarda deformasyonun paralel olarak arttığı gözlemlenebilmektedir. Bu deformasyon artması delikler arası mesafenin bu iki kombinasyon için deformasyona etki etmediği, Komb8 de deformasyonun artma sebebinin vidalama kombinasyonuna bağlı olabileceği söylenebilir.

Her iki plak modeli içinde 10. ve 11. kombinasyonlarda deformasyonun paralel olarak azaldığı gözlemlenebilmektedir. Bu deformasyon azalması delikler arası mesafenin bu iki kombinasyon için deformasyona etki etmediği, Komb11 de deformasyonun azalma sebebinin kırık hattına yakın olan deliklere yapılan vida sayısına bağlı olabileceği söylenebilir.

Her iki plak modeli için Komb5 de maksimum deformasyon değerleri elde edilmiştir. Bu kombinasyon modelinde kırık hattının sağ ve solundan 2'şer vidanın boş olup plakların her iki ucunda yer alan 2'şer vida ile sabitleme işlemi yapılmıştır. Bu

sonuç değerlendirmesinden vidalama işleminin kırık hattından ne kadar uzaktan yapılmaya başlanırsa deformasyonunda o kadar yüksek çıkabileceği bulgusu elde edilmiştir. Her iki plak modelinde de en yüksek deformasyon değeri bu kombinasyonda oluşmuştur.

Kombinasyonlar oluşturulurken 4, 6 ve 8 vidalı kombinasyonlar oluşturulmuş olup bu plak modeli için kombinasyonlar vida sayısına göre değerlendirildiğinde; 8 vida ile oluşturulan tek bir kombinasyon oluşmuş olup, 6 vida ile oluşturulan kombinasyonlar arasında Komb3 modeli en uygun iken, 4 vida ile oluşturulan kombinasyonlar arasında ise Komb7 modelinin en uygun model olduğu kırık hattından mümkün olduğunda uzak vidalama işlemi yapıp ve minimum deformasyona sahip olduklarından dolayı söylenebilir.

Kombinasyonlar arası maksimum deformasyon değerleri deformasyon grafiğine göre değerlendirilirken birbirine yakın olan deformasyon değerleri kıyaslanarak ve vida sayılarına göre yorumlanmıştır.

4.3.1. P15 Model Kombinasyonlarının Deformasyon Grafiğinin Değerlendirilmesi

P15 model kombinasyonlarında P20 model kombinasyonlarına göre daha doğrusal bir grafik elde edilmiş olup genel olarak P15 modeli için kombinasyon türlerinin deformasyon değerine etkisinin az olduğu söylenebilir.

Komb1 için elde edilen deformasyon değeri bu plak modelinde ki kombinasyonlar arasında elde edilen en düşük maksimum deformasyon değerine sahip olduğundan dolayı deformasyon bakımından P15 modeli için en uygun kombinasyon olduğu görülmüştür.

2., 3., 4., 6., 7., 8. ve 11. kombinasyonlar arası maksimum deformasyon değerlerinde kayda değer bir değişim görülmediğinden bu modeller arasındaki vidalama kombinasyonlarının maksimum deformasyon değerine etkisinin yok denebilecek kadar az olduğu görülmüştür. Bu sebeple bu kombinasyonlar arasından deformasyon bakımından en uygun olanının; hem kemik hasarının minimum olacağı vidalama işleminin yapıldığı hem de aralarında en düşük deformasyona sahip Komb7

modelinin olabileceği söylenebilir. Ama vidalar kırık hattına ne kadar yakın olursa gerilmenin buna bağlı olarak artacağından Komb6 modelinin bu kombinasyonlar arasında daha uygun olabileceği söylenebilir.

Birbirine neredeyse eşit deformasyon değerlerine sahip olan 9. ve 10. kombinasyonlar değerlendirildiğinde, gerilme bakımından kırık hattından uzak mesafede vidalama işleminin yapılmasının emniyeti arttıracığından Komb9 un uygun olabileceği söylenebilir.

Komb5 için elde edilen deformasyon değeri bu plak modelinde ki kombinasyonlar arasında elde edilen en yüksek maksimum deformasyon değerine sahip olduğundan dolayı gerilme bakımından P15 modeli için en kötü kombinasyon olduğu görülmüştür.

Kombinasyonlar oluşturulurken 4, 6 ve 8 vidalı kombinasyonlar oluşturulmuş olup bu plak modeli için kombinasyonlar vida sayısına göre değerlendirildiğinde; 8 vida ile oluşturulan tek bir kombinasyon oluşmuş olup, 6 vida ile oluşturulan kombinasyonlar arasında Komb2 modeli en uygun iken, 4 vida ile oluşturulan kombinasyonlar arasında ise Komb6 modelinin en uygun model olduğu kırık hattından mümkün olduğunda uzak vidalama işlemi yapıp ve minimum deformasyona sahip olduklarından dolayı söylenebilir.

4.3.2. P20 Model Kombinasyonlarının Deformasyon Grafiğinin Değerlendirilmesi

P20 modeli için kombinasyon türlerinin deformasyon değerine doğrudan etkisinin olduğu çok değişken olan grafiğe göre söylenebilir.

Komb1 için elde edilen deformasyon değeri bu plak modelinde de kombinasyonlar arasında elde edilen en düşük maksimum deformasyon değerine sahip olduğundan dolayı deformasyon bakımından P15 modeli için olduğu gibi P20 modeli içinde en uygun kombinasyon olduğu görülmüştür.

3., 4., 7., 8. ve 11. kombinasyonlar arası maksimum deformasyon değerlerinde kayda değer bir değişim görülmediğinden bu modeller arasındaki vidalama

kombinasyonlarının maksimum deformasyon değerine etkisinin yok denebilecek kadar az olduğu görülmüştür. Bu sebeple bu kombinasyonlar arasından deformasyon bakımından en uygun olanının; hem kemik hasarının minimum olacağı vidalama işleminin yapıldığı hem de aralarında en düşük deformasyona sahip Komb7 modelinin olabileceği söylenebilir.

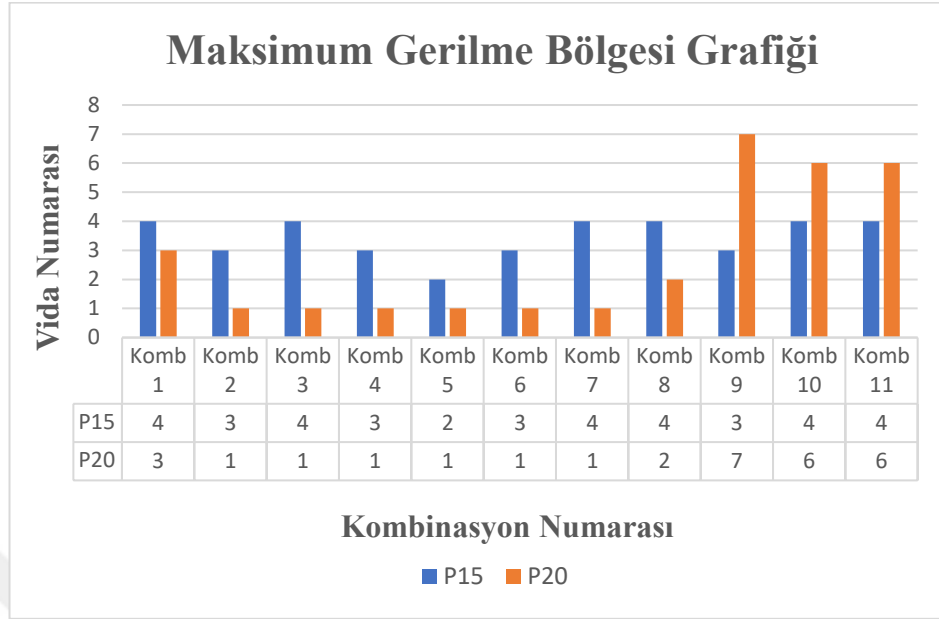
2., 6. ve 10. kombinasyonların neredeyse birbirine eşit deformasyon değerine sahip iken gerilme bakımından kırık hattından uzak mesafede vidalama işleminin yapılmasının emniyeti arttıracadığından Komb2'nin uygun olabileceği söylenebilir.

Komb5 için elde edilen deformasyon değeri bu plak modelinde ki kombinasyonlar arasında da elde edilen en yüksek maksimum deformasyon değerine sahip olduğundan dolayı deformasyon bakımından P15 modeli için olduğu gibi P20 modeli için de en kötü kombinasyon olduğu görülmüştür.

Komb9 için elde edilen deformasyon değerinin kombinasyonlar arasında ortalama bir deformasyon değerine sahip olduğu söylenebilir.

Kombinasyonlar oluşturulurken 4, 6 ve 8 vidalı kombinasyonlar oluşturulmuş olup bu plak modeli için kombinasyonlar vida sayısına göre değerlendirildiğinde; 8 vida ile oluşturulan tek bir kombinasyon olumu olup, 6 vida ile oluşturulan kombinasyonlar arasında Komb3 modeli en uygun iken, 4 vida ile oluşturulan kombinasyonlar arasında ise Komb7 modelinin en uygun model olduğu kırık hattından mümkün olduğunda uzak vidalama işlemi yapılıp ve minimum deformasyona sahip olduklarından dolayı söylenebilir.

4.4. Maksimum Gerilme Bölgelerinin Değerlendirilmesi



Şekil 4.25. P15 ve P20 model kombinasyonlarının maksimum gerilme bölgesi grafiği.

Şekil 4.25’de yer alan kombinasyonlar arası maksimum gerilme bölgesi grafiğine göre değerlendirilirken maksimum gerilme ve deformasyon değerleri kıyaslanarak vida sayılarına ve maksimum gerilmeye maruz kalan vida numarasına göre yorumlanmıştır.

4.4.1. P15 Model Kombinasyonlarının Maksimum Gerilme Bölgesi Grafiğinin Değerlendirilmesi

Kombinasyonlar arasında 4. vida en çok gerilmeye maruz kalırken 3. vida da kritik olarak değerlendirilebilir. 2. vida ise sadece bir kombinasyonda maksimum gerilme bölgesi olarak görülmektedir. Bunun yanı sıra plağın her iki ucunda yer alan ve kırık hattından en uzak olan vidalarda hiçbir kombinasyonda maksimum gerilme görülmemiştir. Bu sonuçla kırık hattına yakın olan vidaların kritik olduğu ve vidalama işleminin mümkün olduğunca kırık hattından uzakta yapılmasının mekanik açıdan daha güvenli olabileceği söylenebilir. Ayrıca kırık hattına yakın olan vidalar arasında maksimum gerilmenin kuvvetin uygulandığı kemik fragmanının olduğu taraftaki vidalarda oluştuğu da görülmektedir.

4.4.2. P20 Model Kombinasyonlarının Maksimum Gerilme Bölgesi Grafiğinin Değerlendirilmesi

Kombinasyonlar arasında 1. vida en çok gerilmeye maruz kalmış olup kritik olarak değerlendirilebilir. 6. Vida da göz ardı edilmemesi gerekirken 2., 3. ve 7. vidalar ise sadece birer kombinasyonda maksimum gerilme bölgesi olarak görülmektedir. Bunun yanı sıra plağın simetri eksenine yakın olan ve kırık hattına en yakın olan vidalarda hiçbir kombinasyonda maksimum gerilme görülmemiştir. Bu sonuçla kırık hattına uzak olan vidaların kritik olduğu ve vidalama işleminin mümkün olduğunca kırık hattına yakın yapılmasının mekanik açıdan daha güvenli olabileceği söylenebilir. Ayrıca kırık hattına uzak olan vidalar arasında maksimum gerilmenin genel olarak kuvvetin uygulandığı kemik fragmanının olduğu taraftaki vidalarda olduğu da görülmektedir.

4.5. Kemik Fragmanlarının Analiz Sonuçları

Her iki plak modeli için olası bütün kombinasyonlarda kemik fragmanlarında (femur başı ve diz eklemi) meydana gelen maksimum gerilim ve maksimum gerinim değerleri ile bu değerlerin olduğu bölgeler ANSYS programında probe yardımı ile belirlenmiş olup Tablo 4.3, Tablo 4.4, Tablo 4.5 ve Tablo 4.6’da ayrıntılı bir şekilde verilmiştir. Bu tablolarda verilen maksimum gerilme değerleri; kemiğin, basma dayanımına ve maksimum gerinim değerlerine göre kıyaslanarak yorumlanmıştır.

4.5.1. P15 Model Kombinasyonlarının Kemik Fragmanlarında Meydana Gelen Maksimum Gerilmelerin Değerlendirilmesi

Tablo 4.3’de detaylı bir şekilde verilmiş olan analiz sonuçları değerlendirildiğinde kemik fragmanlarında meydana gelen maksimum gerilme değerleri birbirine oldukça yakın olmakla birlikte oluşan maksimum gerilme değerleri; femur başı fragmanı için Komb10’da 30,852 MPa iken diz eklemi fragmanı için ise Komb8’de 35,232 MPa olarak bulunmuştur. Elde edilen maksimum gerilme değerleri her kombinasyon için vidalama kombinasyonuna bağlı olarak farklı bölgelerde oluşmaktadır. P15 model kombinasyonları için oluşan maksimum gerilme değerleri her iki kemik fragmanı için de vida deliklerinde oluşmaktadır. Meydana gelen maksimum gerilme değerleri kemiğin basma dayanımından (170 MPa) oldukça küçük olduğundan P15 modelinin olası bütün kombinasyonları için kemik fragmanları gerilme bakımından emniyetli olarak değerlendirilebilir.

4.5.2. P15 Model Kombinasyonlarının Kemik Fragmanlarında Meydana Gelen Maksimum Gerinimlerin Değerlendirilmesi

Tablo 4.4’de detaylı bir şekilde verilmiş olan analiz sonuçları değerlendirildiğinde kemik fragmalarında meydana gelen maksimum gerinim değerleri birbirine oldukça yakın olmakla birlikte oluşan maksimum gerinim değerleri; femur başı fragmanı için Komb5’de $2,8563 \times 10^{-3}$ iken diz eklemi fragmanı için ise Komb8’de $2,0831 \times 10^{-3}$ olarak bulunmuştur. Elde edilen maksimum gerinim değerleri her kombinasyon için vidalama kombinasyonuna bağlı olarak farklı bölgelerde oluşmaktadır. P15 model kombinasyonları için oluşan maksimum gerinim değerleri her iki kemik fragmanı için de vida deliklerinde oluşmaktadır. Meydana gelen maksimum gerinim değerleri kemiğin gerinim dayanımından (0,005 – 0,01) oldukça küçük olduğundan P15 modelinin olası bütün kombinasyonları için kemik fragmanları gerinim bakımından emniyetli olarak değerlendirilebilir.

4.5.3. P20 Model Kombinasyonlarının Kemik Fragmanlarında Meydana Gelen Maksimum Gerilmelerin Değerlendirilmesi

Tablo 4.5’de detaylı bir şekilde verilmiş olan analiz sonuçları değerlendirildiğinde kemik fragmanlarında meydana gelen maksimum gerilme değerleri birbirine oldukça yakın olmakla birlikte oluşan maksimum gerilme değerleri; femur başı fragmanı için Komb5’de 40,94 MPa iken diz eklemi fragmanı için de yine Komb5’de 41,554 MPa olarak bulunmuştur. Elde edilen maksimum gerilme değerleri her kombinasyon için vidalama kombinasyonuna bağlı olarak farklı bölgelerde oluşmaktadır. P20 model kombinasyonları için oluşan maksimum gerilme değerleri kemiğin femur başı fragmanı için vida deliklerinde oluşurken diz eklemi fragmanında vida delikleri ile birlikte Komb2, Komb5, Komb6 ve Komb9’da kırık hattında oluşmaktadır. Meydana gelen maksimum gerilme değerleri kemiğin basma dayanımından (170 MPa) oldukça küçük olduğundan P20 modelinin olası bütün kombinasyonları için kemik fragmanları gerilme bakımından emniyetli olarak değerlendirilebilir.

4.5.4. P20 Model Kombinasyonlarının Kemik Fragmanlarında Meydana Gelen Maksimum Gerinimlerin Değerlendirilmesi

Tablo 4.6’da detaylı bir şekilde verilmiş olan analiz sonuçları değerlendirildiğinde kemik fragmalarında meydana gelen maksimum gerinim

değerleri birbirine oldukça yakın olmakla birlikte oluşan maksimum gerinim değerleri; femur başı fragmanı için Komb5’de $2,4327 \times 10^{-3}$ iken diz eklemi fragmanı için ise yine Komb5’de $2,4475 \times 10^{-3}$ olarak bulunmuştur. Elde edilen maksimum gerinim değerleri her kombinasyon için vidalama kombinasyonuna bağlı olarak farklı bölgelerde oluşmaktadır. P20 model kombinasyonları için oluşan maksimum gerinim değerleri kemiğin femur başı fragmanı için vida deliklerinde oluşurken diz eklemi fragmanında vida delikleri ile birlikte Komb2, Komb5 ve Komb9’da kırık hattında oluşmaktadır. Meydana gelen maksimum gerinim değerleri kemiğin gerinim değerinden (0,005 – 0,01) oldukça küçük olduğundan P20 modelinin olası bütün kombinasyonları için kemik fragmanları gerinim bakımından emniyetli olarak değerlendirilebilir.

4.6. Kırık Hattının Analiz Sonuçları

Her iki plak modeli için olası bütün kombinasyonlarda kemik kırık hattında meydana gelen maksimum gerilim ve maksimum gerinim değerleri ANSYS programında probe yardımı ile belirlenmiş olup Tablo 4.7, Tablo 4.8’de ayrıntılı bir şekilde verilmiştir. Bu tablolarda verilen maksimum gerilme değerleri; kemiğin, basma dayanımına ve maksimum gerinim değerlerine göre kıyaslanarak yorumlanmıştır.

4.6.1. P15 Model Kombinasyonlarının Kemik Fragmanlarında Meydana Gelen Maksimum Gerilim ve Gerinimlerin Değerlendirilmesi

Tablo 4.7’de detaylı bir şekilde verilmiş olan analiz sonuçları değerlendirildiğinde kırık hattında meydana gelen maksimum gerilme değerleri birbirine oldukça yakın olmakla birlikte oluşan maksimum gerilme değerleri; femur başı fragmanı için Komb5’de 22,769 MPa iken diz eklemi fragmanı için ise Komb11’de 28,014 MPa olarak bulunmuştur. Elde edilen maksimum gerilme değerleri kırık hattı yanal yüzeyinin dış cidarında oluşmaktadır. Meydana gelen maksimum gerilme değerleri kemiğin basma dayanımından (170 MPa) oldukça küçük olduğundan P15 modelinin olası bütün kombinasyonları için kırık hattı gerilme bakımından emniyetli olarak değerlendirilebilir.

Gerinim bakımından incelendiğinde kırık hattında oluşan maksimum gerinim değerleri de birbirine oldukça yakın olmakla birlikte oluşan maksimum gerinim

değerleri; femur başı fragmanı için Komb5'de $1,3585 \times 10^{-3}$ iken diz eklemi fragmanı için ise Komb11'de $1,8267 \times 10^{-3}$ olarak bulunmuştur. Elde edilen maksimum gerinim değerleri kırık hattı yanal yüzeyinin dış cidarında oluşmaktadır. Meydana gelen maksimum gerinim değerleri kemiğin gerinim değerinden (0,005 – 0,01) oldukça küçük olduğundan P15 modelinin olası bütün kombinasyonları için kırık hattı gerinim bakımından emniyetli olarak değerlendirilebilir.

4.6.2. P20 Model Kombinasyonlarının Kemik Fragmanlarında Meydana Gelen Maksimum Gerilim ve Gerinimlerin Değerlendirilmesi

Tablo 4.8'de detaylı bir şekilde verilmiş olan analiz sonuçları değerlendirildiğinde kırık hattında meydana gelen maksimum gerilme değerleri birbirine oldukça yakın olmakla birlikte oluşan maksimum gerilme değerleri; femur başı fragmanı için Komb5'de 29,338 MPa iken diz eklemi fragmanı içinde yine Komb5'de 41,554 MPa olarak bulunmuştur. Elde edilen maksimum gerilme değerleri kırık hattı yanal yüzeyinin dış cidarında oluşmaktadır. Meydana gelen maksimum gerilme değerleri kemiğin basma dayanımından (170 MPa) oldukça küçük olduğundan P20 modelinin olası bütün kombinasyonları için kırık hattı gerilme bakımından emniyetli olarak değerlendirilebilir.

Gerinim bakımından incelendiğinde kırık hattında oluşan maksimum gerinim değerleri de birbirine oldukça yakın olmakla birlikte oluşan maksimum gerinim değerleri; femur başı fragmanı için Komb5'de $1,738 \times 10^{-3}$ iken diz eklemi fragmanı için ise yine Komb5'de $2,4475 \times 10^{-3}$ olarak bulunmuştur. Elde edilen maksimum gerinim değerleri kırık hattı yanal yüzeyinin dış cidarında oluşmaktadır. Meydana gelen maksimum gerinim değerleri kemiğin gerinim değerinden (0,005 – 0,01) oldukça küçük olduğundan P20 modelinin olası bütün kombinasyonları için kırık hattı gerinim bakımından emniyetli olarak değerlendirilebilir.

5. TARTIŞMA VE ÖNERİLER

Kemik kırıklarının cerrahisinde plak kullanımı oldukça yaygın ve iyi sonuç veren bir yöntemdir. Vücudumuzda bulunan birçok kemiğin kırık tedavisinde kullanılmakla birlikte çalışmamızda femur gövde kırığı ele alınmıştır.

Çalışmamızda çeşitli sebeplerle kemiklerde oluşan kırık hasarının giderilmesinde ve tedavisinde kullanılan implant plakların bağlantı şekillerinin değerlendirilmesi ve vida kombinasyonları arasındaki deformasyon ve gerilme etkilerinin bulunması hedeflenmiştir. Çalışmamızın kırık cerrahisinde plak kullanımı için optimal vidalama kombinasyonun belirlenmesi bakımından ortopedik cerrahlar tarafından dikkate alınabilecek nitelikte olduğu düşünülmektedir.

Her iki plağın (P15 ve P20) eş kombinasyonlarında oluşan maksimum gerilmeler değerlendirildiğinde delikler arası mesafenin arttıkça meydana gelebilecek maksimum gerilme değerinin plak uzunluğuna bağlı olarak azaldığı elde edilen verilerle söylenebilir. Plakların bütün kombinasyonları değerlendirildiğinde ise en yüksek gerilme değerleri Komb1 de oluşurken en düşük gerilme değerleri ise Komb5 de oluşmuştur. Bunun sonucunda vida sayısının bu gerilme değerini olumsuz olarak etkilediği vida sayısı arttıkça oluşan maksimum gerilme değerinin de arttığı sonucuna varılmıştır. Bunun sebebi, vida sayısı azaldıkça yükün kemik tarafından karşılanma oranının da artmasıdır.

Femur başında meydana gelen deformasyon miktarları da yine aynı şekilde plaklar arası eş kombinasyonlar değerlendirilmiş olup delikler arası mesafe arttıkça meydana gelebilecek deformasyon miktarının plak uzunluğuna bağlı olarak arttığı görülmektedir. Plakların bütün kombinasyonları değerlendirildiğinde ise en fazla deformasyon Komb5 de oluşurken en az deformasyon ise Komb1 de oluşmuştur. Bu değerlendirmeden yola çıkarak vida sayısının bu deformasyon miktarını olumlu olarak etkilediği vida sayısı arttıkça oluşan deformasyon miktarının da azaldığı sonucuna varılmıştır.

Kombinasyonlarda oluşan gerilme değerlerinin tamamı öngörüldüğü gibi vidalarda oluşmakta olup hiçbir kombinasyonda plastik bölgeye geçecek gerilme

değeri görülmemiştir. Vidalar P15 model kombinasyonlarında en fazla 4 numaralı vida, P20 model kombinasyonlarında ise en fazla 1 numaralı vida maksimum gerilme değerine maruz kalmıştır. Buradan yola çıkarak P15 model kombinasyonlarında kırık hattına yakın vidalar kritik iken P20 model kombinasyonlarında ise kırık hattından uzak olan vidalar kritik bölgeler olarak tayin edilebilmektedir. Bunun sonucunda delikler arası mesafe arttıkça plak uzunluğuna bağlı olarak meydana gelebilecek maksimum gerilme bölgesinin kırık hattından uzaklaştığı tespit edilmiş olup vidalama kombinasyonunun bu bölgelere kayda değer bir etkisinin olmadığı görülmüştür.

Kemik fragmanlarında meydana gelen maksimum gerilim ve maksimum gerinim değerleri birbirine oldukça yakın olup genellikle kırık hattına yakın vida deliklerinde veya kırık hattında oluşmaktadır. Kırık hattında meydana gelen maksimum gerilim ve maksimum gerinim değerleri de birbirine oldukça yakın olup olası bütün kombinasyonlarda kırık hattının yanal yüzeyinin dış cidarında oluşmaktadır. Kırık hattında meydana gelen gerilme yığılımları her ne kadar olumsuz bir durum teşkil etse de oluşan maksimum değerlerin kemiğin dayanım değerlerinden oldukça küçük olduğu görülmektedir. Bu sebeple her iki kemik fragmanında da meydana gelen maksimum gerilim ve gerinim değerleri tedavi sürecini olumsuz etkilememekle birlikte oluşan bu minimum düzeydeki gerilmelerin kırık hattında iyileşmeye olumlu bir etki yaratabileceği ve kemik oluşum hızını arttırabileceği düşünülmektedir. Elde edilen analiz sonuçları ile kemik fragmanlarında ve kırık hattında oluşan maksimum gerilim ve maksimum gerinim değerlerinin kemiğin basma dayanımından ve dayanabileceği maksimum gerinim değerinden oldukça küçük oldukları görülmüştür.

İdeal kombinasyon kararı için analiz verileri değerlendirilerek modellemiş olduğumuz transvers kırık için en uygun kombinasyonun tayini hedeflenmiştir. İdeal kombinasyonun belirlenmesinde gerilme, deformasyon, maksimum gerilme bölgesi ve bu bölgenin kırık hattına olan mesafesi ile kemik ve doku hasarı göz önünde bulundurulmuştur. Öncelikle her iki plak modeli kendi kombinasyonları arasında değerlendirildiğinde;

P15 model kombinasyonları için; gerilme bakımından Komb5 modeli ideal olarak görülürken deformasyon bakımından ise Komb1 modeli görülmekle birlikte

maksimum gerilme bölgesi ile kemik ve doku hasarı göz önüne alınırsa Komb5 modeli ideal kombinasyon olarak değerlendirilebilir. Mekanik ve biyolojik etmenler bir arada değerlendirildiğinde kabul edilebilir bir gerilme ve deformasyon değerine sahip olduğu gibi maksimum gerilme bölgesinin kırık hattına olan mesafesi ile vida sayısı bakımından kemik ve doku hasarı da değerlendirildiğinde Komb6 modelinin en uygun kombinasyon olduğu söylenebilir. Bu kombinasyonda meydana gelen maksimum gerilme değeri titanyum malzemesinin emniyetli gerilmelerine göre kabul edilebilir seviyede olup bu plak modeli kombinasyonları arasında ortalama bir deformasyon değerine sahip olmasıyla birlikte minimum seviyede vidalama yapılmış olup meydana gelen maksimum gerilme bölgesi de kırık hattından uzak bir bölgededir.

P20 model kombinasyonları için ise; gerilme bakımından Komb6 modeli ideal olarak görülürken deformasyon bakımından ise Komb1 modeli görülmekle birlikte maksimum gerilme bölgesi ile kemik ve doku hasarı göz önüne alınırsa Komb6 modeli ideal kombinasyon olarak değerlendirilebilir. Mekanik ve biyolojik etmenler bir arada değerlendirildiğinde kabul edilebilir bir gerilme ve deformasyon değerine sahip olduğu gibi maksimum gerilme bölgesinin kırık hattına olan mesafesi ile vida sayısı bakımından kemik ve doku hasarı da değerlendirildiğinde Komb6 modelinin en uygun kombinasyon olduğu söylenebilir. Bu kombinasyonda meydana gelen maksimum gerilme değeri bu plak modelindeki kombinasyonlar arasındaki en küçük gerilme değerinde olup bu plak modeli kombinasyonları arasında ortalama bir deformasyon değerine sahip olmasıyla birlikte minimum seviyede vidalama yapılmış olup meydana gelen maksimum gerilme bölgesi de kırık hattından en uzak bölgededir. Her iki plak modelinde de mekanik ve biyolojik etkiler değerlendirilerek Komb6 modelinin ideal kombinasyon modeli olabileceği sonucuna varılmıştır.

Plaklar arası değerlendirme yapılacak olursa oluşturmuş olduğumuz kırık modelinde hem mekanik açıdan yeterliliği hem de biyolojik bakımdan daha az yüzey alanına sahip olmasına bağlı olarak minimum doku hasarı ile P15 modelinin kullanımının yeterli olacağı elde edilen analiz verilerinde görülmektedir.

Bu çalışmada önerilen ideal vidalama kombinasyonu, bilgisayar simülasyonu sonuçlarına dayanmaktadır. Ancak ameliyatı yapacak olan cerrah, hastanın kemik

kalitesi ve kırık hattına ne kadar yük binmesi gerektiği gibi birçok parametreyi göz önünde bulundurarak ideal kombinasyona kendisi karar vermelidir.

Literatürde, genel olarak sonlu elemanlar yöntemi kullanılarak femur üzerine eksenel olarak etki eden kuvvet altında yapılmış birçok çalışma olmasına rağmen bu çalışmalarda kullanılan parametrelerle çalışmamızın parametreleri arasında oldukça büyük farklar bulunmaktadır. Kumar ve ark. çalışmalarında plak için üç farklı malzeme arasındaki farkı vurgulayarak titanyum malzeme kullanımının en ideal olduğunu söylemektedir. Ayrıca kullanmış oldukları plak üzerindeki delik sayısı çalışmamızla aynı olmakla birlikte tek bir kombinasyon üzerinde çalışmışlardır ve plak teknik özelliklerini detaylandırmamışlardır. Kullanmış oldukları kuvvetin şiddeti de çalışmamızda kullanmış olduğumuz kuvvetin şiddeti ile eşit değildir [52]. Maharaj ve ark. çalışmalarında plak için beş farklı malzeme arasındaki farkı vurgulayarak titanyum malzeme kullanımının en ideal olduğunu söylemektedir. Çalışmalarını femur başına etki eden eksenel basınç etkisinde gerçekleştirerek vidalama hakkında herhangi bir bilgi vermemişlerdir ve plak, kemik üzerine vidasız olarak monte edilerek analiz sonuçlarını sadece plak malzemeleri bakımından değerlendirmişlerdir [53]. Wongchai çalışmasında plak teknik özelliklerini belirtmemekle birlikte DCP kullanmış olup çalışmamızla plak özelliği bakımından aynı özelliklere sahip değildir. Çalışmasında kombinasyonlar arasındaki deformasyon değerlendirmesi yapmış olmasına rağmen kombinasyonlarına ait vida sayısı çalışmamızdaki vida sayısı ile eşit olmamakla birlikte femur başına etki eden kuvvetin şiddeti de çalışmamızda kullanmış olduğumuz kuvvet şiddeti ile farklıdır. Wongchai'nin çalışması ile çalışmamızı kombinasyon modelleri bakımından karşılaştırdığımızda vidaların sayısı ve konumlarına göre deformasyon miktarındaki değişimler çalışmamızla örtüşmektedir [70].

Analiz işleminde kullanılan parametreler sonuca doğrudan etki etmektedir. Yapılan literatür taramasında çalışmamızla birebir aynı özellik ve parametrelere sahip bir çalışmaya rastlanamamış olup çalışmamızın özellikle vidalama kombinasyonları arasındaki farkın; plak ve vidalarda oluşan gerilme ve deformasyona etkisinin yanı sıra kemik fragmanları ve kırık hattında meydana gelen gerilim ve gerinimlere olan etkisinin de değerlendirilebilmesi bakımından literatüre katkı sağlayabileceği düşünülmektedir. Ayrıca literatür taraması sonucu implant plaklar ile ilgili birçok

Çalışma olmasına rağmen farklı plak modelleri için vida kombinasyonlarının ve vida delikleri arası mesafenin değişken olarak kabul edilip kıyaslandığı bir çalışmaya da rastlanmamıştır. Literatürde görölen bu eksiklikten yola çıkılarak çalışmamız, vida-plak tedavi yöntemleri çalışmalarında olası kombinasyonların iyileşme sürecine olan etkisinin belirlenebilmesi hususunda önem teşkil ederken ayrıca kemik üzerine etki eden kas kuvvetlerinin de dikkate alınarak oluşturulabilecek tam anatomik bir kemik modelin analizi çalışmalarına öncü olabileceğinden de önem arz etmektedir.



KAYNAKLAR

- [1] Edmund, Y.S., Aro, C., Aro, H.T. Biomechanics of fracture fixation. Mow V.C., Hayes W.C. (editors). Basic Orthopaedic Biomechanics. 2nd Edition, Philadelphia: Lippincott–Raven, 1997, 346-349.
- [2] Özkaya, N., Nordin, M. Fundamentals of Biomechanics. 2nd Edition, New York, Springer–Verlag, 1999, 125-152.
- [3] Frankel, V.H., Nordin, M. Biomechanics of bone. Nordin, M., Frankel, V.H., Leger, D., Lis, A. (editors). Basic Biomechanics of The Musculoskeletal System. 3rd Edition, New York, Lippincott Williams & Wilkins, 2001, 27-55.
- [4] Duda, G.N., Kirchner, H., Wilke, H.J., Claes, L.A. method to determine the 3-D Stiffness of fracture fixation devices and its application to predict inter-fragmentary movement. J. Biomech, 1997, 31: 247-252.
- [5] Ilizarov, G.A. The Transosseous Osteosynthesis: Theoretical and Clinical aspects of the Regeneration and Growth of Tissue. Berlin Heidelberg: Springer-Verlag, 1992, 3-46.
- [6] Chapman, M.W. Fractures of the tibial and fibular shafts. Evarts, C.M. (editor). Surgery of The Musculoskeletal System. New York, Churchill Livingstone Inc., 1983, 1-62.
- [7] Court-Brown, C.M. Fractures of the tibia and fibula. Bucholz, R.W., Heckman, J.D., Court-Brown, C.M. (editors). Fractures in adults. Vol 2, 6th Edition, Philadelphia, Lippincott Williams & Wilkins, 2006, 2080-2143.
- [8] Abel, E.W., Sun, J. Mechanical evaluation of a new minimum-contact plate for internal fracture fixation. J. Orthop Trauma, 1998, 12: 382-386.
- [9] Uthoff, H.K., Boisvert, D., Finnegan, M. Cortical porosis under plates. Reaction to unloading or to necrosis? J. Bone Joint Surg Am, 1994, 76: 1507-1512.
- [10] Kılıçoğlu, Ö., “Osteosentezin tarihi plaklar ve vidalar”, Dirim, 2013, 301, 22-27.
- [11] Colton, C.L., “The history of fracture treatment”, (eds: Browner, B.D., Levine, A.M., Jupiter, J.B. and Trafton, P.G.), Skeletal Trauma: Basic Science, Management and Reconstruction, Third Edition, Philadelphia, Saunders, 2003, 3-28.
- [12] Uthoff, H.K., Poitras, P., Backman, D.S. Internal plate fixation of fractures, short history and recent developments. J. Orthop Sci, 2006, 11: 118-126.
- [13] Wood, G.W. General principles of fracture. Canale, S.T. (editor). Campbell's Operative Otrhopeadics. 10th Edition, Philadelphia, Mosby, 2003, 2699-2725.

- [14] Krettek, C., Gösling, T. Principles of internal fixation. Bucholz, R.W., Heckman, J.D., Court-Brown, C.M. (editors). Fractures In Adults. Vol 2, 6th Edition, Philadelphia, Lippincott Williams & Wilkins, 2006, 210-251.
- [15] Miclau, T., Martin, R.E. The evolution of modern plate osteosynthesis. Injury, 1997, 28 (Suppl. 1): 3-6.
- [16] Perren, S.M. The concept of biological plating using the limited contact – dynamic compression plate (LC-DCP). Scientific background, design and application. Injury, 1991, 22 (Suppl. 1): 1-41.
- [17] Perren, S.M. Physical and biological aspects of fracture healing with special reference to internal fixation. Clin Orthop Relat Res, 1979, 175-196.
- [18] Schatzker, J. Principles of internal fixation. Schatzker, J., Tile, M. (editor). The Rationale of Operative Fracture Care. 3rd Edition, Berlin Heidelberg, Springer-Verlag, 2005, 3-31.
- [19] Rüedi, T.P., Murphy, W.M. Kırık tedavisinde AO kuralları. Ağuş, H. (Çeviri editörü), İstanbul, Nobel Tıp Kitapevleri, 2006, s.139-231,
- [20] Perren, S.M., Russenberger, M., Steinemann, S., Müller, M.E., Algöwer, M.A. dynamic compression plate. Acta Orthop Scand, 1969, 125 (Suppl.): 31-41.
- [21] Allgöwer, M., Ehram, R., Ganz, R., Matter, P., Perren, S.M. Clinical experience with a new compression plate "DCP". Acta Orthop Scand, 1969, 125 (Suppl.): 45-61.
- [22] Perren, S.M., Mane, K., Pohler, O., Predieri, M., Steinemann, S., Gautier, E. The limited contact dynamic compression plate (LC-DCP). Arch Orthop Trauma Surg, 1990, 109: 304-310.
- [23] Tepic, S., Remiger, A.R., Morikawa, K., Marco, P., Perren, S.M. Strength recovery in fractured sheep tibia treated with a plate or an internal fixator: an experimental study with a twoyear follow-up. J. Orthop Trauma, 1997, 11 (1): 14-23.
- [24] Miller, D.L., Goswami, T.A review of locking compression plate biomechanics and their advantages as internal fixators in fracture healing. Clin Biomech, 2007, 22: 1049-1062.
- [25] Perren, S.M. Backgrounds of the technology of internal fixators. Injury, 2003, 34 (Suppl.2): 1-3.
- [26] Gautier, E., Sommer, C. Guidelines for the clinical application of the LCP. Injury, 2003, 34 (Suppl. 2): 63-76.
- [27] Frigg, R. Development of the locking compression plate. Injury, 2003, 34 (Suppl. 2): 6-10.

- [28] Krishna, K.R, Sivashanker, S., Sridhar, I., Khong, K.S., Ghista, D.N., Biomechanics of helical plate. Proceeding of Third Conference on Biomechanics organised by the International Association of Science and Technology for Development (IASTED), Benidorm, Spain, September 7-9, 2005, 220-223.
- [29] Krishna, K.R, Sridhar, I., Ghista, D.N. Analysis of the helical plate for bone fracture fixation. *Injury*, 2008, 39: 1421-1436.
- [30] Perren, S.M. Evolution of the internal fixation of long bone fractures. The scientific basis of biological internal fixation: choosing a new balance between stability and biology. *J. Bone Joint Surg Br*, 2002, 84: 1093-1110.
- [31] Bucholz, R.W.H., James D., Court-Brown, Charles M. Rockwood & Green's Fractures in Adults, 6th Edition, 2006, 227-245.
- [32] Albright, J.A., Johnson, T.R., Saha, S. Principles of internal fixation. Orthopaedic mechanics: Procedures and devices. Ghista, D.N, Roaf, R (editors). Academic Press, London, UK, 1978, 123-229.
- [33] Cordey, J., Borgeaud, M., Perren, S.M. Force transfer between the plate and the bone: relative importance of the bending stiffness of the screws and the friction between plate and bone. *Injury*, 2000, 31: 21-28.
- [34] David, M.N., Perren, S.M. Force measurements in screw fixation. *J. Biomech*, 1976, 9: 669-675.
- [35] Deluca, P.A., Lindsey, R.W., Ruwe, P.A. Refracture of bones of the forearm after the removal of compression plates. *J. Bone Joint Surg*, 1988, 70: 1372-1376.
- [36] Panagiotopoulos, E., Fortis, A.P., Millis, Z., Lambiris, E., Kostopoulos, V., Vellios, L. Pattern of screw loosening in fractures fixed with conventional and functional plates. *Injury*, 1994, 25: 515-517.
- [37] Fernandez, A.A.D. The principle of helical implants: unusual ideas worth considering. *Injury*, 2002, 33:1-40.
- [38] Wagner, M. General principles for the clinical use of the LCP. *Injury*, 2003, 34 Suppl 2: B31-42.
- [39] Egol, K.A., Kubiak, E.N., Fulkerson, E., et al. Biomechanics of locked plates and screws. *J. Orthop Trauma*, 2004, 18: 488-493.
- [40] Goesling, T., Frenk, A., Appenzeller, A. et al. LISS PLT: design, mechanical and biomechanical characteristics. *Injury*, 2003, 34 Suppl 1: A11-15.
- [41] Canale, S. *Cammpell's Operative Otrhopeadics Türkçe Baskısı*, 2007, 2699-2725.
- [42] Skinner, H. *Current Ortopedi Güncel tanı ve Tedavi*, 2005.

- [43] Destan, H. Poly-L-Laktik Asit ve Shellac'ın (Dogal Reçine) Biyomekanik, Biyouyumluluk ve Biyoabzorbable Özelliklerinin Araştırılması (Mekanik ve Deneysel Çalışma), 2005. (Uzmanlık Tezi)
- [44] Wiss, D.A. Master Techniques in Orthopaedic Surgery: Fractures, 2nd Edition, 2006.
- [45] Ilizarov, G.A. Clinical application of the tension-stress effect for limb lengthening. Clin Orthop Relat Res, 1990, 8–26.
- [46] Çeğil, Ö., Kılınç, B., & Şen, Ş. AISI D2 Yüzeyinde Oluşturulan TiN Kaplamanın Aşınma Özellikleri. Afyon Kocatepe University Journal of Science & Engineering, 2014, 14.
- [47] Satapathy, P.K., Sahoo, B., & Panda, L.N. Static and Modal Analysis of Functionally Graded Bone Plate at Femur Bone Fracture Site, 2019.
- [48] Asl, H.G., Kovacı, H., Alsaran, A., Kaymaz, İ., Çelik, A., & Yıldırım, Ö.S. Tibia Kırıklarında Kullanılan Kilitli ve Kilitsiz Plak Fiksasyon Sistemlerinin Sonlu Elemanlar Yöntemiyle İncelenmesi. Suleyman Demirel University Journal of Natural & Applied Sciences, 2014, 18(3).
- [49] Shah, S., Kim, S.Y.R., Dubov, A., Schemitsch, E.H., Bougherara, H., & Zdero, R. The biomechanics of plate fixation of periprosthetic femoral fractures near the tip of a total hip implant: cables, screws, or both?. Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine, 2011, 225(9), 845-856.
- [50] Gök, K. & Gök, A. İnsan Femur Modeli Üzerinde Flambaj Etkisinin Sonlu Elemanlar Metodu Kullanılarak Biyomekanik Olarak İncelenmesi. Dokuz Eylül Üniversitesi Mühendislik Fakültesi Fen ve Mühendislik Dergisi, 2020, 22(64), 21-27.
- [51] Kilimci, S.F., & Kara, M.E. Kemiklerin mekanik özelliklerin değerlendirilmesinde kullanılan temel biyomekanik kavramlar. Animal Health, Production and Hygiene, 2013, 2, 235-239.
- [52] Das, S., & Sarangi, S.K. Finite element analysis of femur fracture fixation plates. International Journal of Basic and Applied Biology, 2014, 1(1), 1-5.
- [53] Maharaj, P.S., Maheswaran, R., & Vasanthanathan, A. Numerical analysis of fractured femur bone with prosthetic bone plates. Procedia Engineering, 2013, 64, 1242-1251.

- [54] Bhardwaj, A., Gupta, A., & Tse, K.M. Mechanical response of femur bone to bending load using finite element method. In 2014 Recent Advances in Engineering and Computational Sciences (RAECS), 2014, (pp. 1-4). IEEE.
- [55] Amornsamankul, S., Kaorapong, K., Wiwatanapataphee, B. Three Dimensional Simulation of Femur Bone and Implant in Femoral Canal using Finite Element Method, International Journal of Mathematics and Computers in Simulation, 2010, volume 4, pp 171-178.
- [56] Nareliya, R., & Kumar, V. Biomechanical analysis of human femur bone. Int J Eng Sci Technol, 2011, 3(4), 3090-3094.
- [57] Kim, S.H., Chang, S.H., & Son, D.S. Finite element analysis of the effect of bending stiffness and contact condition of composite bone plates with simple rectangular cross-section on the bio-mechanical behaviour of fractured long bones. Composites Part B: Engineering, 2011, 42(6), 1731-1738.
- [58] Papini, M., Zdero, R., Schemitsch, E.H., & Zalzal, P. The biomechanics of human femurs in axial and torsional loading: comparison of finite element analysis, human cadaveric femurs, and synthetic femurs. Journal of Biomechanical Engineering, 2007.
- [59] Coquim, J., Clemenzi, J., Salahi, M., Sherif, A., Tavakkoli Avval, P., Shah, S., & Zdero, R. Biomechanical analysis using FEA and experiments of metal plate and bone strut repair of a femur midshaft segmental defect. BioMed research international, 2018.
- [60] Brinkman, J.M., Hurschler, C., Agneskirchner, J., Lobenhoffer, P., Castelein, R. M., & van Heerwaarden, R.J. Biomechanical testing of distal femur osteotomy plate fixation techniques: the role of simulated physiological loading. Journal of experimental orthopaedics, 2014, 1(1), 1.
- [61] Kumar, K.N., Tandon, T., Silori, P., & Shaikh, A. Biomechanical stress analysis of a Human Femur bone using ANSYS. *Materials Today: Proceedings*, 2(4-5), 2015, 2115-2120.
- [62] Bertocci, G., Thompson, A., & Pierce, M.C. Femur fracture biomechanics and morphology associated with torsional and bending loading conditions in an in vitro immature porcine model. Journal of forensic and legal medicine, 2017, 52, 5-11.
- [63] Turner, C.H., Burr, D.B. Basic biomechanical measurements of bone: a tutorial. *Bone*, 1993, 14:595-608.

- [64] Bouxsein, M.L. Biomechanics of age-related fractures. In: Marcus, R., Feldman, D., Kelsey, J. eds. Osteoporosis. Second Edition. Volume 1. San Diego: Academic Pres, 2001, 509-31.
- [65] Turner, C.H. Biomechanics of bone: determinants of skeletal fragility and bone quality. *Osteoporos Int*, 2002, 13:97-104
- [66] Friedman, A.W. Important determinants of bone strength. Beyond bone mineral density. *J. Clin Rheumatol*, 2006, 12:70-7
- [67] Bouxsein, M.L. Determinants of skeletal fragility. *Best Pract Res Clin Rheumatol*, 2005, 19:897-911.
- [68] Carter, D.R., Caler, W.E., Spengler, D.M., & Frankel, V.H. Fatigue behavior of adult cortical bone: the influence of mean strain and strain range. *Acta Orthopaedica Scandinavica*, 1981, 52(5), 481-490.
- [69] Carter, D.R., & Spengler, D.M. Mechanical properties and composition of cortical bone. *Clinical Orthopaedics and Related Research (1976-2007)*, 1978, 135, 192-217.
- [70] Wongchai, B. The effect of the configuration of the screw fixation on the interfragmentary strain. *American Journal of Applied Sciences*, 2012, 9(6), 842.

ÖZGEÇMİŞ

Adı Soyadı : İbrahim ÜNAL
Doğum Yeri ve Yılı : Mersin, 1987
Medeni Hali : Bekar
Yabancı Dili : İngilizce
E-posta : 1817103004@std.idu.edu.tr

Eğitim Durumu

Lise : Sıdika Rodop Anadolu Lisesi, 2005
Ön Lisans : Dokuz Eylül Üniversitesi, Makine Bölümü, 2012
Lisans : Dokuz Eylül Üniversitesi, Makine Mühendisliği Bölümü, 2017

Mesleki Deneyim

Ünal Makine İnşaat Mobilya ve Dekorasyon 2017-(halen)