

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

HELİKAL PLAK VE DÜZ PLAKLARIN BİYOMEKANİK
KARŞILAŞTIRILMASI

UZMANLIK TEZİ
Dr. Murat GÜRGER

TEZ DANIŞMANI
Doç. Dr. Erhan YILMAZ

ELAZIĞ
2009

DEKANLIK ONAYI

Prof. Dr. İrfan ORHAN

.....

Dekan

Bu tez Uzmanlık Tezi standartlarına uygun bulunmuştur.

Doç. Dr. Lokman KARAKURT

.....

Ortopedi ve Travmatoloji Anabilim Dalı Başkanı

Tez tarafınızdan okunmuş, kapsam ve kalite yönünden Uzmanlık Tezi olarak kabul edilmiştir.

Doç. Dr. Erhan YILMAZ

.....

Danışman

Uzmanlık Sınavı Jüri Üyeleri

Prof. Dr. Yavuz Selim İLHAN

.....

Prof. Dr. Ayhan KAMANLI

.....

Doç. Dr. Erhan YILMAZ

.....

Doç. Dr. Lokman KARAKURT

.....

Yrd. Doç. Dr. Oktay BELHAN

.....

TEŞEKKÜR

Tez konumun belirlenmesi ve hazırlanmasında emeği geçen Doç. Dr. Erhan Yılmaz hocama, uzmanlık eğitimim boyunca desteklerini esirgemeyen değerli hocalarım Prof. Dr. Erhan Serin, Doç. Dr. Lokman Karakurt ve Yrd. Doç. Dr. Oktay Belhan hocama, tezimin hazırlanmasında katkılarından dolayı Prof. Dr. Bünyamin Aksakal hocama, tüm asistan arkadaşlarıma ve bölümde görevli tüm personele teŗekkr ederim.

Uzmanlık eğitimim boyunca maddi ve manevi desteğini esirgemeyen sevgili eŗime, çocuklarıma ve aileme teŗekkr bir borç bilirim.

ÖZET

İnternal fiksasyon için plaklar yüz yıldan uzun bir süredir kullanılmaktadır. Korozyon ve yetersiz dayanım gibi ilk problemler çözülmüşse de, yakın zamanda sunulmuş tasarımların bütün sorunları çözdüğü söylenemez.

Bu çalışmada spiral ve oblik kırık tespitinde yeni yöntemlerden biri olan helikal plaklar ile düz plakların biyomekanik olarak karşılaştırılmasını amaçlandık. Karşılaştırma grupları, iki farklı plak tarafından tespit edilen iki farklı kırık tipinden oluşmaktadır. Seksen dört adet koyun tibiası temin edilip hazırlanarak, dört gruba (n=21) ayrıldı. Birinci gruptaki tibialar, transvers kırık oluşturularak düz kompresyon plağı ile tespit edildi. İkinci gruptaki tibialar, 45° oblik kırık oluşturularak düz kompresyon plağı ile tespit edildi. Üçüncü gruptaki tibialar, transvers kırık oluşturularak helikal plak ile tespit edildi. Dördüncü gruptaki tibialar, 45° oblik kırık oluşturularak helikal plak ile tespit edildi. Her bir grup kendi arasında üç alt gruba (n=7) ayrılarak her bir alt gruba; aksiyel kompresyon, bending ve torsiyon testleri uygulandı.

Aksiyel kompresyon testinde her iki plak tespitinde de transvers kırık ile oblik kırık arasında istatistiksel olarak anlamlı fark tespit edildi. Üç nokta eğme testinde elde edilen değerler belirlenen gruplarla karşılaştırıldığında her iki kırık tipine uygulanan düz plak ve helikal plak tespitleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark tespit edildi. Torsiyon testleri sonucu elde edilen değerler belirlenen gruplar arasında karşılaştırıldığında her iki kırık tipine uygulanan düz plak ve helikal plak tespitleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark tespit edildi.

Çalışmamız sonucunda elde ettiğimiz veriler ışığında kullanılan helikal plak tespiti maksimum torsiyon sertliği sağlarken aksiyel kompresyon ve bending yüklenme durumunda esnek bir sistem sağlamıştır.

Anahtar kelimeler: Plaklı osteosentez, helikal plak, biyomekanik.

ABSTRACT

The Biomechanical Comparison of Helical Plate and Straight Plates

Plates have been used for internal fixation for more than a hundred years. Although first problems, such as corrosion and insufficient strength have been solved, it cannot be said that the designs which have been presented recently have solved all the problems.

In this study, we have aimed to compare the biomechanical characteristics of helical plates, which is one of the new methods in fixating spiral and oblique fractures, with straight plates. The comparison groups have consisted of two different fracture type that have been fixed by two different plates. Eighty four sheep tibias have been obtained and they have been divided into four groups (n=21). Tibias in first group were fixed by straight compression plate making transverse fracture. Tibias in second group were fixed by straight compression plate making 45° of oblique fracture. Tibias in thirth group were fixed by helical plate making transverse fracture. Tibias in fourth group were fixed by helical plate making 45° of oblique fracture. Each group has been divided into three subgroups (n=7) and axial compression, bending and torsion tests have been applied each subgroup.

In axial compression test, statistically significant differences between transverse fracture and oblique fracture have been detected in both plate fixation. When the values obtained from three point bending test have compared to designated groups, statistically significant differences between straight plate and helical plate fixations have been detected. When the values obtained as a result of torsion test have compared between determined groups, statistically significant differences have been detected between straight plate end helical plate, which have been applied each fracture type.

In the light of the data that we have obtained as a result of our work; helical plate fixation in use provided maximum torsion stiffnes and flexible system in case of axial compression and bending load.

Keywords: Plate osteosynthesis, helical plate, biomechanic.

İÇİNDEKİLER

	SAYFA
TEŞEKKÜR	iii
ÖZET	iv
ABSTRACT	v
İÇİNDEKİLER	vi
TABLO LİSTESİ	viii
ŞEKİL LİSTESİ	x
KISALTMALAR LİSTESİ	xiv
1. GİRİŞ	1
1.1. Plakların Tarihsel Gelişimi	1
1.2. Plakların Tasarım ve Biyomekanik Özellikleri	4
1.2.1. Yuvarlak delikli düz plaklar	4
1.2.2. Tübüler plaklar	4
1.2.3. Rekonstrüksiyon plakları	4
1.2.4. Önceden şekillendirilmiş (anatomik) plaklar	4
1.2.5. Açılı plaklar	5
1.2.6. Kompresyon vidasıyla kombine açılı plaklar	5
1.2.7. Dinamik Kompresyon Plağı	5
1.2.8. Sınırlı temaslı - Dinamik kompresyon plağı	6
1.2.9. Kilitli kompresyon plakları	7
1.2.10. Helikal Plaklar	8
1.3. Biyomekanik Terminoloji	10
1.4. Kemik Biyomekaniği	12
1.5. Kırık Biyomekaniği	16
2. GEREÇ VE YÖNTEM	19
2.1. Örneklerin Hazırlığı ve Gruplar	19
2.1.1. Gruplar	19
2.1.2. Kullanılan Plakların Tasarımı ve Materyal Özellikleri	19
2.1.3. Kullanılan Kemiklerin Özellikleri	20
2.1.4. Kırık Modeli ve Tespit Yöntemi	21

2.2. Yüklenme Testleri ve lm	23
2.2.1 Aksiyel Kompresyon Testleri	23
2.2.2.  Nokta Eğme (Bending) Testleri	24
2.2.3. Burulma (Torsiyon) Testleri	26
2.2.4. İstatistiksel Analiz Yöntemi	29
3. BULGULAR	30
3.1. Aksiyel Kompresyon Testleri	30
3.2.  Nokta Eğme (Bending) Testleri	37
3.3. Burulma (Torsiyon) Testleri	44
4. TARTIşMA	53
5. KAYNAKLAR	60
6. ZGEMİş	65

TABLO LİSTESİ

	SAYFA
Tablo 1. Gruplardaki örnek sayıları.	19
Tablo 2. Grup 1'deki (transvers kırık – düz plak) örneklerle uygulanan aksiyel kompresyon sonucunda elde edilen değerlerin minimum, maksimum, ortalama ve standart sapma değerleri.	30
Tablo 3. Grup 2'deki (oblik kırık – düz plak) örneklerle uygulanan aksiyel kompresyon sonucunda elde edilen değerlerin minimum, maksimum, ortalama ve standart sapma değerleri.	31
Tablo 4. Grup 3'deki (transvers kırık – helikal plak) örneklerle uygulanan aksiyel kompresyon sonucunda elde edilen değerlerin minimum, maksimum, ortalama ve standart sapma değerleri.	33
Tablo 5. Grup 4'deki (oblik kırık – helikal plak) örneklerle uygulanan aksiyel kompresyon sonucunda elde edilen değerlerin minimum, maksimum, ortalama ve standart sapma değerleri.	34
Tablo 6. Grup 1'deki (transvers kırık – düz plak) örneklerle uygulanan üç nokta eğme testi sonucunda elde edilen değerlerin minimum, maksimum, ortalama ve standart sapma değerleri.	37
Tablo 7. Grup 2'deki (oblik kırık – düz plak) örneklerle uygulanan üç nokta eğme testi sonucunda elde edilen değerlerin minimum, maksimum, ortalama ve standart sapma değerleri.	39
Tablo 8. Grup 3'deki (transvers kırık – helikal plak) örneklerle uygulanan üç nokta eğme testi sonucunda elde edilen değerlerin minimum, maksimum, ortalama ve standart sapma değerleri.	40
Tablo 9. Grup 4'deki (oblik kırık – helikal plak) örneklerle uygulanan üç nokta eğme testi sonucunda elde edilen değerlerin minimum, maksimum, ortalama ve standart sapma değerleri.	42
Tablo 10. Grup 1'deki (transvers kırık – düz plak) örneklerle uygulanan burulma testi sonucunda elde edilen değerlerin minimum, maksimum, ortalama ve standart sapma değerleri.	45
Tablo 11. Grup 2'deki (oblik kırık – düz plak) örneklerle uygulanan	46

burulma testi sonucunda elde edilen değerlerin minimum, maksimum, ortalama ve standart sapma değerleri.

Tablo 12. Grup 3'deki (transvers kırık – helikal plak) örneklerle uygulanan 48

burulma testi sonucunda elde edilen değerlerin minimum, maksimum, ortalama ve standart sapma değerleri.

Tablo 13. Grup 4'deki (oblik kırık – helikal plak) örneklerle uygulanan 49

burulma testi sonucunda elde edilen değerlerin minimum, maksimum, ortalama ve standart sapma değerleri.

ŞEKİL LİSTESİ

	SAYFA
Şekil 1. Korozyondan dolayı kullanımdan kaldırılan Lane'in plağı.	1
Şekil 2. İnce ve yuvarlak hatlara sahip Lambotte'nin plağı.	2
Şekil 3. Danis'in "coapteur" adlı plağı.	2
Şekil 4. DCP plak vida deliğinin görünümü ve vida sıkıldıkça kırık hattında kompresyon etkisi.	5
Şekil 5. LC-DCP plak A: Plağın önden görünümü. B: Plağın kemikle temas eden yüzünün görüntüsü C: Plak altındaki revaskülarizasyon kanallarının görüntüsü. D: Vida deliklerinin görüntüsü.	6
Şekil 6. Kilitli kompreyon plağının vida deliğinin görüntüsü. LCP plak yük aktarımının şematik görünümü. LCP plakların internal fiksator olarak işlev görmesinin şematik görünümü.	8
Şekil 7. Klasik düz plak ve helikal plak için vida oryantasyonları (a) klasik düz plak (b) helikal plak.	8
Şekil 8. Eksen, yarıçap ve adımın şematik görünümü.	9
Şekil 9. Humerus distalinde malign metastatik kemik tümörü. 180° helikal plağın klinik uygulaması. A) Ameliyat öncesi radyografi, B,C,D) ameliyat sonrası radyografiler.	9
Şekil 10. Büyük tüberküle uzanan proksimal humerus kırığının helikal plak ile tespiti. A) Ameliyat öncesi radyografi, B ve C) ameliyat sonrası radyografiler, D) klasik anterior açılım E) minimal invaziv açılım.	10
Şekil 11. Yük deformasyon eğrisi.	12
Şekil 12. A)Tensil yüklenme, B) Kompresif yüklenme	13
Şekil 13. Eğme kuvveti.	14
Şekil 14. Üç nokta ve dört nokta eğme.	14
Şekil 15. Makaslama kuvveti.	15
Şekil 16. Torsiyon yüklenmesi.	15
Şekil 17. Kuvvetlere göre kırık şekilleri.	17
Şekil 18. Deneylerde kullanılan düz plak ve helikal plak örnekleri.	20

Şekil 19. Deneylerde kullanılan kemiklerin AP (Antero-Posterior) ve yan görüntüsü.	21
Şekil 20. Osteotomi sonrası plakların kemiklere tespit edilmiş görüntüleri.	22
Şekil 21. Deneylerin yapıldığı test cihazı.	23
Şekil 22. Düz plak ve helikal plak tespiti uygulanan örneklerinin aksiyel kompresyon testi.	24
Şekil 23. Düz plak tespiti uygulanan bir örneğin üç nokta eğme testi.	25
Şekil 24. Helikal plak tespiti uygulanan bir örneğin üç nokta eğme testi.	25
Şekil 25. Ek Burulma mekanizması ve parçaları.	26
Şekil 26. Burulma testinde kullanılan formüller.	27
Şekil 27. Düz plak tespiti uygulanan bir örneğin torsiyon testi.	28
Şekil 28. Helikal plak tespiti uygulanan bir örneğin torsiyon testi.	28
Şekil 29. Grup 1'deki bir örneğin aksiyel kompresyon altındaki yük – şekil değiştirme eğrisi.	30
Şekil 30. Grup 1'deki bir örneğin aksiyel kompresyon altındaki gerilme – kısalma yüzdesi eğrisi.	31
Şekil 31. Grup 2'deki bir örneğin aksiyel kompresyon altındaki yük – şekil değiştirme eğrisi.	32
Şekil 32. Grup 2'deki bir örneğin aksiyel kompresyon altındaki gerilme – kısalma yüzdesi eğrisi.	32
Şekil 33. Grup 3'deki bir örneğin aksiyel kompresyon altındaki yük – şekil değiştirme eğrisi.	33
Şekil 34. Grup 3'deki bir örneğin aksiyel kompresyon altındaki gerilme – kısalma yüzdesi eğrisi.	34
Şekil 35. Grup 4'deki bir örneğin aksiyel kompresyon altındaki yük – şekil değiştirme eğrisi.	35
Şekil 36. Grup 4'deki bir örneğin aksiyel kompresyon altındaki gerilme – kısalma yüzdesi eğrisi.	35
Şekil 37. Aksiyel kompresyon testi sonucunda elde edilen ortalama değerlerin gruplara göre dağılımı.	36
Şekil 38. Aksiyel kompresyon testinde elde edilen maksimum	36

gerilme değerlerinin gruplara göre dağılımı.	
Şekil 39. Grup 1’deki bir örneğin üç nokta eğme testindeki yük – şekil değiştirme eğrisi.	38
Şekil 40. Grup 1’deki bir örneğin üç nokta eğme testindeki gerilme – yüzde uzama eğrisi.	38
Şekil 41. Grup 2’deki bir örneğin üç nokta eğme testindeki yük – şekil değiştirme eğrisi.	39
Şekil 42. Grup 2’deki bir örneğin üç nokta eğme testindeki gerilme – yüzde uzama eğrisi.	40
Şekil 43. Grup 3’deki bir örneğin üç nokta eğme testindeki yük – şekil değiştirme eğrisi.	41
Şekil 44. Grup 3’deki bir örneğin üç nokta eğme testindeki gerilme – yüzde uzama eğrisi.	41
Şekil 45. Grup 4’deki bir örneğin üç nokta eğme testindeki yük – şekil değiştirme eğrisi.	42
Şekil 46. Grup 4’deki bir örneğin üç nokta eğme testindeki gerilme – yüzde uzama eğrisi.	43
Şekil 47. Üç nokta eğme testi sonucunda elde edilen ortalama değerlerin gruplara göre dağılımı.	43
Şekil 48. Üç nokta eğme testi sonucunda elde edilen eğilme momenti değerlerinin gruplara göre dağılımı.	44
Şekil 49. Grup 1’deki bir örneğin burulma testindeki burulma momenti – burulma açısı eğrisi.	45
Şekil 50. Grup 1’deki bir örneğin burulma testindeki kayma gerilmesi – kayma birim şekil değişimi eğrisi.	46
Şekil 51. Grup 2’deki bir örneğin burulma testindeki burulma momenti – burulma açısı eğrisi.	47
Şekil 52. Grup 2’deki bir örneğin burulma testindeki kayma gerilmesi – kayma birim şekil değişimi eğrisi.	47
Şekil 53. Grup 3’deki bir örneğin burulma testindeki burulma momenti – burulma açısı eğrisi.	48

Şekil 54. Grup 3’deki bir örneğin burulma testindeki kayma gerilmesi – kayma birim şekil değişimi eğrisi.	49
Şekil 55. Grup 4’deki bir örneğin burulma testindeki burulma momenti – burulma açısı eğrisi.	50
Şekil 56. Grup 4’deki bir örneğin burulma testindeki kayma gerilmesi – kayma birim şekil değişimi eğrisi.	50
Şekil 57. Burulma testi sonucunda elde edilen ortalama değerlerin gruplara göre dağılımı.	51
Şekil 58. Burulma testi sonucunda elde edilen kayma gerilmesi değerlerinin gruplara göre dağılımı.	51

KISALTMALAR LİSTESİ

AO	: Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen
ASTM	: American Society for Testing and Materials
DCP	: Dynamic Compression Plate
GPa	: Gigapascal
LC-DCP	: Limited Contact Dynamic Compression Plate
LISS	: Less Invasive Stabilization System
LCP	: Locking Compression Plate
MCP	: Minimum Contact Plate
MİPO	: Minimal İnvaziv Plak Ostosentezi
MPa	: Megapascal
PC-Fix	: Point Contact Fixator

1. GİRİŞ

Kırık ve kırık komplikasyonları insanlığın var oluşundan bu yana önemli bir sağlık sorunu olmuştur. Ortopedik cerrahideki son ilerlemeler bu konuda birçok tekniğin gelişmesine imkân sağlamıştır (1).

İnternal fiksasyon için plaklar 100 yıldan uzun bir süredir kullanılmaktadır. Korozyon ve yetersiz dayanım gibi ilk problemler çözülmüşse de, yakın zamanda sunulmuş tasarımların bütün sorunları çözdüğü söylenemez. Bir yandan kırık iyileşmesini hızlandırırken, diğer yandan da kemik fizyolojisi üzerinde herhangi bir kötü etki yaratmayan bir plak geliştirmek için daha ileri araştırmalara gereksinim duyulmaktadır (1).

1.1. Plakların Tarihsel Gelişimi

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. 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 (1).

Eggers 1948 yılında, vida başlarının kaymasına olanak tanıyan iki uzun yuvası bulunan bir plak tasarlamıştır (1, 2). Kompresyon için ekstremite kaslarının normal tonus ve kasılmalarına ihtiyaç duyan Eggers plağı pratikte bunu sağlamakta başarısız olmuştur (2).

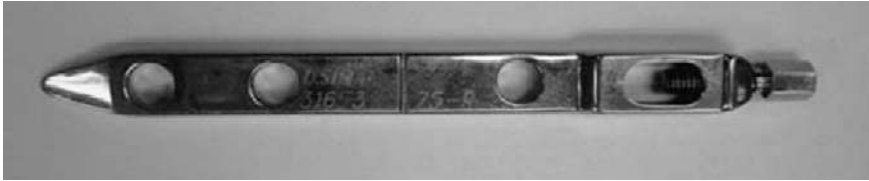


Şekil 1. Korozyondan dolayı kullanımdan kaldırılan Lane'in plağı (1895) (1).



Şekil 2. İnce ve yuvarlak hatlara sahip Lambotte'nin plağı (1909) (1).

Danis 1949 yılında, kırık fragmanları arasında kompresyon sağlayan, fragmanlar arası hareketi engelleyen ve fiksasyon stabilitesini arttıran, kendisinin “*coapteur*” olarak adlandırdığı bir plak tasarlamıştır. Danis bu plak sayesinde günümüzde yaygın olarak kullanılan ve “primer kemik iyileşmesi” olarak anılan, kalussuz kemik iyileşmesini elde etmiştir (1 – 4).



Şekil 3. Danis'in “coapteur” adlı plağı (1).

Bagby ve James 1957 yılında, “Modifiye Colison” plağı olarak bilinen kendinden kompresyonlu bir plak tasarlamıştır (4). Başının alt yüzeyi koni şeklinde olan bir vida eksantrik olarak yerleştirilmiş ve sıkıştırıldığında, plak deliğine oturmuş ve plağı uzun eksen boyunca dik olarak deplase etmiştir. Eski bir marangozluk prensibine dayanan bu plak sadece sınırlı kompresyon yaratmıştır (4, 5).

Danis'in çalışmasından yola çıkan AO (Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen) anatomik redüksiyon, stabil internal fiksasyon, dolaşımın korunması ve erken mobilizasyon temelinde şekillenen kendi prensiplerini bildirmiştir. Internal fiksasyon, dıştan destek olmaksızın eklemlerin hemen hareketlendirilmesine imkân vermek için, fragmanların tam olarak redükte edilmesini ve katı bir şekilde korunmasını hedef alır (6). Kendinden kompresyonlu ilk AO plağı 1963 yılında rapor edilmiştir (4). Aynı dönemde Müller ve ark. yuvarlak delikli plak için eksternal bir kompresyon cihazı tasarlamıştır (2 – 4, 7, 8).

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, aksiyel kompresyon sağlamıştır. DCP, tam anatomik redüksiyon ve kesin stabilizasyon elde etmek için redükte kırıklara uygulanmıştır (4, 9, 10).

Brunner ve Weber 1980'lerin başlarında, dalgalı plağı sunmuş, Heitemeyer ve Hierholzer ise köprü plağı (bridge plate) geliştirmiştir (4).

DCP periosteal dolaşım üzerinde daha sonra önemli komplikasyonlarla sonuçlanabilecek zararlı bir etki potansiyeline sahiptir (3, 4). 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 (4, 11). 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 (4, 12).

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 (13). 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 Ostosentezi) olarak bilinen tekniği desteklemiştir (13).

PC-Fix ve LISS ile edinilen deneyimler sonucunda LCP (Locking Compression Plate) geliştirilmiştir (13). LCP geleneksel delikleri kullanarak bir kompresyon plağı ve dişli delikleri kullanarak bir kilitli plak gibi davranan hibrit bir plak olarak ortaya çıkmıştır (8, 13 – 17).

Helikal plak osteosentezi internal kırık tespitinde son gelişmelerden biridir (18). Özellikle spiral kırıkların düz plak ile tespitinden kaynaklanan komplikasyonların bazıları, helikal plak tespiti ile önlenebilir (19).

1.2. Plakların Tasarım ve Biyomekanik Özellikleri

1.2.1. Yuvarlak delikli düz plaklar

Konvansiyonel plaklar olarak da adlandırılan bu plakların vida başlarının oturacağı yuvarlak vida delikleri vardır. Kemiğe iki korteks vidalarla sabitlenirler ve stabiliteleri, bu vidaların kemiği plağa doğru çekmesine bağlıdır. Vidalar tarafından kemiğe bastırılan plak ile kemik arasındaki temastan kaynaklanan sürtünme kuvveti ile stabilizasyon sağlanır (3, 7). Kemiğe gelen aksiyel 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 dolaşımda bozulma ve plağın stres önleyici etkisi sonucunda kortikal poroz görülür (3, 7, 20). Bu plaklar, kırık fragmanları arasında bir kompresyon aleti kullanılmamışsa kompresyon etkisi gösteremez. Ayrıca bu plaklara yerleştirilen vidalar kırık konfigürasyonuna göre açılı olarak gönderilemez (3).

1.2.2. 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 (3).

1.2.3. Rekonstrüksiyon plakları

Rekonstrüksiyon plakları delikleri arasına yerleştirilen çentikler sayesinde kolay şekillendirilir. Bu plaklar kompresyona imkân veren oval deliklere sahiptir. Rekonstrüksiyon plakları asetabulum gibi kompleks üç boyutlu biçimlendirme gerektiren anatomik bölgelerdeki kırıklar için çok faydalıdır. Bu plakların deformasyon dirençleri düşüktür (3, 7).

1.2.4. 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 imkân vermektedir (3, 7).

1.2.5. Açılı plaklar

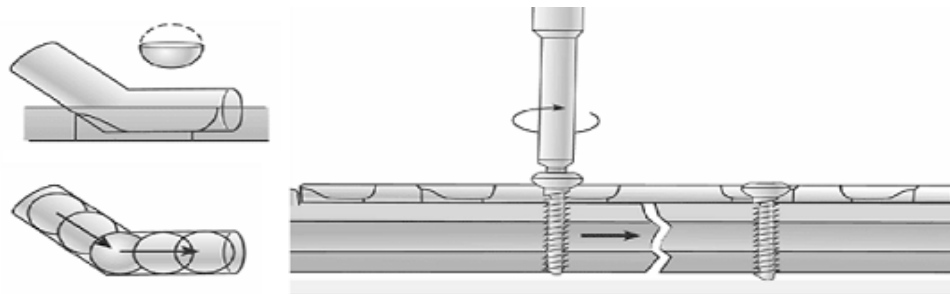
Mevcut olan standart açılı plaklar 130° ve 95° açılı plaklardır. Geleneksel olarak, 130° açılı plak genellikle proksimal femur kırıkları için, 95° açılı plak ise distal femur kırıkları için kullanılırdı. Bu plaklar karışık mekaniğe sahiptir. Kırığa kompresyon kuvvetleri uygulandığında açısal stabilite plağın güçlü bıçağı ile sağlanmaktadır (3). Açılı plakların uygulaması detaylı planlama gerektirmektedir. Yanlış dizilim ortaya çıkmaması için açılı plaklar her üç planda da doğru yerleştirilmelidir (3).

1.2.6. 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 sagittal düzlemde değiştirilebilir, yerleştirme sırasında üç yerine yalnızca iki düzlemin kontrol edilmesi gerekir (3).

1.2.7. Dinamik Kompresyon Plağı

Dinamik kompresyon plağı (DCP) 1969'da ortaya konulmuştur (3, 9, 10, 19). Bu plağın başarısında primer anahtar, vida deliğinin tasarımıydı. Plağın delikleri eğik transvers silindir şeklindedir (Şekil 4). Eğer vidanın başı deliğin transvers kısmına kilitlenirse azami aksiyel kompresyon elde edilebilir. Bu kısım yuvarlak delik gibi hareket eder, ek olarak vidalar aksiyel düzlemde 25° ve transvers düzlemde 7° açılabilir. Merkez dışı olarak yerleştirilmiş vida kompresyon ile bir plağı maksimum 1 mm yer değiştirebilir (3).



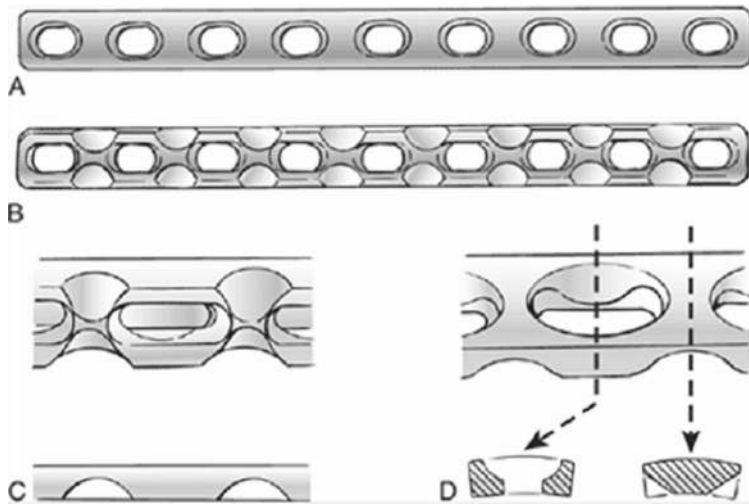
Şekil 4. DCP plak vida deliğinin görünümü ve vida sıkıldıkça kırık hattında kompresyon etkisi (3)

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 drill 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 (3).

Plak ve kemik arasında sürtünme yoluyla fiksasyon sağlayan DCP'nin fiksasyonu sağlaması için, doğrudan kemiğe teması gerekmekte ve plak kemikteki dolaşımda soruna yol açabilmektedir (8, 9, 14). DCP'nin çıkarılmasının ardından mikroskobik olarak tespit edilebilir bir kırık boşluğunun devam etmesi, geç kaynama ve plağın altındaki kortikal kemik kaybı gibi dezavantajları vardır (1).

1.2.8. 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 (3, 5). Bu plak kemik temasını %50 oranında azaltan bir alt yüzeye sahiptir (Şekil 5). Yeni tasarlanmış kesit, daha eşit dağıtılmış bir sertlik oluşturur ve vida delikleri implant yetmezliği için stres artırıcı olarak davranmaz (3).

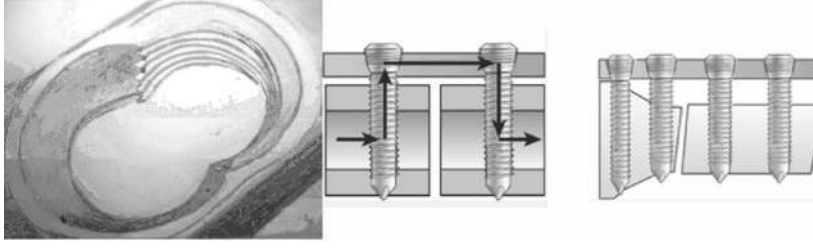


Şekil 5. LC-DCP plak A: Plağın önden görünümü. B: Plağın kemikle temas eden yüzünün görüntüsü C: Plak altındaki revaskülarizasyon kanallarının görüntüsü. D: Vida deliklerinin görüntüsü (3).

1.2.9. Kilitli kompresyon plakları

Kemik ile plak arasında teması 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 (3, 7, 8, 14). 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.

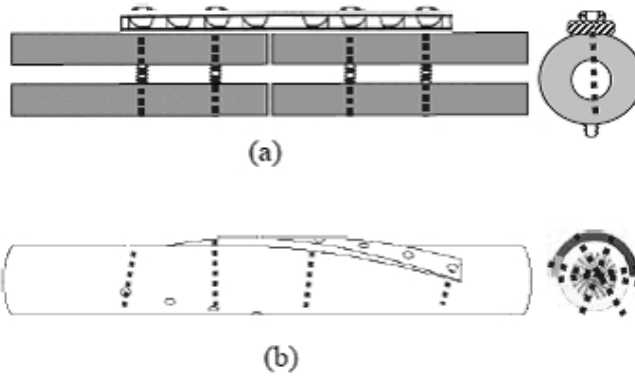
Yakın zamanda açısal stabil fiksasyonun büyük avantajları sebebiyle plak fiksasyonu için kombi vida deliği geliştirilmiştir (Şekil 6). Kombi delik, DCP ve LC-DCP için geliştirilen vida deliğinin yerini almıştır. Kombi vida deliği 8'e benzer. Plağın ortasından sonuna kadar olan bölümü, vidaların kemiğe hem dış merkezli aksiyel 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 açısal 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 (3, 7, 8, 14).



Şekil 6. Kilitli kompreyon plağının vida deliğinin görüntüsü. LCP plak yük aktarımının şematik görünümü. LCP plakların internal fiksator olarak işlev görmesinin şematik görünümü (3, 21).

1.2.10. Helikal Plaklar

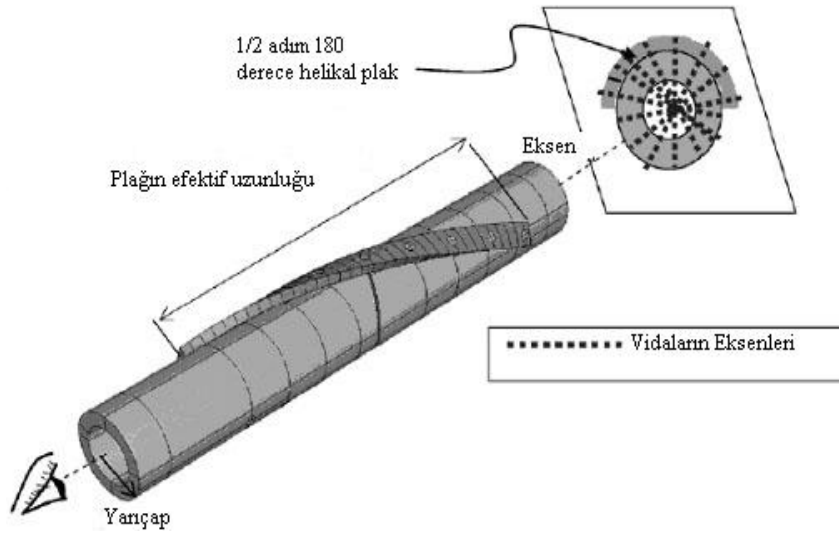
Torsiyonel yüklenme ile oluşan spiral kırıklarda kırık uçlarını bir araya getirerek, gelişmiş tutunma kapasitesiyle stabil tespit sağlamak için helikal plak tasarlanmıştır (19).



Şekil 7. Klasik düz plak ve helikal plak için vida oryantasyonları (a) klasik düz plak (b) helikal plak (18).

Genellikle vidalar kemik ve plak arasında güçlerin transfer edilmesinde bir köprü olarak görev yapar. Bu nedenle vidalar, kırılan uzvun hareketi sırasında büyük makaslanma streslerine 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 (22 – 26). Böyle bir fenomen, vidaların aynı planda yönlendirildiği düz plaklarda yaygın olarak gözlenir. Vidaların açılanması, kırık tespitindeki gevşemenin azaltılması için olası bir çözüm olarak düşünülmüştür (21).

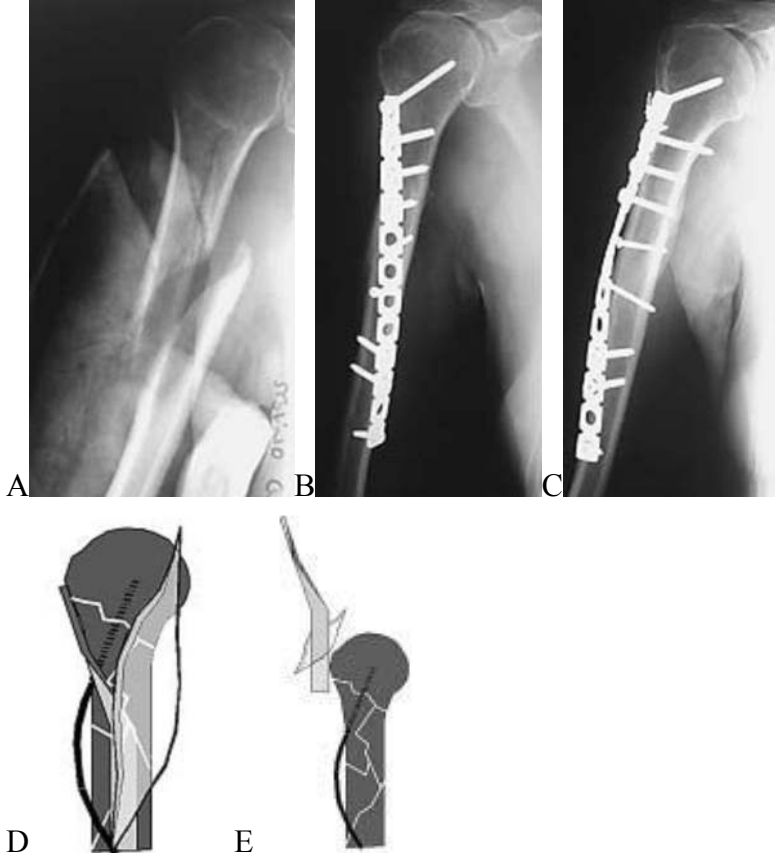
Helikal plağın terminolojisi “eksen”, “yarıçap” ve “adım” terimleri tarafından oluşturulur. Eksen, kemiğin merkezinden uzunluğu boyunca düz bir çizgi olarak tanımlanmıştır. Geometrik yarıçap ise kemiğin ekseninden dış yüzeyine olan mesafedir (orta diafizde). Efektif uzunluk kemiğin eksenini boyunca plağın 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 8) (19).



Şekil 8. Eksen, yarıçap ve adımın şematik görünümü (19).



Şekil 9. Humerus distalinde malign metastatik kemik tümörü. 180° helikal plağın klinik uygulaması. A) Ameliyat öncesi radyografi, B,C,D) ameliyat sonrası radyografiler (27).



Şekil 10. Büyük tüberküle uzanan proksimal humerus kırığının helikal plak ile tespiti. A) Ameliyat öncesi radyografi, B ve C) ameliyat sonrası radyografiler, D) klasik anterior açılım E) minimal invaziv açılım (27).

1.3. Biyomekanik Terminoloji

Kuvvet: Bir cisme veya vücuda dışarıdan uygulanan yüküdür. Uygulanan kuvvet cisimde deformasyona yol açabilir, hareketlendirebilir veya hareket aksını değiştirebilir (28).

Kuvvet vektörü: Bir cisme uygulanan kuvvetin yönüne kuvvet vektörü denir. Vektörü belirleyen dört temel özellik; kuvvetin büyüklüğü, hareket aksı, uygulanma noktası ve kuvvetin hareket aksına göre yönüdür (28).

Gerilme (Stress): Bir cisme uygulanan kuvvetin o cisimde yaptığı etki olarak tanımlanabilir. Aynı kuvvet küçük bir sahaya uygulandığında, büyük sahaya uygulananandan daha büyük stres elde edilir. $\text{Stres} = \text{Yük} / \text{Saha}$ dır. Yüklenme sonucu ortaya çıkan stres kompresif, tensil, makaslama, eğilme, torsiyon ve kombine olmak üzere altı çeşittir (29).

Gerinme (Strain): Deformasyon derecesinin ölçüsüdür. Stres durumunda iki çeşit gerilim oluşabilir. Gerilim, cismin boyundaki artma veya azalmanın, cismin normal boyuna oranıdır. Eğer kemiğin boyu ölçülen gerilim doğrultusunda uzarsa, gerilim tensil ve pozitifdir. Gerilim doğrultusunda kemik boyu azalırsa, gerilim kompresif ve negatiftir. Makaslama gerilimi ise makaslama stresleri ile olan değişikliklerle ilişkilidir. Kırık uçlarındaki gerilim, kırık uçlarındaki harekete göre tanımlanır. Kemikteki gerilim, kemiğin lokalize deformasyonunun, orijinal boyuna bölümüdür (30).

Elastisite Modülü: Stres / gerilim eğrisi olarak tanımlanır (Şekil 10). Young modüllüsü olarak da bilinir. Materyalin katılığını belirtir. Elastisite; bir cisme uygulanan kuvvetler kaldırıldıktan sonra cismin orijinal boyutuna ve şekline dönebilme kabiliyetidir. Uygulanan kuvvet elastik limite eşit veya daha düşük ise cisimde meydana gelen deformasyonlar yük kalktıktan sonra tamamen geri döner. Fakat uygulanan kuvvet limiti aşıyorsa cisim orijinal şekline ve boyutuna dönemez ve meydana gelen değişiklikler plastik deformasyon olarak tanımlanır (29).

Akma Gerilmesi: Akma veya plastik deformasyon oluşmaksızın uygulanabilecek en yüksek gerilmedir (29).

Deplasman: Bir yapıda mekanik veya fizyolojik yüklenme altında meydana gelen deformasyona deplasman denir (29).

Burulma momenti (tork): Bir rotasyon merkezine belirli uzaklıktan uygulanan kuvveti belirtir. Rotasyon merkezine olan uzaklık arttıkça tork miktarı artar (29)

Kayma gerilmesi: Cismin yüzeyine paralel olan gerilmeye kayma gerilmesi denir (29).

Kayma Birim Şekil Değişimi: Kayma gerilmeleri etkisi ile numunede meydana gelen deformasyon, kayma birim şekil değişimi olarak ifade edilir (29).

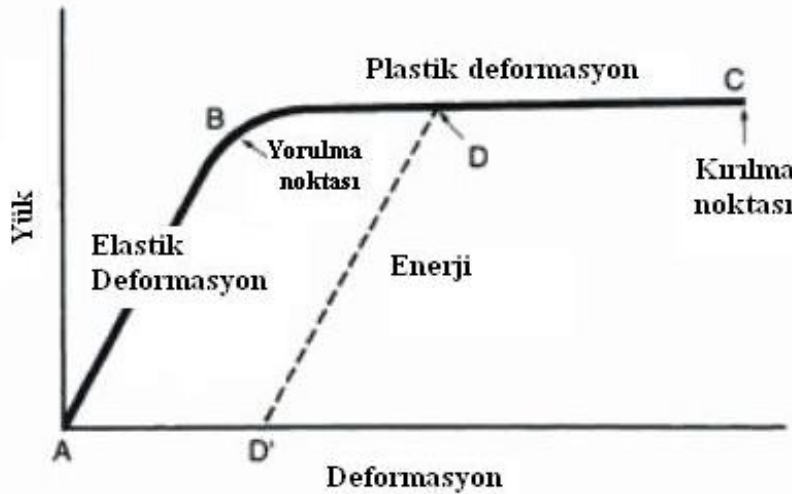
Katılık: Bir cismin deformasyona karşı koyabilme kabiliyetidir. Yük / Deformasyon veya Tork / Rotasyon eğrisidir. Rijidite ile aynı anlamda kullanılır (29).

Eylemsizlik Momenti: Bir cismin mevcut konumunun değişmesine gösterdiği dirençtir. Yüksek eylemsizlik momenti cismin yapısal olarak güçlü olduğunu gösterir (29).

1.4. Kemik Biyomekaniği

İskelet sisteminin görevi iç organları korumak, kaslara tutunma alanları sağlamak, kas ve vücut hareketlerine yardımcı olmaktır. Kemik bu işlevlerini yerine getirebilmek için özel bir yapıya ve mekanik özelliklere sahiptir. Dinamiktir ve metabolik olarak aktif dokulardan biridir. Hayat boyu aktif kalır. Oldukça vasküler bir dokudur. Mükemmel bir yenilenme özelliğine sahiptir ve mekanik ihtiyaca göre özelliklerini ve konfigürasyonunu değiştirebilir. Kortikal kemiğin stres – gerilim davranışı, yüklenme yönüne bağlıdır. Kortikal kemikler uzunlamasına ekseninde, transvers eksene göre daha güçlü ve daha katıdır. Uzunlamasına ve transvers eksenlerde kompresif güçlere karşı dayanma gücü tensil güçlere olduğundan daha fazladır (28, 30)

Fonksiyonel olarak kemiğin en önemli mekanik özellikleri sağlamlığı ve setliğidir. Kemiğin yüklenmeye karşı cevabı, kemiğin geometrisine ve yapısal özelliklerine göre değişir. Geniş yüzeyli bir kemik, aksiyel yüklenmeleri daha geniş bir yüzeye dağıttığı için, yüzeylerde daha az stres oluşur. Yüklenme bir maddede deformasyona yani boyutlarının değişmesine neden olur (28, 30, 31).



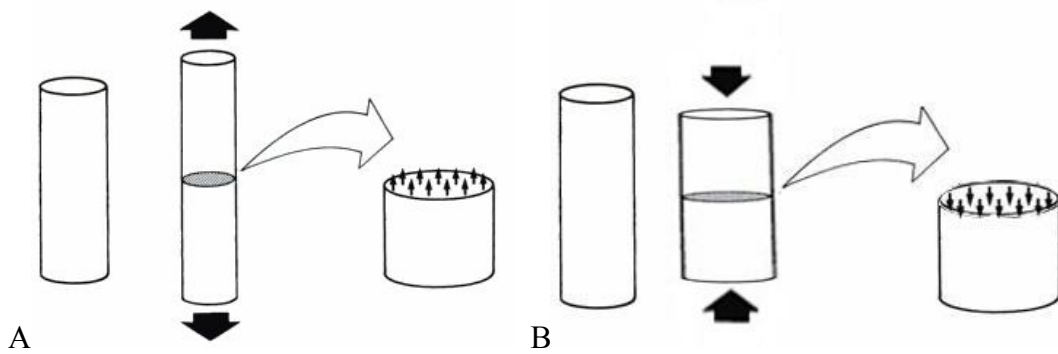
Şekil 11. Yük deformasyon eğrisi (31).

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

Yük uygulandıkça deformasyon olur ancak kalıcı değildir. Yük kaldırıldığında yapı eski şeklini alır. Yüklenme devam ettiğinde yapının en dıştaki lifleri bir noktadan sonra ayrılmaya başlar. Bu yorulma noktası, cismin elastik limitini gösterir. Yüklenme bu limiti aşarsa yapı plastik davranışını ortaya koyar. Yorulma bölgesinden sonra belirtilen bölge plastik bölgedir. Yük kaldırılrsa bile cisim eski şekline dönemez. Yük progresif olarak atılırırsa, cisim bir noktadan sonra yetmezliğe girecektir. Bu nokta, eğride nihai yetmezlik noktası olarak gösterilmiştir. Eğrinin altında kalan alan, toplam enerjiyi gösterir (28, 30, 31).

Bir cisme kuvvet ve momentler değişik yönlerde etki edebilir. Bu kuvvetler gerilme, kompresyon, eğilme, makaslama, torsiyon veya bunların kombinasyonu şeklinde olabilir (31).

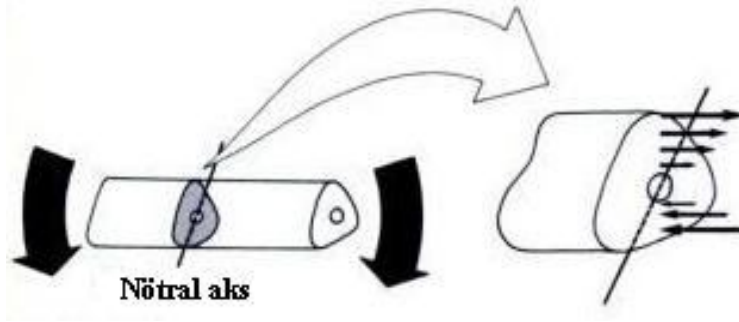
Tensil kuvvetler sonucu oluşan kırıklar genellikle kansellöz kemiklerde görülür (Şekil 12). Eksenel yüklenmelerde kemiğin yapısal cevabını belirleyen, kesit alanı ve elastisite modülüsüdür (31).



Şekil 12. A)Tensil yüklenme, B) Kompresif yüklenme (31).

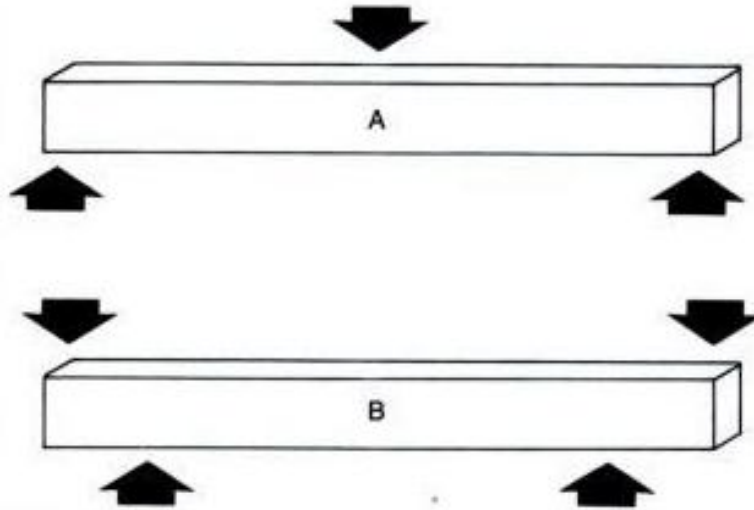
Kompresif yüklenme esnasında cismin yüzeyine eşit ve zıt yönlerde kuvvet uygulanır ve cismin içinde kompresif stres ve gerilim oluşur (Şekil 12).

Eğme kuvveti, cisme öyle bir şekilde etkir ki, cismi bir aks etrafında eğilmeye zorlar. Bir kemik eğilme stresine maruz kaldığında, konveks tarafta yüksek tensil stres oluşurken, konkav tarafta kompresif yükler hâkimdir (Şekil 13). Tensil tarafta transvers kırık hattı oluşurken, kompresif tarafta oblik kırık hattı oluşur. Kompresif tarafta iki kırık hattı oluşarak kelebek fragman oluşturabilir. Yüklenme ani ve daha yüksek miktarda ise daha fazla parçalanma olur (28, 30).



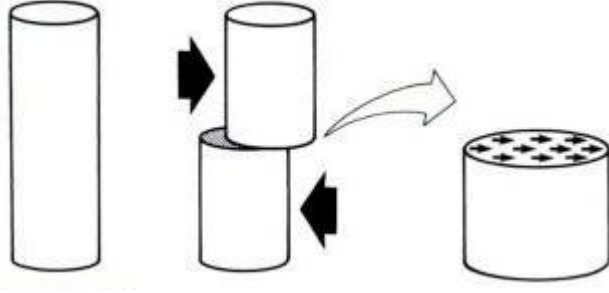
Şekil 13. Eğme kuvveti (31).

Eğme kuvvetinde, tensil stres ve gerilimler nötral eksenin bir tarafına etki ederken, kompresif stres ve gerilimler nötral eksenin karşı tarafına etki ederler. Nötral eksen boyunca hiçbir stres ve gerilim yoktur. Üç nokta eğme kırığı klinik olarak kayakçılarda bot üstünde meydana gelen kırık modelidir. İki çift kuvvet bir cisme etki eder ve eşit momentler yaratırsa dört nokta eğme kırığı oluşur (Şekil 14). Ayakta duran bir kişinin tibiasına araba tamponu çarpması, dört nokta eğme mekanizmasına örnek olarak verilebilir (30, 31).



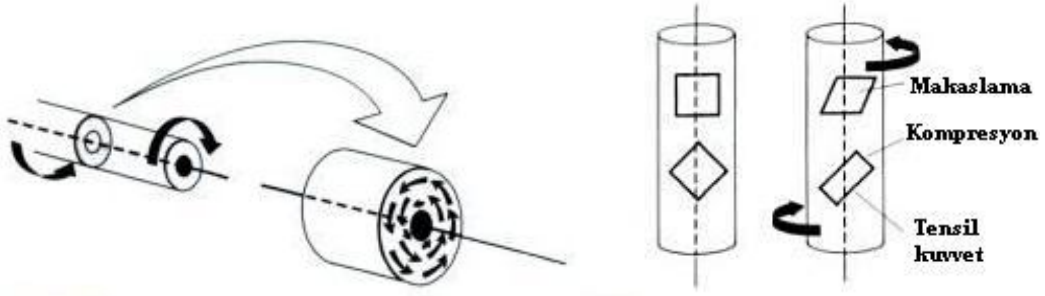
Şekil 14. Üç nokta ve dört nokta eğme (31).

Makaslama yüklenmesinde kuvvet cismin yüzeyine paralel olarak etki eder ve cismin içinde makaslama stres ve gerilimi görülür. Makaslama kuvvetine maruz kalan cisimde açısal deformasyon olur (Şekil 15)



Şekil 15. Makaslama kuvveti (31).

Torsiyon yüklenmesinde ise cismin bir eksen etrafında dönmesine neden olacak bir kuvvet uygulanır (Şekil 16). Stresler nötral akstan ne kadar uzaksa, büyüklükleri de o kadar fazladır. Torsiyonel yüklenmede, maksimal makaslama kuvvetleri, yapının nötral aksına paralel ve dik planlara etki eder. Torsiyonel kuvvetlerle oluşan kırıklarda kemik yüzeyinde önce bir kırık hattı başlar. Yüksek tensil streslerin olduğu düzlemde spiral bir kırık hattı oluşur (32).



Şekil 16. Torsiyon yüklenmesi (31).

Maksimal tensil ve kompresif stresler, yapının nötral aksına çapraz planda etki ederler. Kemikler birçok tespit edilemeyen yükler ve düzensiz geometrik yapıları nedeniyle kombine yüklenmelere maruz kalır (31).

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 (31).

Kemik mekanik ihtiyaçlara göre yapısını, şeklini ve boyutunu değiştirerek tekrar şekillenme yeteneğine sahiptir. İnaktivite, iskelet sistemi üzerine olumsuz etkilidir. Bir haftalık yatak istirahatı 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 (31).

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, tensil ve makaslama kuvvetleri kemik rejenerasyonunu geciktirirler (28, 33).

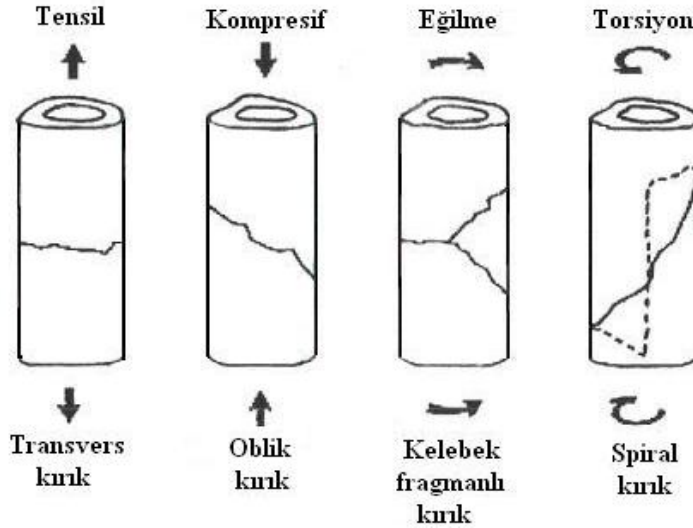
1.5. Kırık Biyomekaniği

Kırıklar, kendilerini oluşturan kuvvete göre gruplandırılabilir. Normalde bir kez maruz kaldığında kırık oluşturmayacak büyüklükteki travmanın, uzun süre tekrarlaması sonucu kırık oluşabilir. Bunun yanında kemik yaşayan bir dokudur ve travma periyotları arasında, mikroskobik kırıkların çevresinde yeni kemik oluşumu ve periosteal kallus oluşumu görülebilir (34, 35).

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 kompresif, tensil, makaslama, eğilme, rotasyon kuvvetleri veya hepsinin kombinasyonu şeklinde yüklenmeler ortaya çıkar. Kortikal kemik genellikle tensil ve makaslama kuvvetlerine karşı zayıftır. Kemiğin uzun aksına ne kadar büyük oranda tensil stres uygulanırsa kemiğin kırılması o kadar kolaylaşır (34, 35).

Tek travma ile kırık oluşumunda kemiğin elastisite modlls ve anizometrik özelliklerinin yanında kemiğin enerji absorbe edebilme kapasitesi rol oynar. Ani yüklenmeye maruz kalan kemik yavaş yk 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 kütlesini, 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 tensil stres sonucu oluşan kırıkta tek kelebek fragman olurken, yüksek hızlı aynı mekanizmalı kırıkta çok sayıda kelebek fragman oluşur. Eğilme komponenti olmadan sadece yüksek hızlı torsiyon mekanizması ile parçalı spiral kırıklar oluşabilir. Segmenter kırıkların oluşumunda en sık görülen mekanizma dört nokta eğme mekanizmasıdır (31, 34, 35,).



Şekil 17. Kuvvetlere göre kırık şekilleri (31).

Transvers kırıklar saf tensil kuvvetlerin veya eğilme kuvvetlerinin sonucu oluşur. Kemikteki tensil kuvvete karşı yetersizliğin ilk cevabı; parçalı olmayan transvers kırıktır. Eğilme kuvvetleri ile kemikte basit transvers bir kırık hattı oluşur (31).

Oblik kırıklar düzensiz bir eğilme kuvveti ile oluşabilir. Kompresyon altındaki korteks, tensil stres ile oluşan kırık tüm kemik hattı boyunca yayılmadan önce, oluşan makaslama kuvveti ile kırılır. Böylece kompresif tarafta parçalanma oluşur ve tek veya çok parçalı kelebek kırık oluşur (31).

Spiral kırıklar saf torsiyonel 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 17) (31).

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 (19).

Bu çalışmamızda spiral ve oblik kırık tespitinde yeni yöntemlerden biri olan helikal plakların düz plaklarla biyomekanik olarak karşılaştırılmasını amaçlandık.

2. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu çalışma iki farklı kırık tipinin (transvers ve oblik) iki farklı plak (helikal plak ve düz kompresyon plağı) ile tespitinin biyomekanik olarak karşılaştırıldığı deneysel bir çalışmadır. Fırat Üniversitesi Tıp Fakültesi Ortopedi ve Travmatoloji Anabilim Dalı ve Fırat Üniversitesi Teknik Eğitim Fakültesi Mekanik Laboratuvarı'nda gerçekleştirilmiştir.

2.1. Örneklerin Hazırlığı ve Gruplar

2.1.1. Gruplar

Bu çalışmada kullanılan karşılaştırma grupları, iki farklı plak tarafından tespit edilen iki farklı kırık tipinden oluşmaktadır.

Seksen dört adet koyun tibiası temin edilip hazırlanarak, dört gruba (n=21) ayrıldı. Birinci gruptaki tibialar, transvers kırık oluşturularak düz kompresyon plağı ile tespit edildi. İkinci gruptaki tibialar, 45° oblik kırık oluşturularak düz kompresyon plağı ile tespit edildi. Üçüncü gruptaki tibialar, transvers kırık oluşturularak helikal plak ile tespit edildi. Dördüncü gruptaki tibialar, 45° oblik kırık oluşturularak helikal plak ile tespit edildi. Her bir grup kendi arasında üç alt gruba (n=7) ayrılarak her bir alt gruba; aksiyel kompresyon, üç nokta eğme (bending) ve burulma (torsiyon) testleri uygulandı (Tablo 1).

Tablo 1. Gruplardaki örnek sayıları

Gruplar	Örnek Sayıları		
	Aksiyel kompresyon testi	Üç nokta eğme (bending) testi	Burulma (torsiyon) testi
Grup 1 (Transvers kırık – düz plak)	7	7	7
Grup 2 (Oblik kırık – düz plak)	7	7	7
Grup 3 (Transvers kırık – helikal plak)	7	7	7
Grup 4 (Oblik kırık – helikal plak)	7	7	7
Toplam	28	28	28

2.1.2. Kullanılan Plakların Tasarımı ve Materyal Özellikleri

Plaklar, malzeme olarak korozyon direnci ve mukavemeti yüksek, temini ve işlenmesi kolay olan 316L paslanmaz çelikten (ASTM F138) yaptırılmıştır (TIPMED Tıbbi Medikal Ürünler San. ve Tic. LTD.ŞTİ.).

Düz plaklar, uzunluğu 110 mm, genişliği 13 mm, kalınlığı 4 mm ve kompresyon özelliğine sahip 6 adet deliği olacak şekilde tasarlandı (Şekil 18).

Helikal plaklar, efektif uzunluğu 105 mm (uzunluğu 110 mm), genişliği 13 mm, kalınlığı 4 mm, helix açısı 90° (¼ adım), yarıçapı 10 mm ve kompresyon özelliğine sahip 6 adet deliği olacak şekilde tasarlandı (Şekil18).

Her iki plakta vida deliklerinin büyüklüğü (5 x 9 mm) ve delikler arasındaki mesafe (6 mm) eşit olacak şekilde ayarlandı.



Şekil 18. Deneylerde kullanılan düz plak ve helikal plak örnekleri.

2.1.3. Kullanılan Kemiklerin Özellikleri

Çalışmada kullanılmak üzere, aynı yaş, aynı cins ve yakın mineral dansitesine ($1,260 \pm 0,035\text{g/cm}^2$) (LUNAR CORP, DPX+3249, Madison WI, USA) sahip 84 adet koyun tibiası temin edildi. Bütün tibialar, yumuşak dokuları sıyrıldıktan sonra alt ve üst uçlarından transvers olarak kesilerek uzunlukları 200 mm olacak şekilde ayarlandı. Kullanılan kemiklerin orta diafiz çapları $17,14 \pm 1,49$ mm idi. Kemikler kullanım aşamasına kadar herhangi bir kimyasalla karşılaştırılmadan derin dondurucuda bekletildi.



Şekil 19. Deneylerde kullanılan kemiklerin AP (Antero-Posterior) ve yan görüntüsü.

2.1.4. Kırık Modeli ve Tespit Yöntemi

Deneyde kullanılacak kemiklerin yarısı diafizin ortasından transvers olarak diğer yarısı ise yine diafizin ortasından 45° oblik olacak şekilde kesici motor ile osteotomize edildi. Plaklar 3,5 mm kortikal vidalar kullanılarak kemiklere tespit edildi. Vidalar 3,2 mm çapında dril kullanılarak yiv açıldıktan sonra eşit tork (1,5 Nm) gücünde sıkılarak yerleştirildi.



Şekil 20. Osteotomi sonrası plakların kemiklere tespit edilmiş görüntüleri.

2.2. Yüklenme Testleri ve ölüm

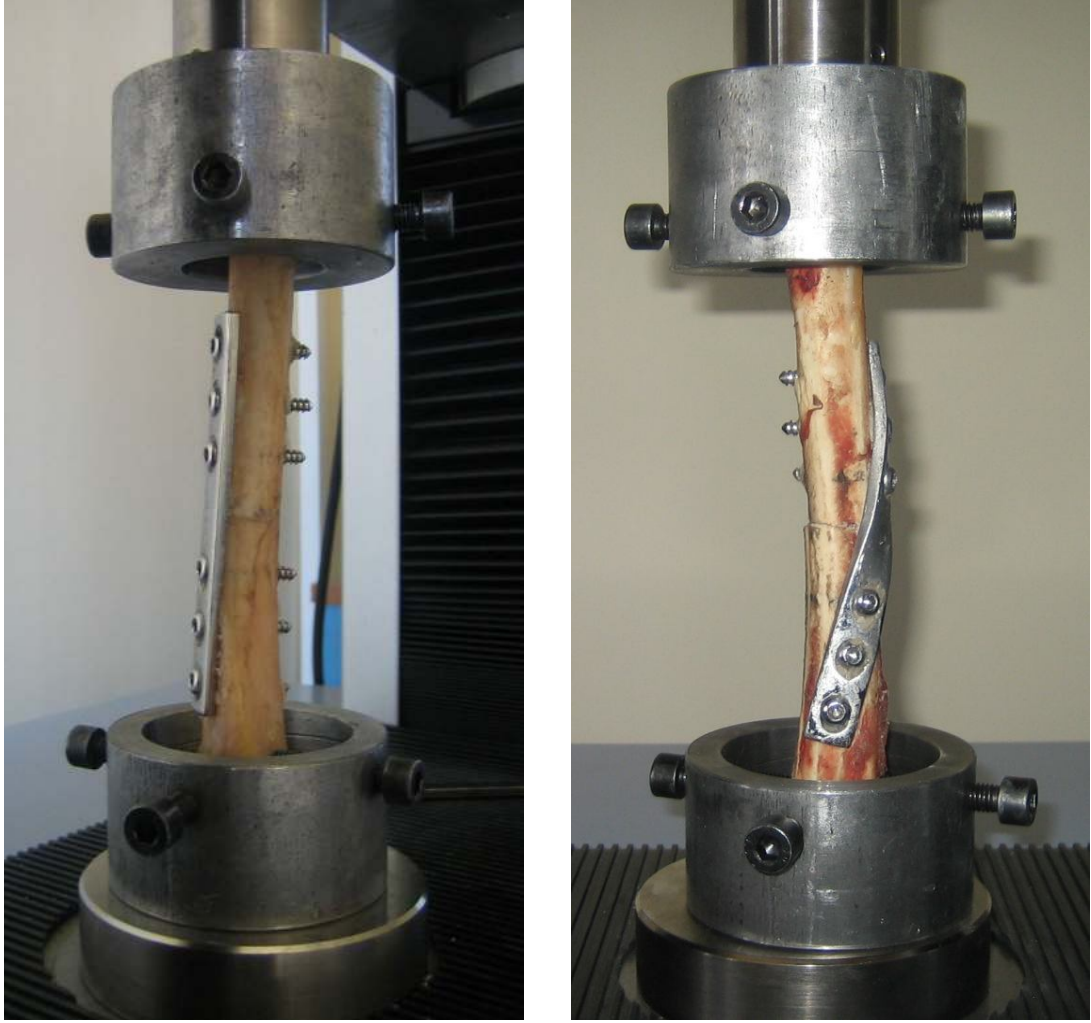
Deneylerde test cihazı olarak SHIMADZU Autograph AG-X 50 kN universal test (ekme, kompresyon,  nokta eğme) cihazı (Shimadzu Corp, Tokyo, Japon) kullanıldı. lmler Shimadzu TRAPEZIUM X versiyon 1.1.2 (Shimadzu Corp, Tokyo, Japon) programı kullanılarak yapıldı (ęekil 21).



ęekil 21. Deneylerin yapıldığı test cihazı.

2.2.1 Aksiyel Kompresyon Testleri

Testlere başlamadan önce cihaz her deney için ayrı kalibre edildi. rnekleri platforma yerleştirebilmek ve kaymalarına engel olabilmek için cihaza ek aparatlar yapıldı. Hızı 5 mm/dk olacak şekilde sürekli artan kompresyon uygulandı. Örneklerde oluğan ani deformasyonlar ve çökmeler eę zamanlı olarak alınan grafikler üzerinde kontrol edildi. lmler sonrası yük(N)-ęekil değiştirme (mm) eğrileri elde edildi.



Şekil 22. Düz plak ve helikal plak tespiti uygulanan örneklerinin aksiyel kompresyon testi.

2.2.2. Üç Nokta Eğme (Bending) Testleri

Testlere başlamadan önce cihaz her deney için ayrı kalibre edildi. Örneklerin yerleştirildiği platformun taban genişliği bütün örnekler için 120mm olarak ayarlandı. Örnek platforma yerleştirildikten sonra basma hızı 5 mm/dk olacak şekilde sürekli artan kompresyon uygulandı ve eş zamanlı yük şekil değiştirme grafikleri elde edildi.

Eğilme momentleri;

$$M_e = F.L / 4 \quad (F: \text{kuvvet (N)}, L: \text{mesafe (mm)})$$

formülü kullanılarak hesaplandı.



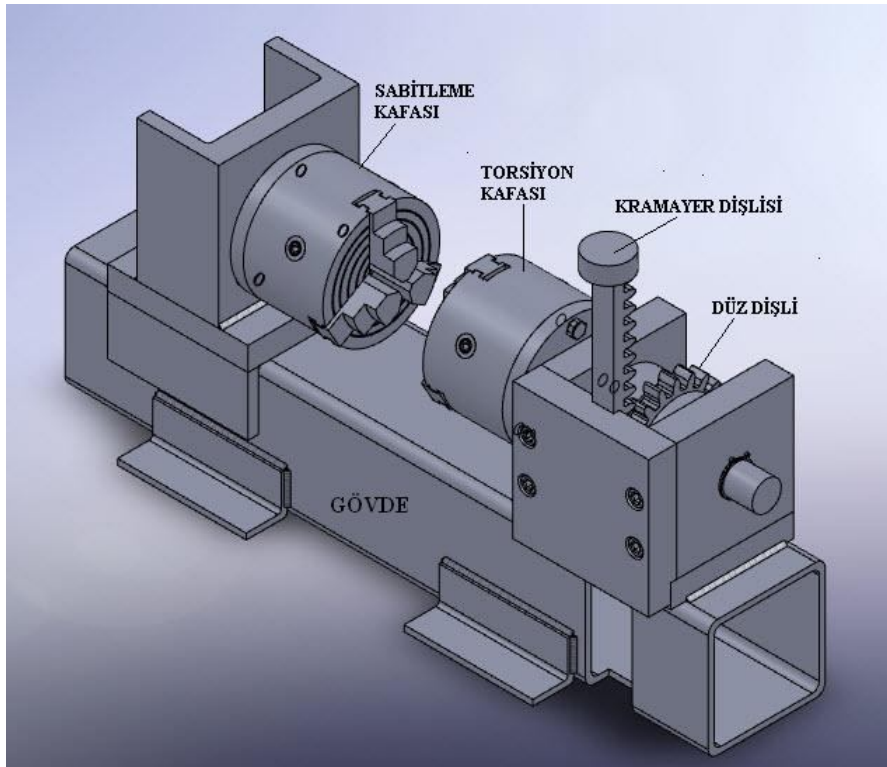
Şekil 23. Düz plak tespiti uygulanan bir örneğin üç nokta eğme testi.



Şekil 24. Helikal plak tespiti uygulanan bir örneğin üç nokta eğme testi.

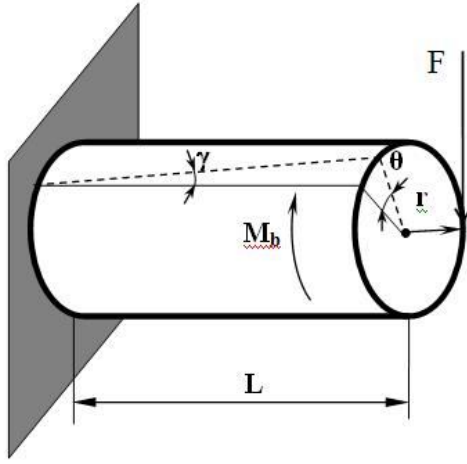
2.2.3. Burulma (Torsiyon) Testleri

Sadece aksiyel yüklenme sağlayan test cihazında torsiyon testlerini yapabilmek için ek burulma mekanizması tasarlanıp imal edildi. Burulma mekanizması üç ana parçadan oluşmaktadır; gövde, sabitleme kafası ve torsiyon kafası. Gövde, sabitleme kafasının eksenel doğrultuda torsiyon kafasına doğru serbest hareketine izin vermektedir. Sabitleme kafası için U profil üzerine sabitlenmiş torna aynası kullanılmıştır. Sabitleme kafasındaki ayna hareketsizdir. Torsiyon kafası, yine U profil üzerine sabitlenmiş torna aynası ve aynaya dairesel hareketi veren dişli-kramayer bölümünden oluşmaktadır. Test cihazının basma kafasından doğrusal hareketi alan kramayer, hareketi düz dişliye iletir ve mile sabitlenen düz dişli aldığı doğrusal hareketi dairesel harekete çevirerek yine aynı mile sabitlenen torsiyon kafasını döndürür (Şekil 25).



Şekil 25. Ek Burulma mekanizması ve parçaları.

Bütün örneklerle yükleme hızı 10mm/dk olacak şekilde sürekli artan yükler uygulandı. Elde edilen aksiyel yüklenme değerlerinden burulma açısı ve burulma momentini Şekil 26'deki 1 – 5 bağıntılarından hesaplandı.



$$1) \theta = (x / 2\pi r) \times 360$$

θ : Burulma açısı (radyan), x : aksiyel yüklenmenin maksimum yer değiştirme miktarı

$$2) \gamma = \theta.r / L$$

γ : Burulma birim şekil değişimi

$$3) G \text{ (Kayma Modülü)} = E / [2 (1 + \nu)]$$

E : Elastik modül (kemik için ortalama 5 Gpa), ν : poisson oranı (kemik için 0,3)

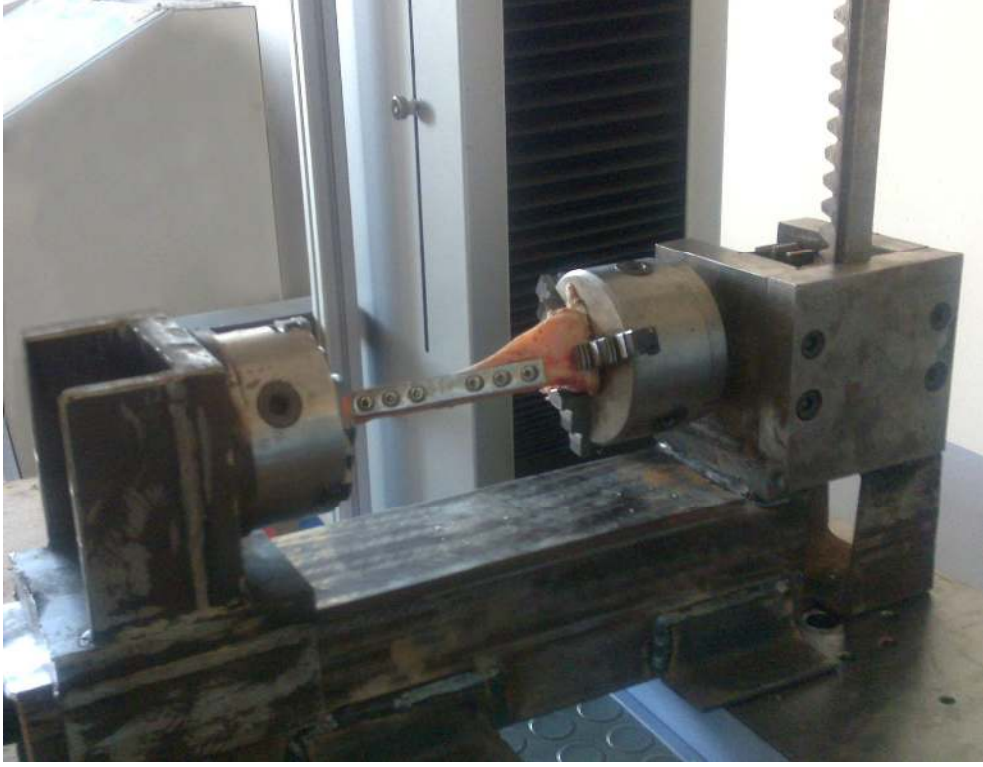
$$4) \tau = G. \gamma$$

τ : Kayma gerilmesi, G : kayma modülü, γ : birim şekil değişimi

$$5) M_b \text{ (Burulma Momenti)} = F.r$$

F : kuvvet, r : numune yarıçapı

Şekil 26. Burulma testinde kullanılan formüller.



Şekil 27. Düz plak tespiti uygulanan bir örneğin torsiyon testi.



Şekil 28. Helikal plak tespiti uygulanan bir örneğin torsiyon testi.

2.2.4. İstatistiksel Analiz Yöntemi

Aksiyel kompresyon, üç nokta eğme (bending) ve burulma (torsiyon) testlerinden elde edilen verilerin istatistiksel analizi SPSS (SPSS for Windows 13.0 SPSS Inc.2004) programı kullanılarak yapıldı. Tüm gruplara nonparametrik testlerden (n=7) Kruscal – Wallis testi uygulandı. Anlamli fark çıkan gruplar ikili olarak Mann – Whitney U testi ile karşılaştırıldı. p değeri 0,05’den küçük olanlar istatistiksel olarak anlamli kabul edildi.

Grupların ikili karşılaştırılması şu şekilde yapıldı;

1. Düz plak tespiti uygulanan transvers ve oblik kırıklar karşılaştırıldı
(Grup 1 ile Grup 2).
2. Transvers kırık oluşturulan kemiğe uygulanan düz plak ve helikal plak tespitleri karşılaştırıldı.
(Grup 1 ile Grup 3)
3. Oblik kırık oluşturulan kemiğe uygulanan düz plak ve helikal plak tespitleri karşılaştırıldı.
(Grup 2 ile Grup 4)
4. Helikal plak tespiti uygulanan transvers ve oblik kırıklar karşılaştırıldı.
(Grup 3 ile Grup 4)

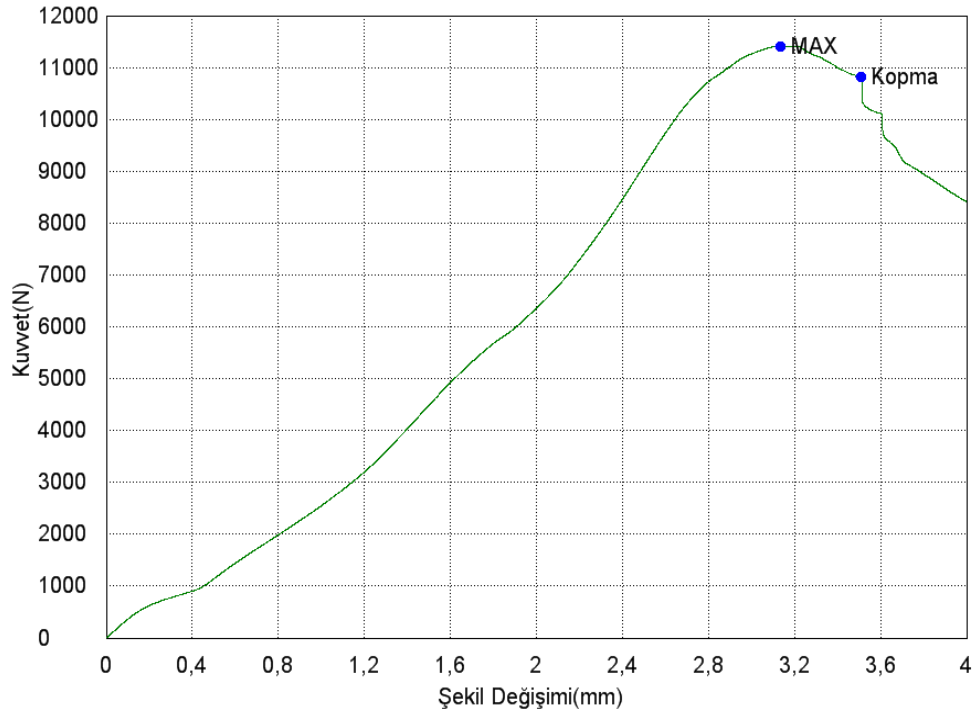
3. BULGULAR

3.1. Aksiyel Kompresyon Testleri

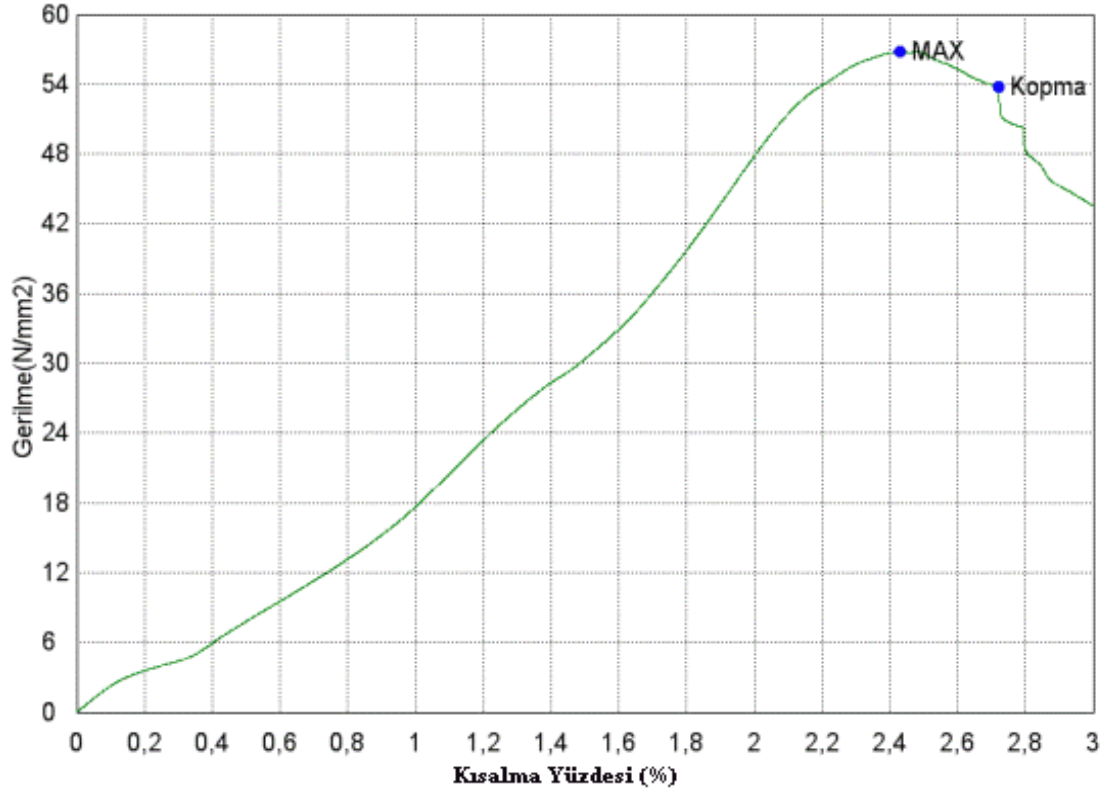
Aksiyel kompresyon altında her bir örnek için ayrı elastik modül, akma gerilmesi, maksimum kuvvet, maksimum gerilme, maksimum kısalma yüzdesi, kopma gerilmesi değerleri ve yük – şekil değiştirme eğrileri elde edildi.

Tablo 2. Grup 1'deki (transvers kırık – düz plak) örneklerle uygulanan aksiyel kompresyon sonucunda elde edilen değerlerin minimum, maksimum, ortalama ve standart sapma değerleri.

	N	Minimum	Maksimum	Ortalama	Standart Sapma
Akma Gerilmesi (N/mm ²)	7	34,7295	64,1599	54,4659	10,5435
Elastik Modül (N/mm ²)	7	2034,87	3779,97	2703,73	634,864
Max. Kuvvet (N)	7	8839,37	13726,7	11742,4	1669,86
Max. Gerilme (N/mm ²)	7	43,9634	68,2707	58,4016	8,30516
Max. Kısalma Yüzdesi (%)	7	1,55992	3,16005	2,20717	0,62289
Kopma Gerilmesi (N/mm ²)	7	40,8805	62,8673	55,2495	7,51531



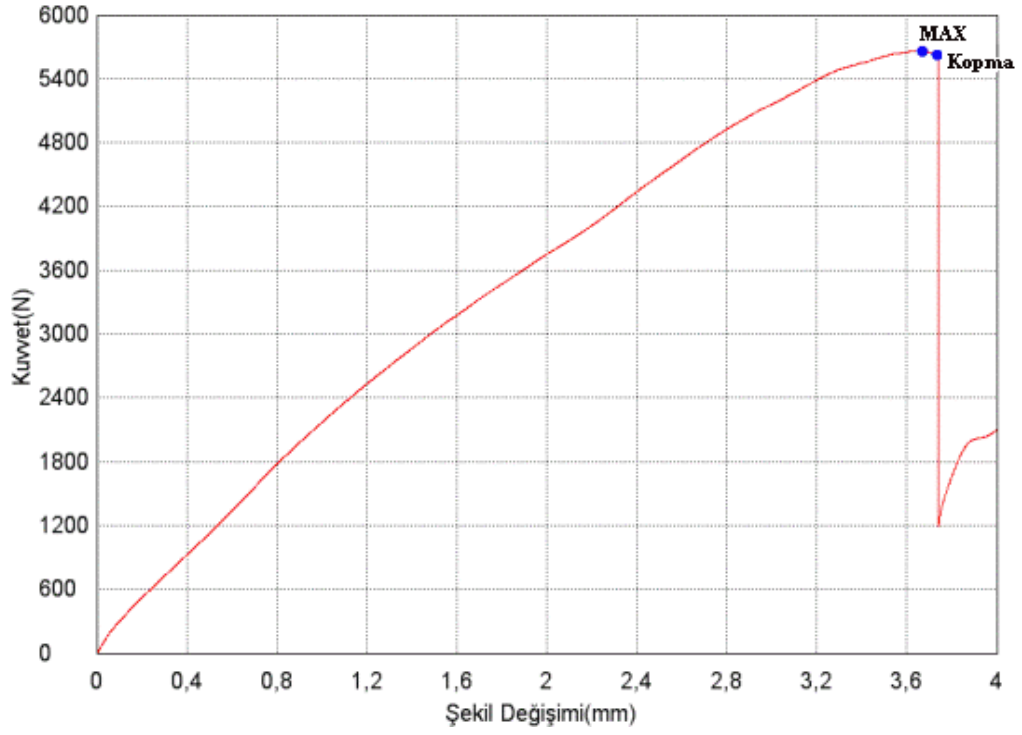
Şekil 29. Grup 1'deki bir örneğin aksiyel kompresyon altındaki yük – şekil değiştirme eğrisi.



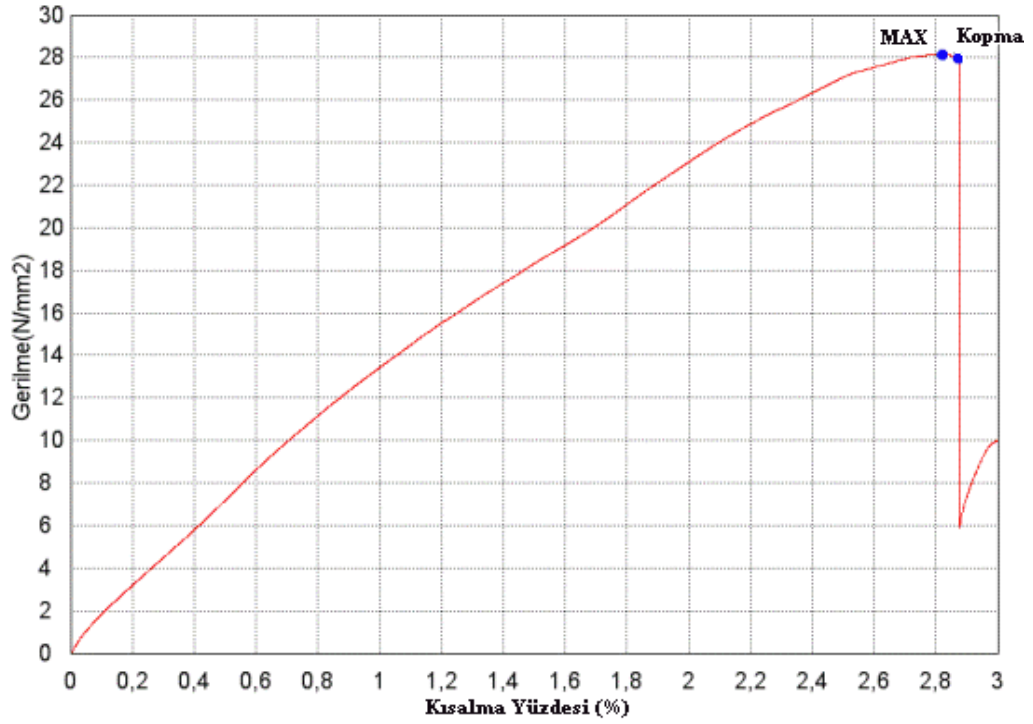
Şekil 30. Grup 1’deki bir örneğin aksiyel kompresyon altındaki gerilme – kısalma yüzdesi eğrisi.

Tablo 3. Grup 2’deki (oblik kırık – düz plak) örneklerle uygulanan aksiyel kompresyon sonucunda elde edilen değerlerin minimum, maksimum, ortalama ve standart sapma değerleri.

	N	Minimum	Maksimum	Ortalama	Standart Sapma
Akma Gerilmesi (N/mm ²)	7	2,52286	7,65693	5,45399	1,79698
Elastik Modül (N/mm ²)	7	1763,05	3144,61	2295,98	495,429
Max. Kuvvet (N)	7	4200,43	5897,54	5034,36	681,251
Max. Gerilme (N/mm ²)	7	20,8912	29,3320	25,0388	3,38829
Max. Kısalma Yüzdesi (%)	7	2,34399	3,67069	3,02345	0,52743
Kopma Gerilmesi (N/mm ²)	7	20,8912	29,3320	25,0160	3,36425



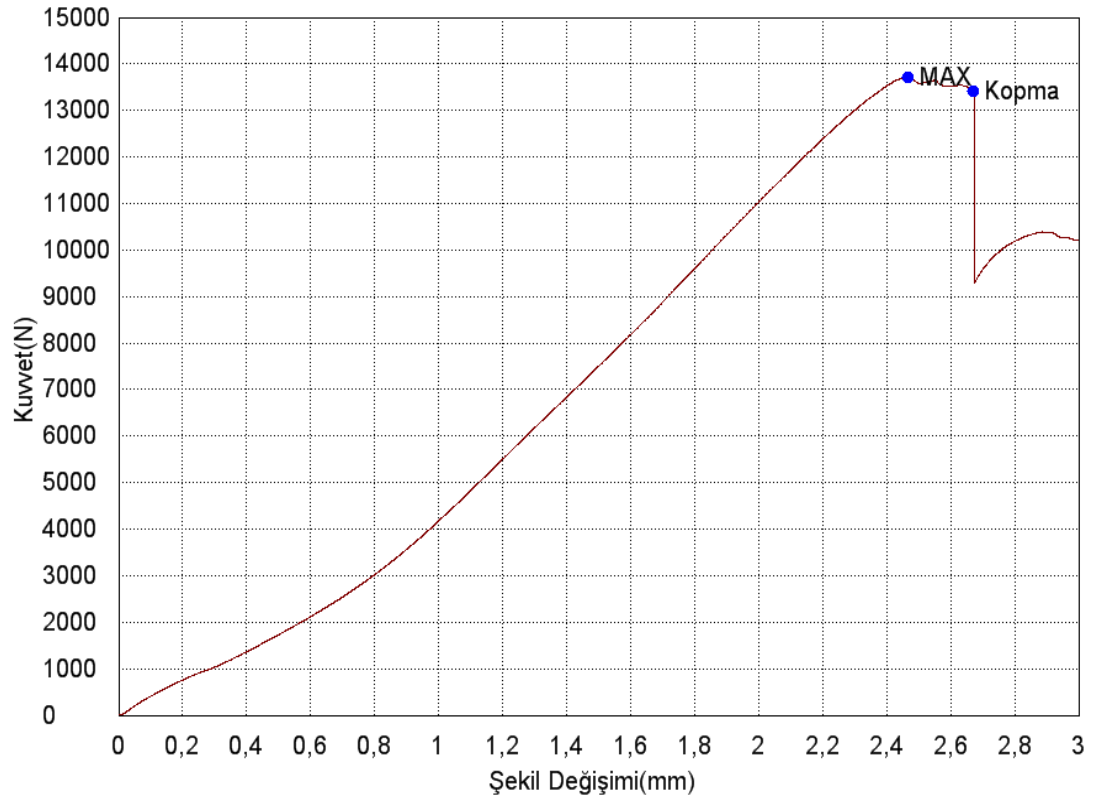
Şekil 31. Grup 2’deki bir örneğin aksiyel kompresyon altındaki yük – şekil değiştirme eğrisi.



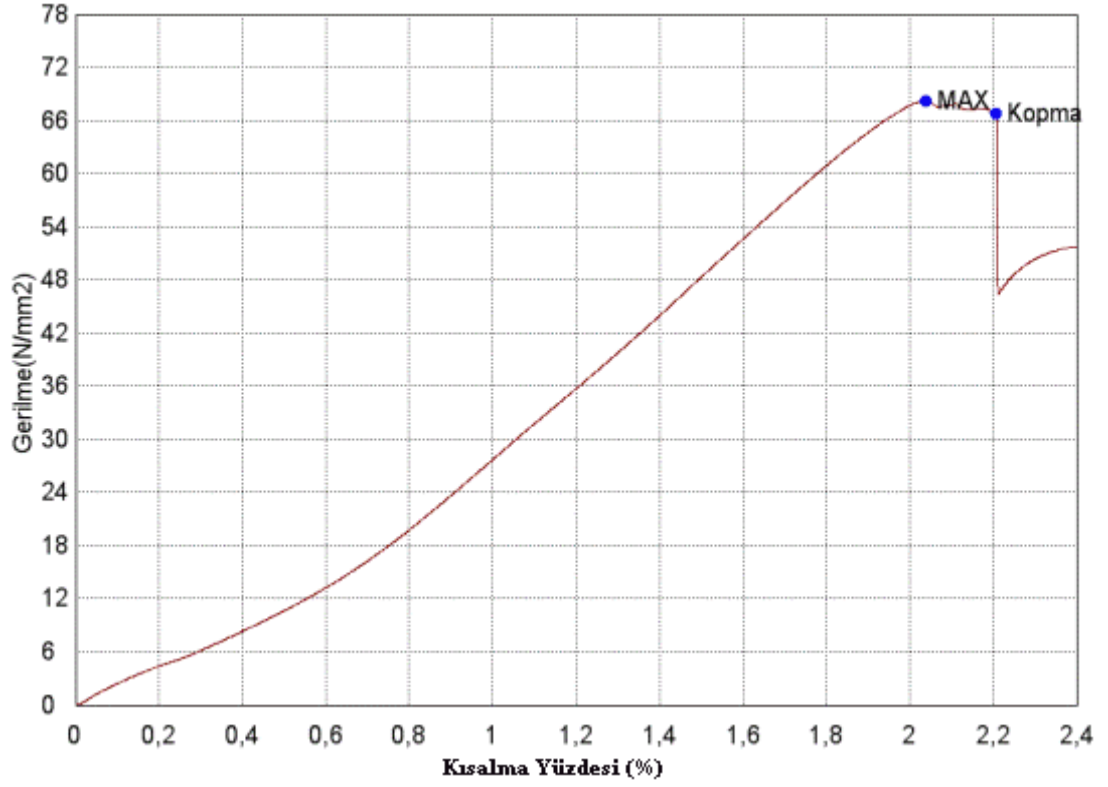
Şekil 32. Grup 2’deki bir örneğin aksiyel kompresyon altındaki gerilme – kısalma yüzdesi eğrisi.

Tablo 4. Grup 3'deki (transvers kırık – helikal plak) örneklerle uygulanan aksiyel kompresyon sonucunda elde edilen değerlerin minimum, maksimum, ortalama ve standart sapma değerleri.

	N	Minimum	Maksimum	Ortalama	Standart Sapma
Akma Gerilmesi (N/mm ²)	7	44,5912	52,7130	48,1803	2,77691
Elastik Modül (N/mm ²)	7	1606,71	2745,15	2234,82	435,625
Max. Kuvvet (N)	7	9690,03	13699,1	11622,6	1526,22
Max. Gerilme (N/mm ²)	7	48,1943	68,1337	57,8063	7,59078
Max. Kısılma Yüzdesi (%)	7	1,89719	2,76257	2,27409	0,28415
Kopma Gerilmesi (N/mm ²)	7	43,5291	66,7570	54,7702	7,77970



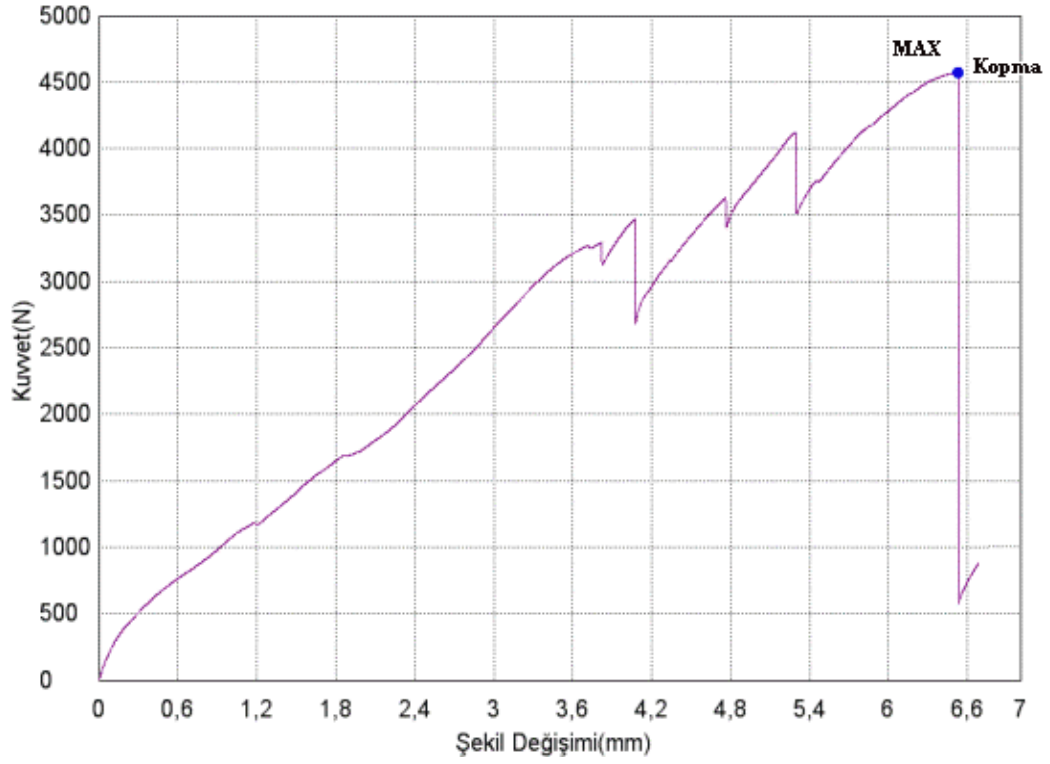
Şekil 33. Grup 3'deki bir örneğin aksiyel kompresyon altındaki yük – şekil değiştirme eğrisi.



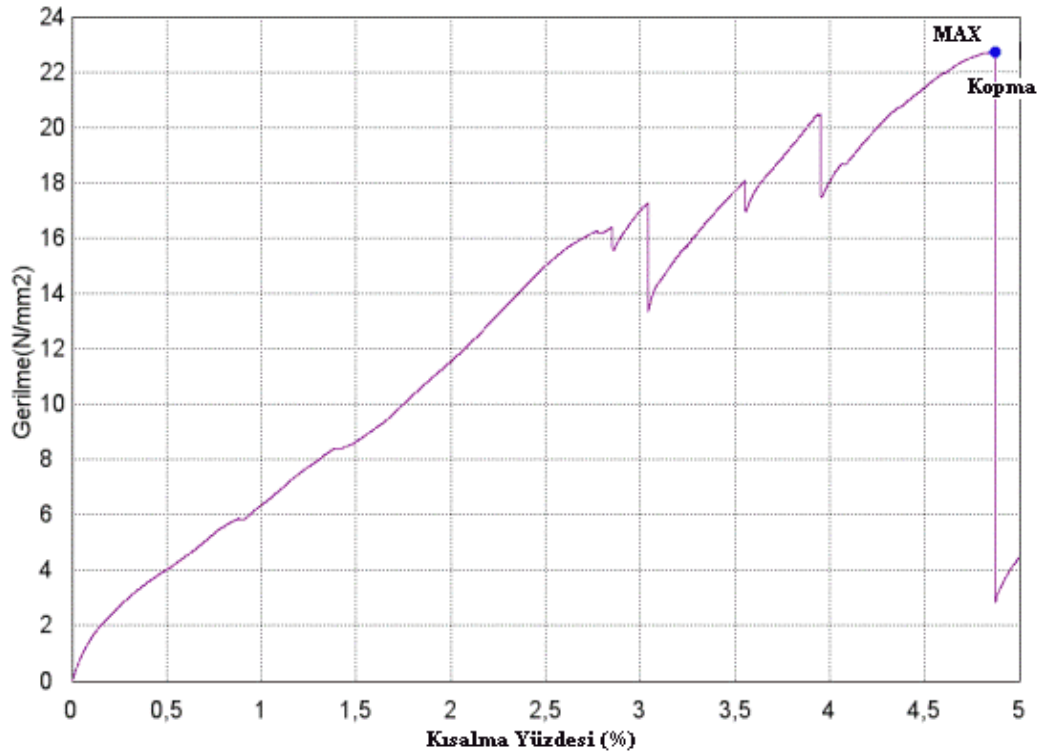
Şekil 34. Grup 3’deki bir örneğin aksiyel kompresyon altındaki gerilme – kısalma yüzdesi eğrisi.

Tablo 5. Grup 4’deki (oblik kırık – helikal plak) örneklerle uygulanan aksiyel kompresyon sonucunda elde edilen değerlerin minimum, maksimum, ortalama ve standart sapma değerleri.

	N	Minimum	Maksimum	Ortalama	Standart Sapma
Akma Gerilmesi (N/mm ²)	7	1,42703	7,65847	3,80553	2,37458
Elastik Modül (N/mm ²)	7	1127,21	2940,37	1997,95	745,451
Max. Kuvvet (N)	7	2922,46	5496,38	4238,67	938,089
Max. Gerilme (N/mm ²)	7	14,5351	27,3367	21,0814	4,66567
Max. Kısalma Yüzdesi (%)	7	1,85078	5,32144	4,24023	1,27015
Kopma Gerilmesi (N/mm ²)	7	14,5351	24,5292	20,3965	3,84066

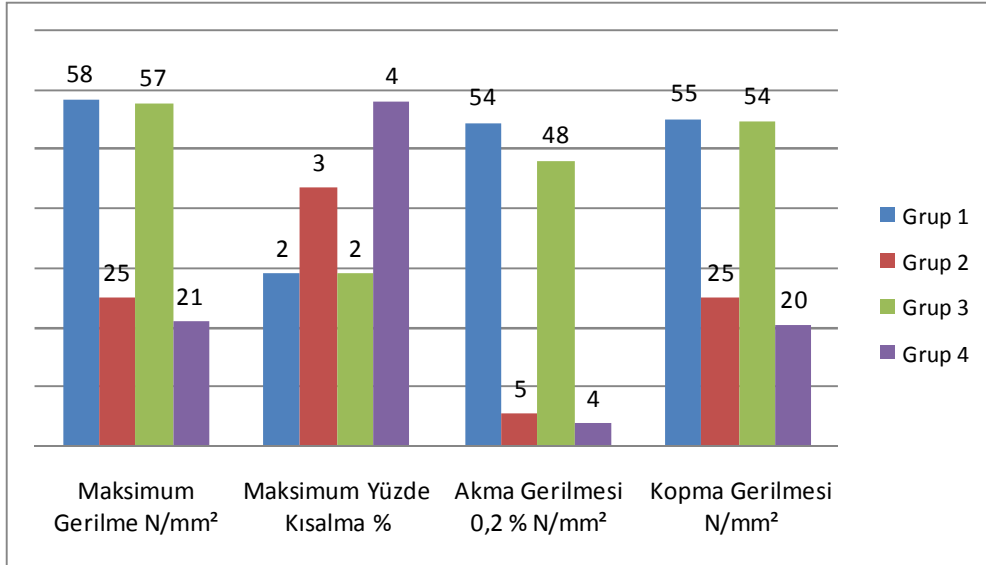


Şekil 35. Grup 4’deki bir örneğin aksiyel kompresyon altındaki yük – şekil değiştirme eğrisi.

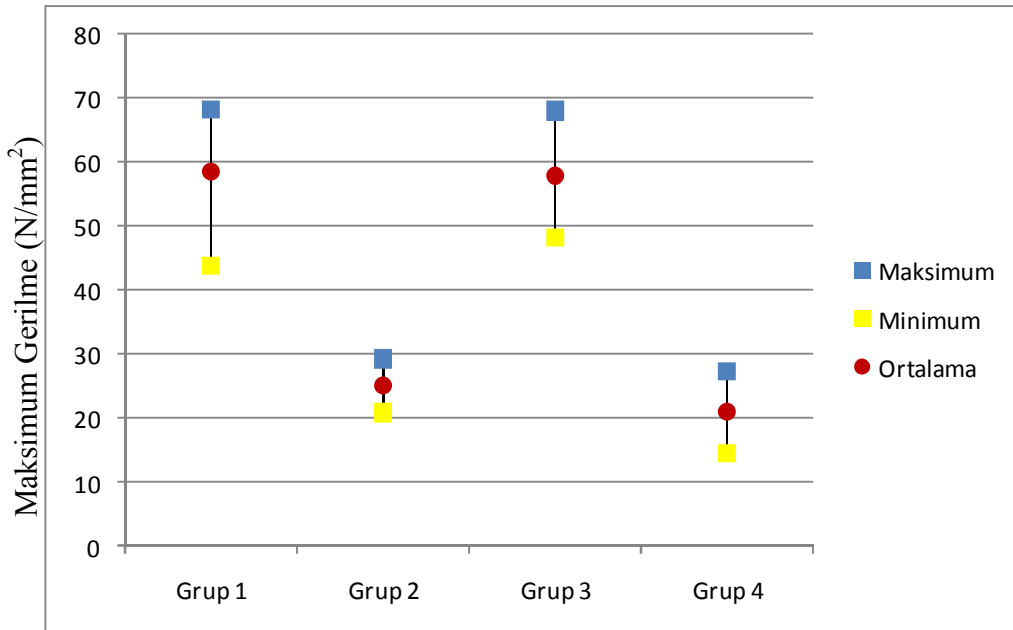


Şekil 36. Grup 4’deki bir örneğin aksiyel kompresyon altındaki gerilme – kısalma yüzdesi eğrisi.

Aksiyel kompresyon altında her bir örnek için ayrı elde edilen değerler gruplar arasında Mann – Whitney U testi ile ikili olarak kıyaslandı (Grup 1 ile 2, Grup 1 ile 3, Grup 2 ile 4, Grup 3 ile 4).



Şekil 37. Aksiyel kompresyon testi sonucunda elde edilen ortalama değerlerin gruplara göre dağılımı.



Şekil 38. Aksiyel kompresyon testinde elde edilen maksimum gerilme değerlerinin gruplara göre dağılımı.

Her bir grubun akma gerilmesi, elastik modül, maksimum kuvvet, maksimum gerilme, kopma gerilmesi ve maksimum kısalma yüzdesi değerleri belirlenen gruplarla karşılaştırıldığında her iki plak tespitinde de transvers kırık ile oblik kırık arasında (Grup1 ile 2 arasında ve Grup 3 ile 4 arasında) istatistiksel olarak anlamlı fark tespit edildi ($p < 0,05$).

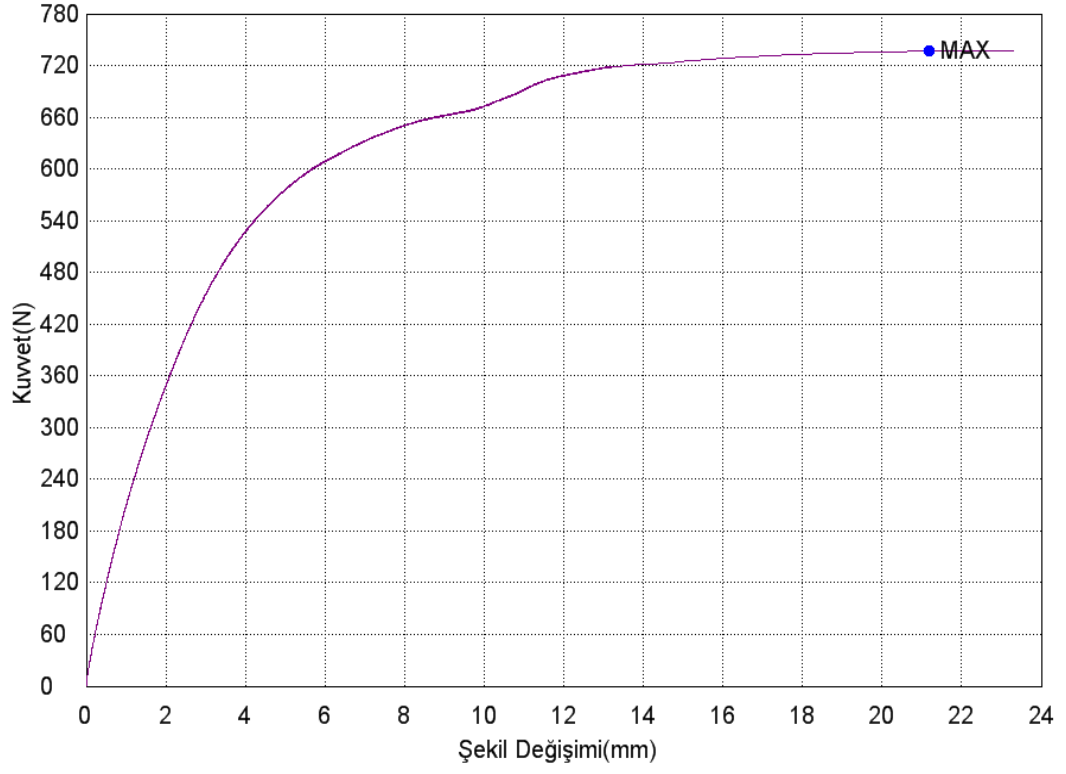
Transvers kırık oluşturulan kemiğe uygulanan düz plak tespiti (Grup 1) ile helikal plak tespitleri (Grup 3) karşılaştırıldıklarında elde edilen fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmadı ve yine oblik kırık oluşturulan kemiğe uygulanan düz plak (Grup 2) ile helikal plak (Grup 4) karşılaştırıldığında bulunan fark istatistiksel olarak anlamlı değildi.

3.2. Üç Nokta Eğme (Bending) Testleri

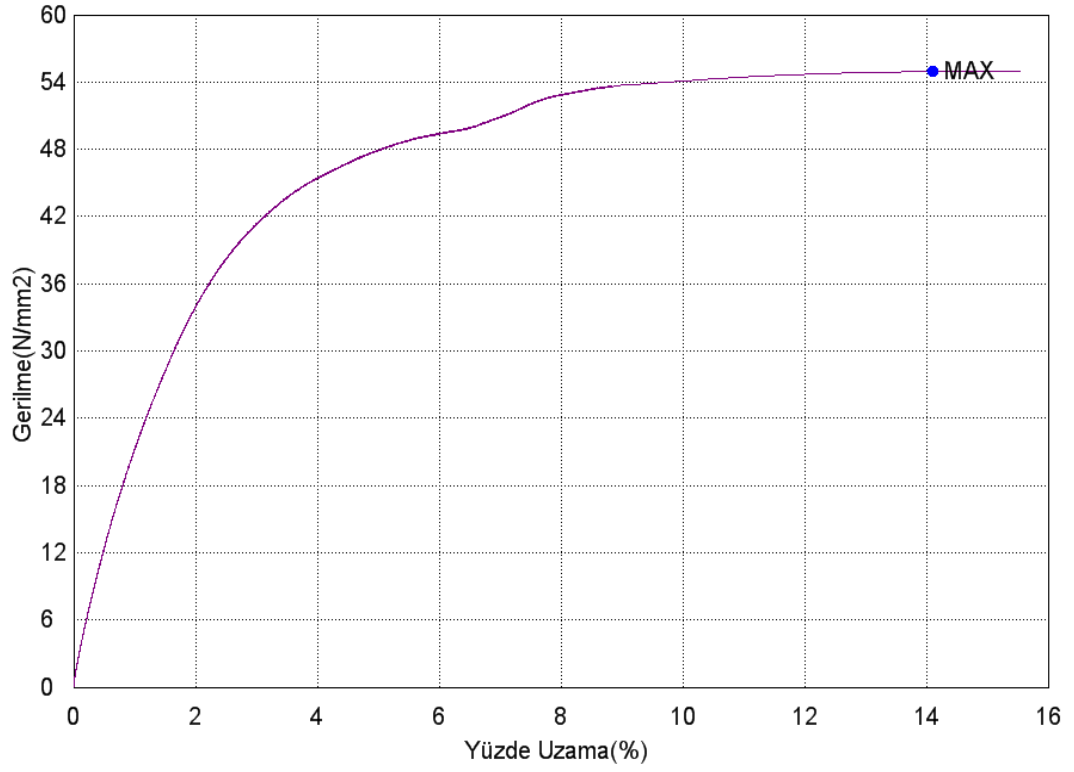
Üç nokta eğme testlerinde her bir örnek için ayrı elastik modül, akma gerilmesi, maksimum kuvvet, maksimum gerilme, maksimum % uzama, eğilme momenti, elastik uzama değerleri ve yük – şekil değiştirme eğrileri elde edildi.

Tablo 6. Grup 1'deki (transvers kırık – düz plak) örneklerle uygulanan üç nokta eğme testi sonucunda elde edilen değerlerin minimum, maksimum, ortalama ve standart sapma değerleri.

	N	Minimum	Maksimum	Ortalama	Standart Sapma
Akma Gerilmesi (N/mm ²)	7	12,1354	19,7637	15,5947	2,54879
Elastik Modül (N/mm ²)	7	3005,86	5009,63	3721,02	658,076
Max. Kuvvet (N)	7	688,632	974,623	813,526	118,852
Max. Gerilme (N/mm ²)	7	54,0800	72,7107	61,9154	7,90572
Max. % Uzama (%)	7	10,1676	18,6904	13,3718	2,86815
Eğilme Momenti (N.m)	7	20,6590	28,4287	24,2901	3,39147
Elastik Uzama (mm)	7	0,73390	1,28642	0,98483	0,18162



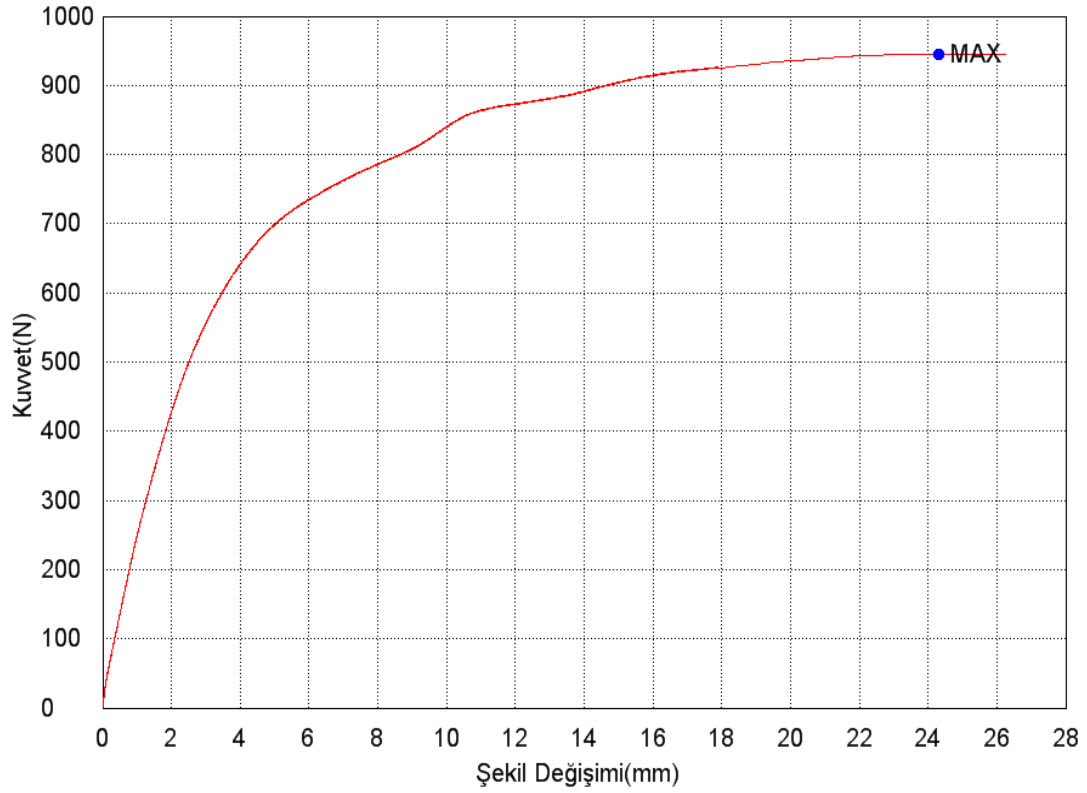
Şekil 39. Grup 1'deki bir örneğin üç nokta eğme testindeki yük – şekil değiştirme eğrisi.



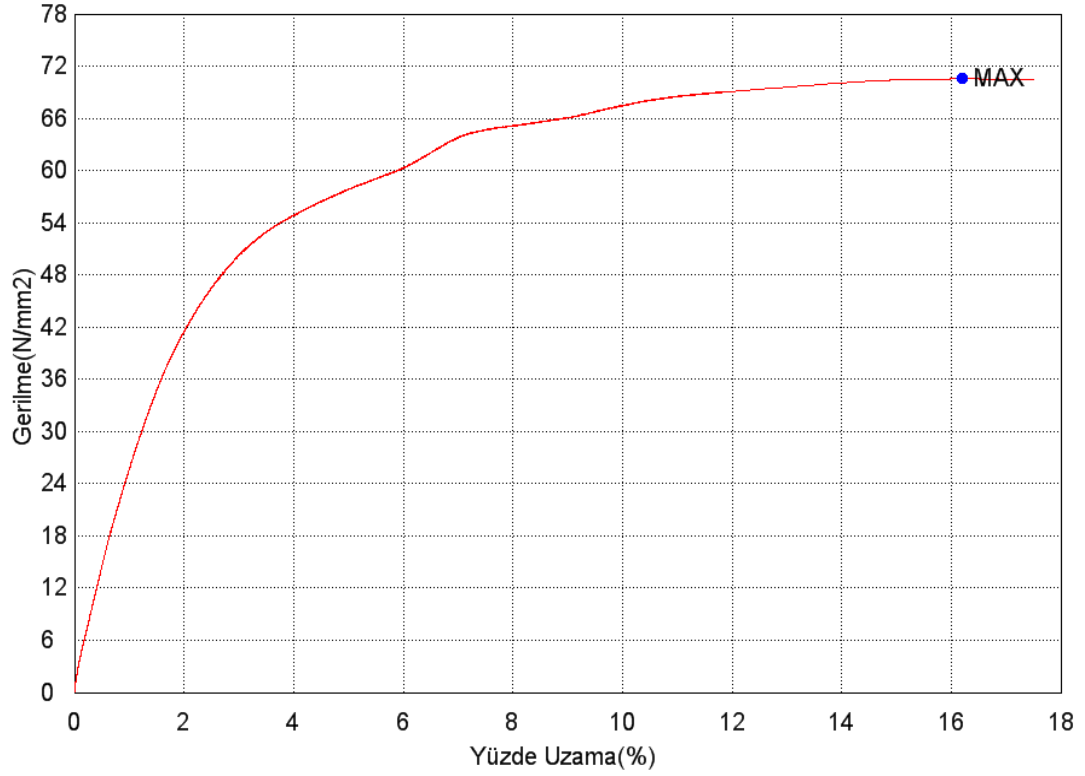
Şekil 40. Grup 1'deki bir örneğin üç nokta eğme testindeki gerilme – yüzde uzama eğrisi.

Tablo 7. Grup 2'deki (oblik kırık – düz plak) örneklere uygulanan üç nokta eğme testi sonucunda elde edilen değerlerin minimum, maksimum, ortalama ve standart sapma değerleri.

	N	Minimum	Maksimum	Ortalama	Standart Sapma
Akma Gerilmesi (N/mm ²)	7	13,6497	25,0114	18,3355	4,23468
Elastik Modül (N/mm ²)	7	2247,20	4794,20	3169,92	1013,07
Max. Kuvvet (N)	7	550,548	945,616	811,858	133,283
Max. Gerilme (N/mm ²)	7	41,0730	70,5466	60,5678	9,94345
Max. % Uzama (%)	7	12,4632	19,3970	15,3679	2,15820
Eğilme Momenti (N.mm)	7	16,5164	28,3685	24,3558	3,99849
Elastik Uzama (mm)	7	0,75054	2,10313	1,29333	0,49718



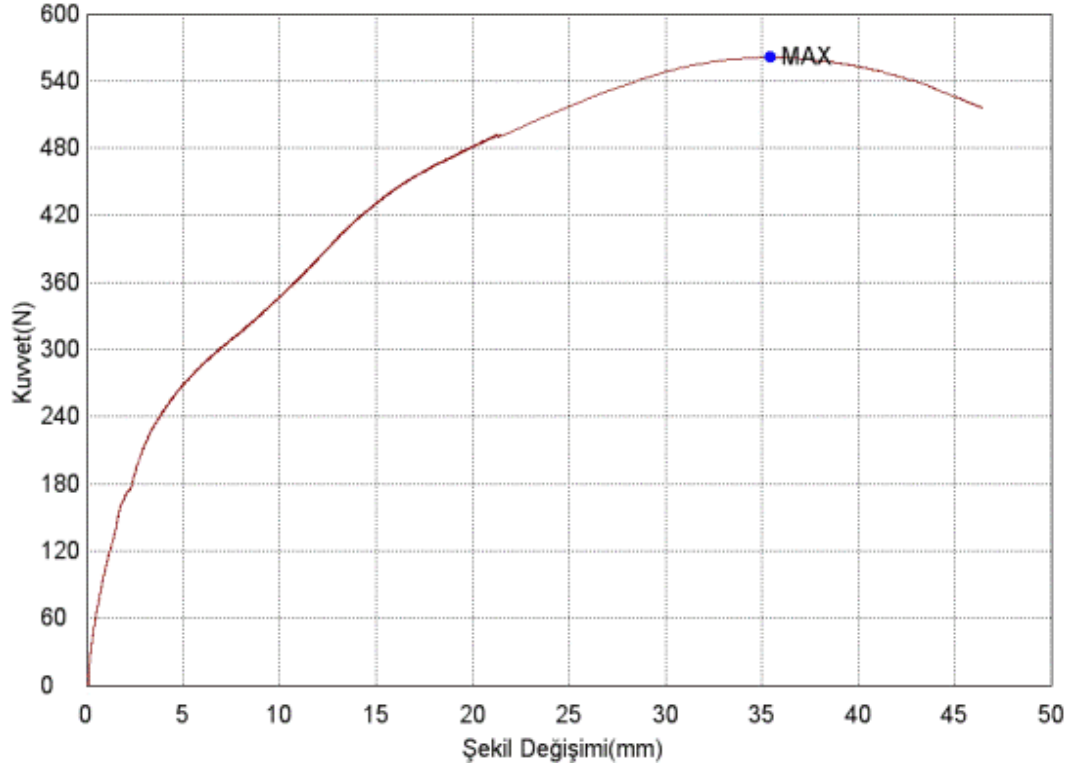
Şekil 41. Grup 2'deki bir örneğin üç nokta eğme testindeki yük – şekil değiştirme eğrisi.



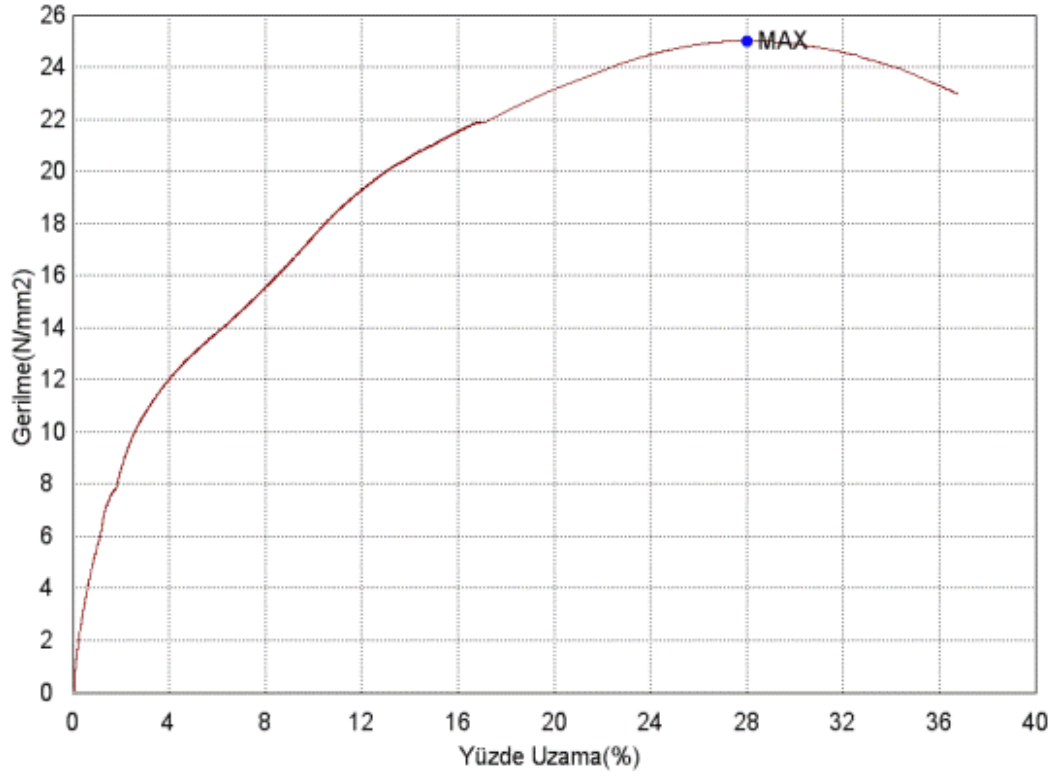
Şekil 42. Grup 2’deki bir örneğin üç nokta eğme testindeki gerilme – yüzde uzama eğrisi.

Tablo 8. Grup 3’deki (transvers kırık – helikal plak) örneklerle uygulanan üç nokta eğme testi sonucunda elde edilen değerlerin minimum, maksimum, ortalama ve standart sapma değerleri.

	N	Minimum	Maksimum	Ortalama	Standart Sapma
Akma Gerilmesi (N/mm ²)	7	2,96635	6,85606	4,54155	1,57226
Elastik Modül (N/mm ²)	7	528,465	1453,70	857,964	364,222
Max. Kuvvet (N)	7	549,603	716,702	614,128	74,9816
Max. Gerilme (N/mm ²)	7	22,1986	24,9950	23,9282	1,08985
Max. % Uzama (%)	7	24,1597	32,2739	27,2629	2,59099
Eğilme Momenti (N.m)	7	16,4881	21,5011	18,4238	2,24945
Elastik Uzama (mm)	7	0,41940	0,94781	0,73255	0,20897



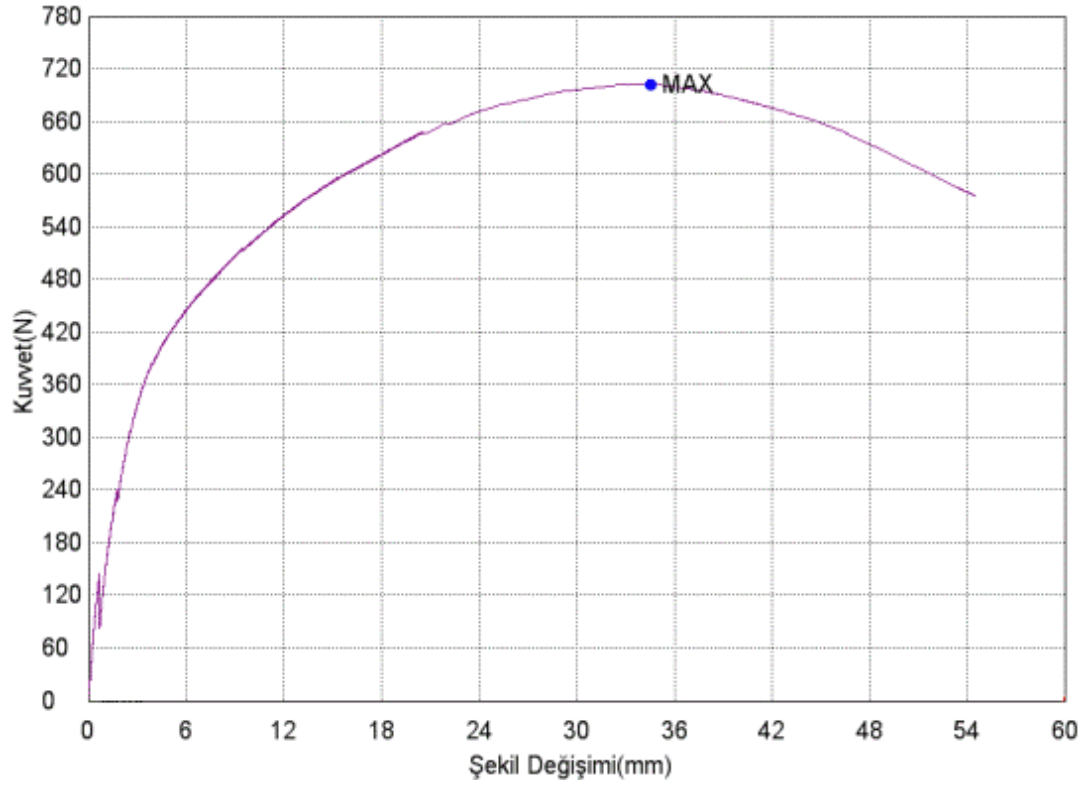
Şekil 43. Grup 3’deki bir örneğin üç nokta eğme testindeki yük – şekil değiştirme eğrisi.



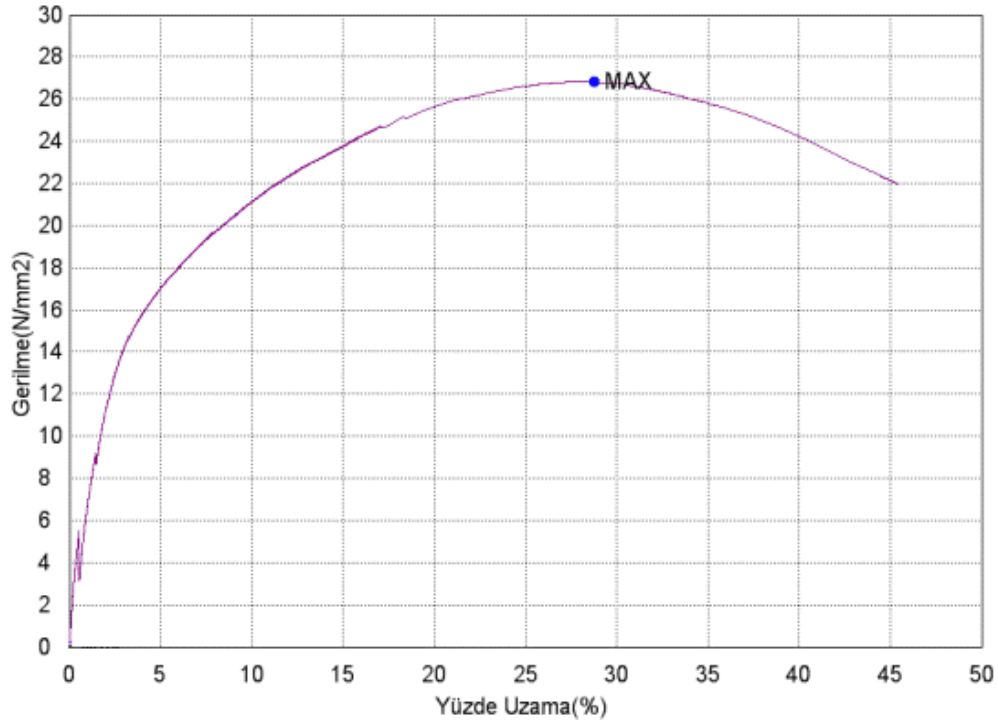
Şekil 44. Grup 3’deki bir örneğin üç nokta eğme testindeki gerilme – yüzde uzama eğrisi.

Tablo 9. Grup 4'deki (oblik kırık – helikal plak) örneklere uygulanan üç nokta eğme testi sonucunda elde edilen değerlerin minimum, maksimum, ortalama ve standart sapma değerleri.

	N	Minimum	Maksimum	Ortalama	Standart Sapma
Akma Gerilmesi 0,2% (N/mm ²)	7	2,79857	4,88954	3,67427	0,78454
Elastik Modül (N/mm ²)	7	1046,10	1515,30	1165,94	159,315
Max. Kuvvet (N)	7	503,993	701,698	618,637	68,9996
Max. Gerilme (N/mm ²)	7	14,2214	26,8132	20,5047	4,88118
Max. % Uzama (%)	7	16,8523	32,0057	24,4711	4,95937
Eğilme Momenti (N.m)	7	15,1198	21,0509	18,5591	2,06999
Elastik Uzama 0,2% (mm)	7	0,45935	0,76946	0,62083	0,11123

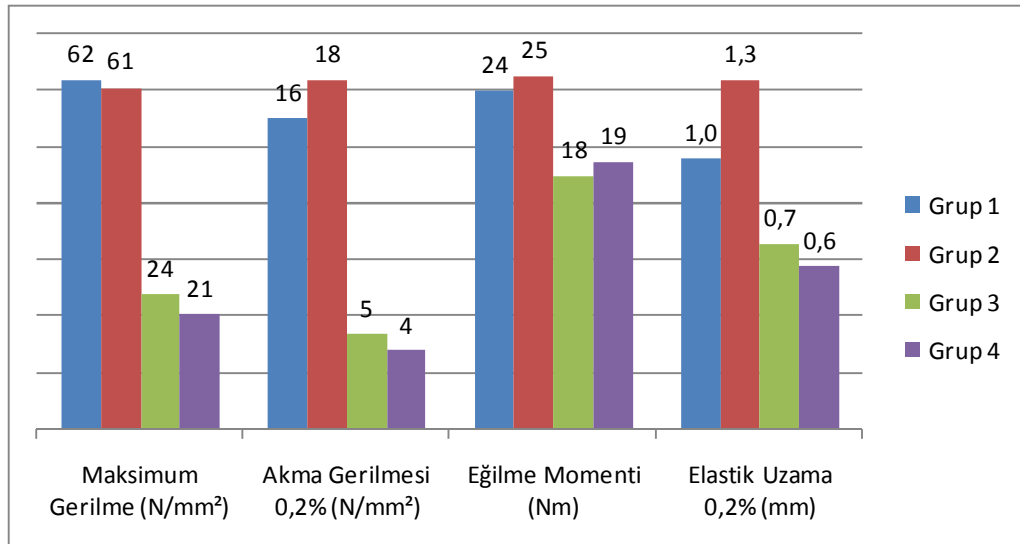


Şekil 45. Grup 4'deki bir örneğin üç nokta eğme testindeki yük – şekil değiştirme eğrisi.

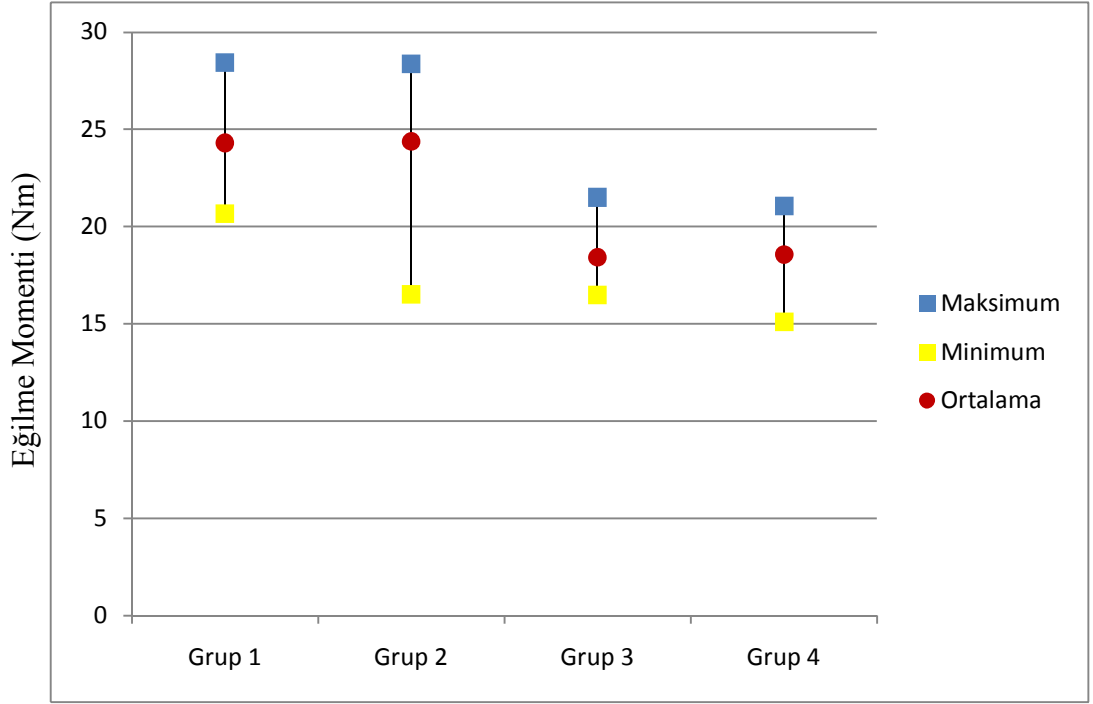


Şekil 46. Grup 4’deki bir örneğin üç nokta eğme testindeki gerilme – yüzde uzama eğrisi.

Üç nokta eğme testinde her bir örnek için ayrı elde edilen değerler gruplar arasında Mann – Whitney U testi ile ikili olarak kıyaslandı (Grup 1 ile 2, Grup 1 ile 3, Grup 2 ile 4, Grup 3 ile 4).



Şekil 47. Üç nokta eğme testi sonucunda elde edilen ortalama değerlerin gruplara göre dağılımı.



Şekil 48. Üç nokta eğme testi sonucunda elde edilen eğilme momenti değerlerinin gruplara göre dağılımı.

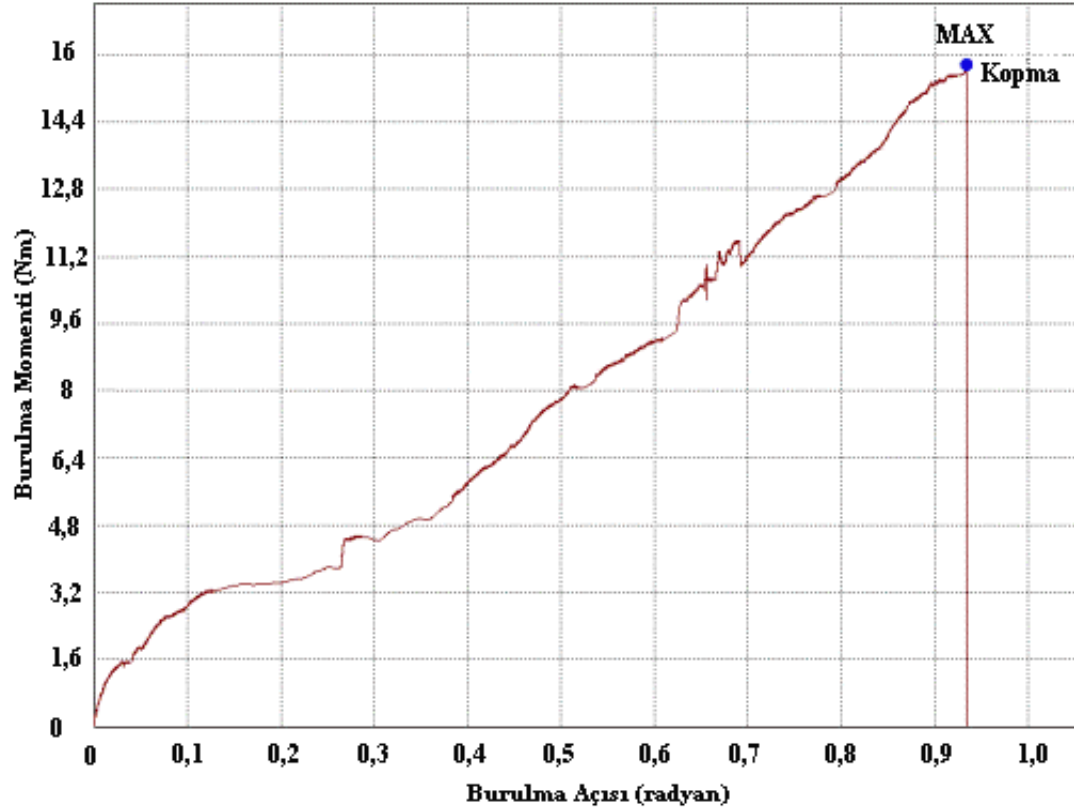
Her bir grubun akma gerilmesi, elastik modül, maksimum kuvvet, maksimum gerilme, maksimum % uzama, eğilme momenti ve elastik uzama değerleri belirlenen gruplarla karşılaştırıldığında her iki kırık tipine uygulanan düz plak ve helikal plak tespitleri arasında (Grup1 ile 3 arasında ve Grup 2 ile 4 arasında) istatistiksel olarak anlamlı fark tespit edildi ($p < 0,05$). Düz plak tespiti uygulanan transvers kırık (Grup 1) ile oblik kırık (Grup 2) karşılaştırıldığında elde edilen fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmadı ve yine helikal plak tespiti uygulanan transvers kırık (Grup 3) ile oblik kırık (Grup 4) karşılaştırıldığında bulunan fark istatistiksel olarak anlamlı değildi.

3.3. Burulma (Torsiyon) Testleri

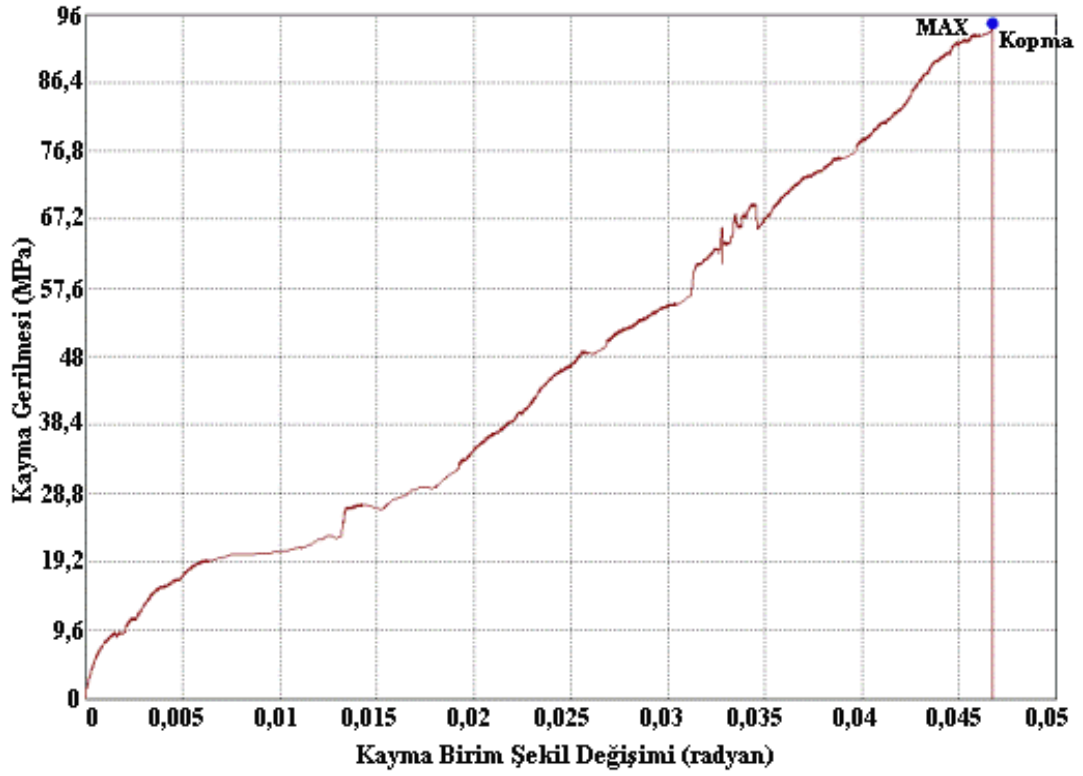
Burulma testlerinde her bir örnek için ayrı maksimum kuvvet, maksimum gerilme, kopma gerilmesi, burulma momenti, burulma açısı, kayma birim şekil değişimi ve kayma gerilmesi değerleri elde edildi.

Tablo 10. Grup 1'deki (transvers kırık – düz plak) örneklerle uygulanan burulma testi sonucunda elde edilen değerlerin minimum, maksimum, ortalama ve standart sapma değerleri.

	N	Minimum	Maksimum	Ortalama	Standart Sapma
Max. Kuvvet (N)	7	283,869	432,897	361,632	62,4325
Max. Gerilme (N/mm ²)	7	0,90358	1,37795	1,15111	0,19873
Kopma Gerilmesi (N/mm ²)	7	0,88674	1,34411	1,10696	0,17858
Burulma Momenti (Nm)	7	11,3548	17,3159	14,4653	2,49730
Burulma Açısı (radyan)	7	0,45345	0,93428	0,62896	0,18471
Kayma Birim Şekil Değişimi (radyan)	7	0,02267	0,04671	0,03145	0,00924
Kayma Gerilmesi (Mpa)	7	43,5307	89,6906	60,3798	17,7320



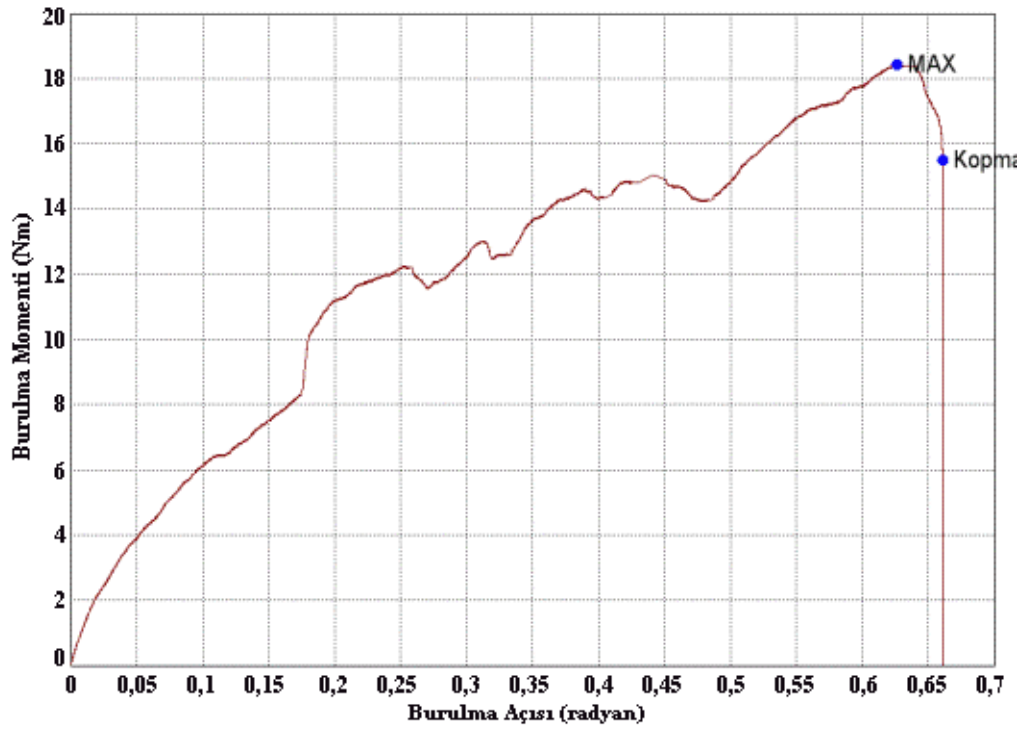
Şekil 49. Grup 1'deki bir örneğin burulma testindeki burulma momenti – burulma açısı eğrisi.



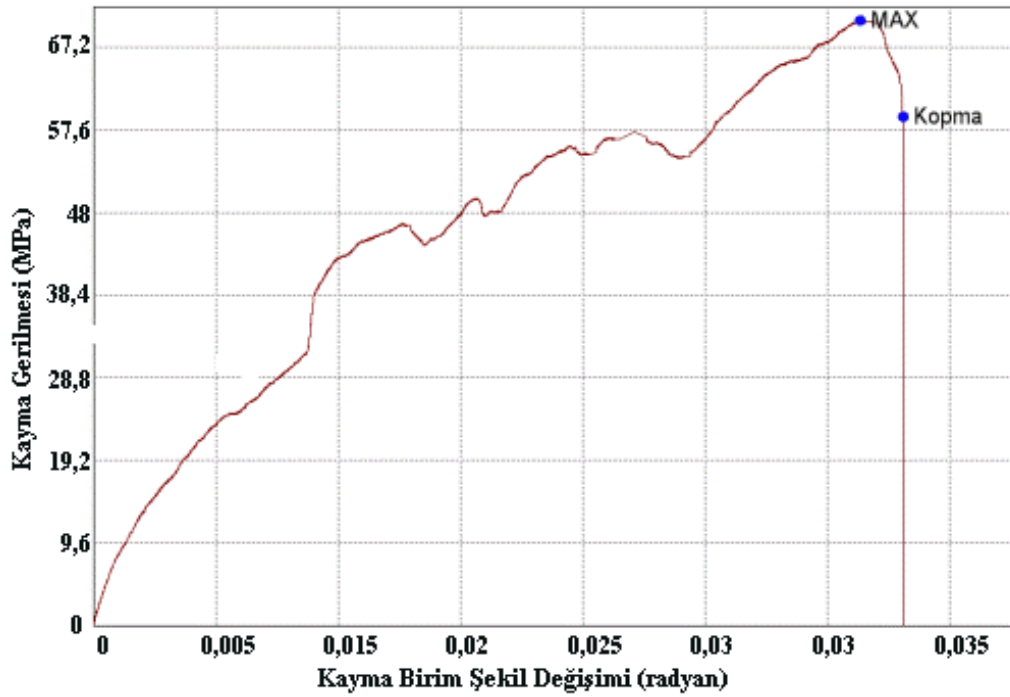
Şekil 50. Grup 1’deki bir örneğin burulma testindeki kayma gerilmesi – kayma birim şekil değişimi eğrisi.

Tablo 11. Grup 2’deki (oblik kırık – düz plak) örneklerle uygulanan burulma testi sonucunda elde edilen değerlerin minimum, maksimum, ortalama ve standart sapma değerleri.

	N	Minimum	Maksimum	Ortalama	Standart Sapma
Max. Kuvvet (N)	7	354,997	497,047	441,855	53,5890
Max. Gerilme (N/mm ²)	7	1,12999	1,58215	1,40647	0,17051
Kopma Gerilmesi (N/mm ²)	7	1,07479	1,50166	1,28023	0,17033
Burulma Momenti (Nm)	7	14,2000	19,8800	17,6742	2,14356
Burulma Açısı (radyan)	7	0,33803	0,80740	0,55656	0,16328
Kayma Birim Şekil Değişimi (radyan)	7	0,01690	0,04037	0,02783	0,00816
Kayma Gerilmesi (MPa)	7	32,4504	77,5106	53,4301	15,6745



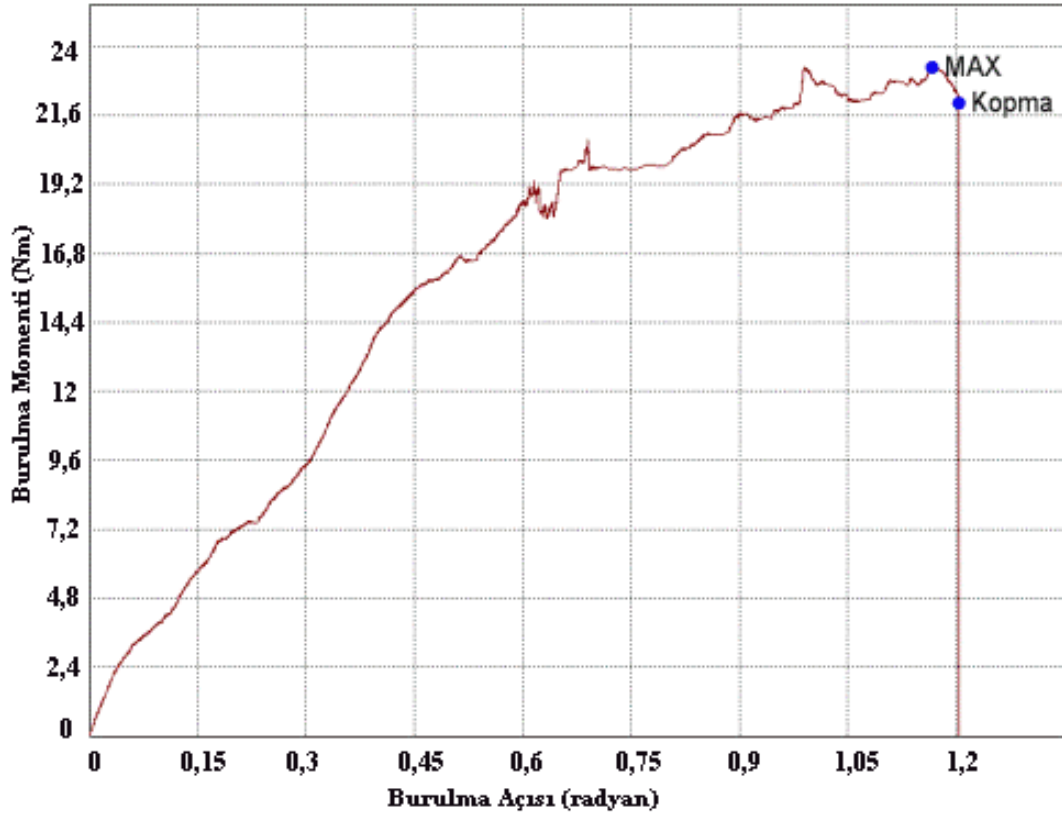
Şekil 51. Grup 2’deki bir örneğin burulma testindeki burulma momenti – burulma açısı eğrisi.



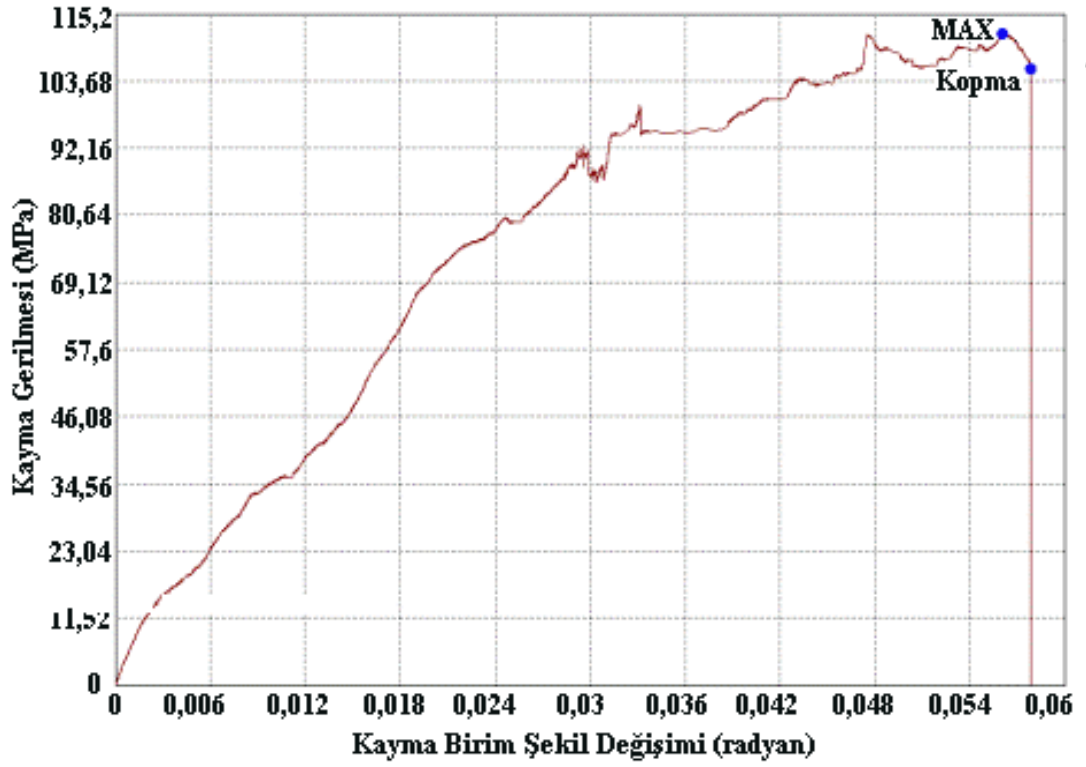
Şekil 52. Grup 2’deki bir örneğin burulma testindeki kayma gerilmesi – kayma birim şekil değişimi eğrisi.

Tablo 12. Grup 3'deki (transvers kırık – helikal plak) örneklere uygulanan burulma testi sonucunda elde edilen değerlerin minimum, maksimum, ortalama ve standart sapma değerleri.

	N	Minimum	Maksimum	Ortalama	Standart Sapma
Max. Kuvvet (N)	7	517,289	656,486	591,913	53,9695
Max. Gerilme (N/mm ²)	7	1,64658	2,08966	1,88412	0,17179
Kopma Gerilmesi (N/mm ²)	7	1,64046	2,07656	1,85607	0,17100
Burulma Momenti (Nm)	7	20,6900	26,2600	23,6765	2,15878
Burulma Açısı (radyan)	7	0,76011	1,47824	1,01814	0,25084
Kayma Birim Şekil Değişimi (radyan)	7	0,03801	0,07391	0,05091	0,01254
Kayma Gerilmesi (MPa)	7	72,9706	141,911	97,7416	24,0806



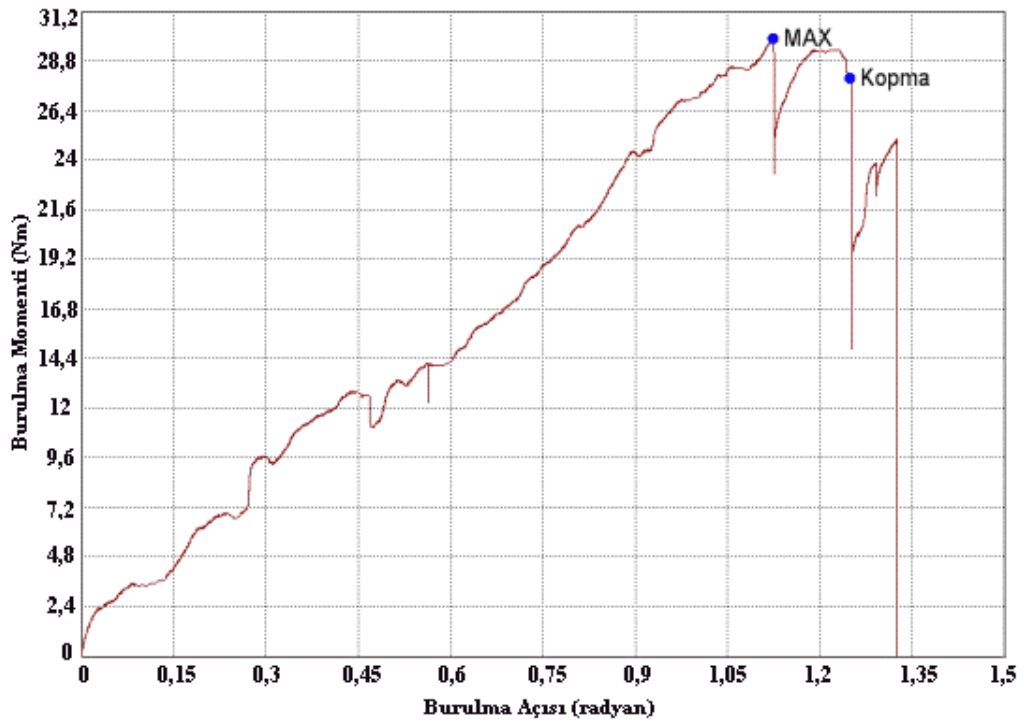
Şekil 53. Grup 3'deki bir örneğin burulma testindeki burulma momenti – burulma açısı eğrisi.



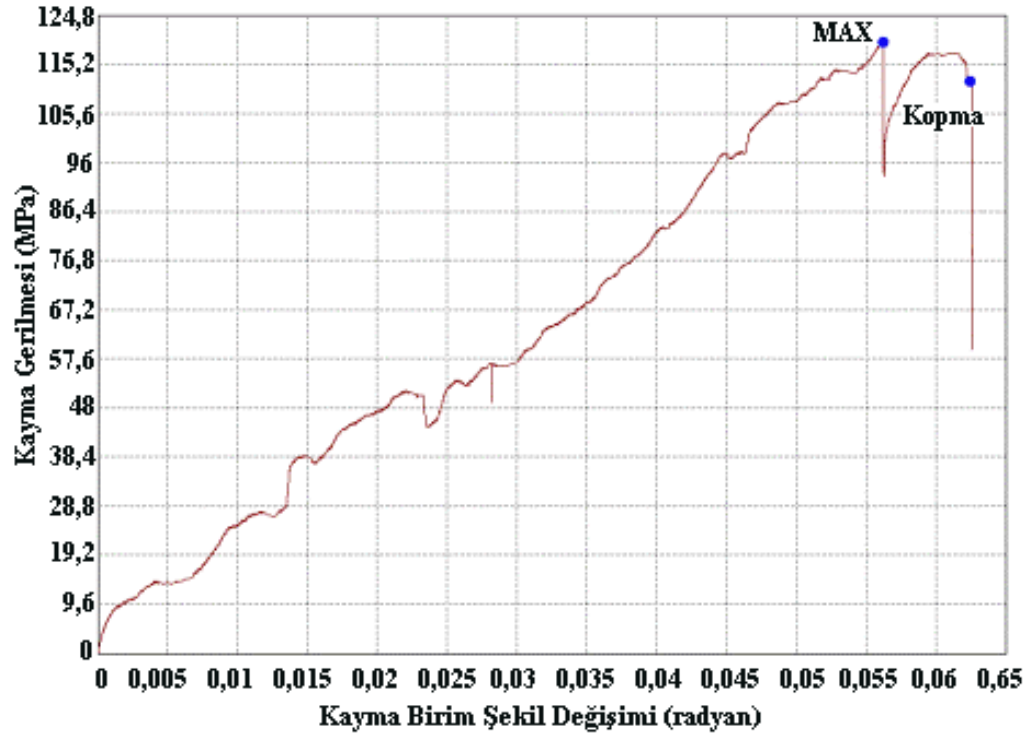
Şekil 54. Grup 3’deki bir örneğin burulma testindeki kayma gerilmesi – kayma birim şekil değişimi eğrisi.

Tablo 13. Grup 4’deki (oblik kırık – helikal plak) örneklerle uygulanan burulma testi sonucunda elde edilen değerlerin minimum, maksimum, ortalama ve standart sapma değerleri.

	N	Minimum	Maksimum	Ortalama	Standart Sapma
Max. Kuvvet (N)	7	626,183	747,315	696,676	38,0729
Max. Gerilme (N/mm ²)	7	1,99320	2,37878	2,21759	0,12119
Kopma Gerilmesi (N/mm ²)	7	1,99204	2,29499	2,17364	0,09844
Burulma Momenti (Nm)	7	25,0500	29,8900	27,8671	1,52292
Burulma Açısı (radyan)	7	0,57874	1,35078	1,01923	0,29635
Kayma Birim Şekil Değişimi (radyan)	7	0,02894	0,06754	0,05096	0,01482
Kayma Gerilmesi (MPa)	7	55,5588	129,675	97,8457	28,4499

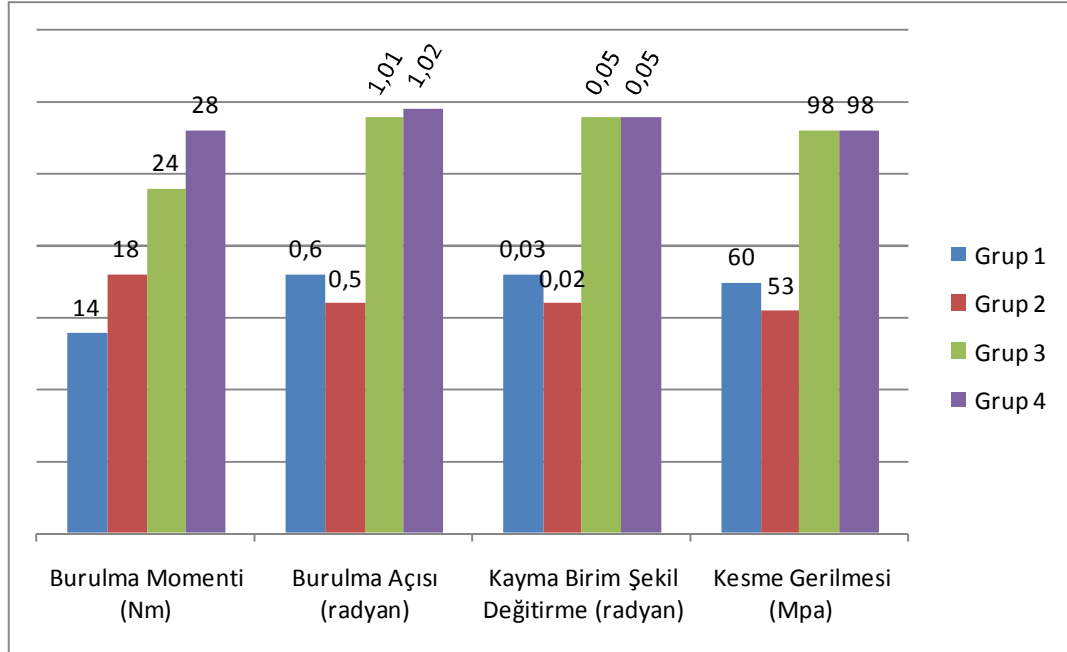


Şekil 55. Grup 4’deki bir örneğin burulma testindeki burulma momenti – burulma açısı eğrisi.

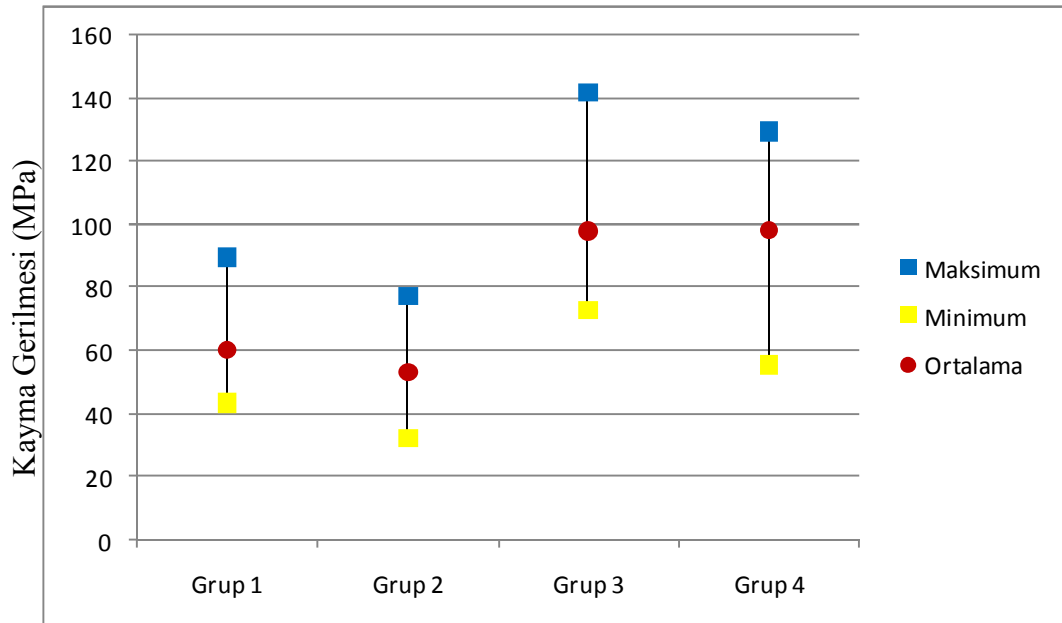


Şekil 56. Grup 4’deki bir örneğin burulma testindeki kayma gerilmesi – kayma birim şekil değişimi eğrisi.

Burulma testinde her bir örnek için ayrı elde edilen değerler gruplar arasında Mann – Whitney U testi ile ikili olarak kıyaslandı (Grup 1 ile 2, Grup 1 ile 3, Grup 2 ile 4, Grup 3 ile 4)



Şekil 57. Burulma testi sonucunda elde edilen ortalama değerlerin gruplara göre dağılımı.



Şekil 58. Burulma testi sonucunda elde edilen kayma gerilmesi değerlerinin gruplara göre dağılımı.

Her bir grubun maksimum kuvvet, maksimum gerilme, kopma gerilmesi ve burulma momenti değerleri belirlenen gruplarla karşılaştırıldığında gruplar arasında bulunan farklar istatistiksel olarak anlamlı idi ($p < 0,05$).

Burulma açısı, kayma birim şekil değişimi ve kayma gerilmesi değerleri belirlenen gruplar arasında karşılaştırıldığında her iki kırık tipine uygulanan düz plak ve helikal plak tespitleri arasında (Grup1 ile 3 arasında ve Grup 2 ile 4 arasında) istatistiksel olarak anlamlı fark tespit edildi ($p < 0,05$).

4. TARTIŞMA

Plaklar bir asırdan beri kırıkların tedavisinde kullanılmaktadır. Gelişen temel bilim ve teknoloji ile zaman içinde plakların yapıldığı malzemeler ve tasarım özellikleri değişiklikler göstermiştir. Özellikle kırık iyileşmesi üzerine etki eden faktörlerin anlaşılmasıyla daha hızlı ve fonksiyonel bir kırık iyileşmesi amaçlanmıştır. Bu amaçla farklı internal fiksasyon yöntemleri ve bunların kombinasyonları kırık tedavisinde kullanılmaktadır (3, 7, 8). Plaklar ve vida kombinasyonları bu yöntemlerden en çok kullanılanlardır (2, 3, 7, 8, 21).

Özellikle plak ile kemik temasını azaltmaya yönelik tasarımlar ve çalışmalar mevcuttur. Abel ve ark. (36) tasarımı olan MCP (Minimum Contact Plate) buna bir örnektir. MCP ile DCP ve LC-DCP'yi karşılaştırmak için, dört nokta eğme ve torsiyon testleri gerçekleştirilmiştir. Bu plak, plak ile kemik temasını %15 azaltacak şekilde tasarlanmıştır. Bu plağın sunduğu önemli bir tasarım özelliği de, fiksasyon plağının yol açtığı kortikal kemik kan dolaşımı hasarını en aza indirmesidir. Biyomekanik açıdan, MCP'nin klinik uygulama için yeterli katılığa ve dayanıma sahip olduğu bildirilmiştir.

Stoffel ve ark. (37) kompozit kemik silindirleri kullanılarak yaptıkları in-vitro deneylerinin ve diafiziyel kırıklar için LCP kullanılarak yapılan sonlu eleman analizlerinin sonuçlarını sunmuşlar ve klinik uygulamalar için tavsiyeler yapmışlardır. Bu çalışmaya göre aksiyel sertlik ve torsiyonel sertlik temel olarak plağın uzunluğundan etkilenmektedir. Kırığın her iki yanındaki birer vida çıkarılınca yapının hem torsiyon hem de aksiyel kompresyon yüklenmeleri altındaki biyomekanik dayanımlarının yaklaşık iki kat daha esnek olduğu tespit edilmiştir. Vida sayısının sağlamlığı arttırdığını ancak parça basına üçten fazla vidanın aksiyel kompresyon dayanımını çok az arttırdığı gibi dörtten fazla vidanın ise torsiyonel dayanımı çok arttırmadığını bulmuşlardır. Torsiyonel yük karşısındaki sertliği sadece vida sayısı belirlemektedir. Yapının sağlamlığını etkileyen bir diğer etken ise plağın kemiğe uzaklığıdır. Bu uzaklık arttıkça sağlamlık azalmaktadır. Son olarak, aynı sayıda vida ile daha kısa bir plağın aksiyel sertliği azalttığı ama torsiyonel sertliği etkilemediği bildirilmiştir.

Spiral kırıklar genel olarak üç veya daha fazla lag screw kullanılarak tespit edilmiştir. Parren'in gap – strain teorisine istinaden kırık hattındaki mikro hareketi en aza indirmek için tespit sırasında vidalar arasındaki mesafe ve stabilite gibi önemli parametreler dikkate alınmıştır (22). Çok fazla vida, vida deliklerinin stres artırıcı faktör olarak davranması nedeni ile kemiği zayıflatacak; öte yandan az vida kırık alanında instabiliteye neden olacaktır. Spiral kırıkların tespitinde diğer yöntemler intramedüller çiviler ve kemiğin gerilim yüzeyine uygulanan plaklamayı içermektedir. İntramedüller çiviler, yalnız vidalar ile sağlanan tespitten daha iyi stabilite sağlarlar (38). Geleneksel düz plakla tespit yapıldığında torsiyon sırasında kemiğin aksına 45° açıda ve plağın aksı boyunca hareket etmeyen tensil kuvvetleri oluşturulduğu için stabilite zayıftır (39).

Geliştirilen implantlarda ve tespit yöntemlerinin birbiriyle karşılaştırılmasında in - vitro biyomekanik testler kullanılmaktadır. Biyomekanik testlerde amaç vücut ortamındaki yük değişimlerini simüle ederek oluşturulan sistemlerin nasıl davranış göstereceğini deneysel verilerle ortaya çıkarmaktır. Bu amaçla insan kadavra kemikleri, hayvan kadavra kemikleri ya da kemiğin mekanik özelliklerini simüle eden ve geometrik olarak düzgün materyaller kullanılabilir. Materyaller arasında en ideal olanın hafiflik, ekonomiklik ve mekanik özellikler açısından sentetik homojen yapıların olduğu öne sürülmektedir (40).

Helikal plaklar ve düz plakların biyomekanik olarak karşılaştırıldığı bu çalışmamızda kullanılan plaklar, biyoyumluluğu ispatlanmış, erişilmesi ve işlenmesi kolay olan paslanmaz çelikten yapılmıştır. Kullanılan hayvan kadavra kemiklerinde ise mümkün olduğunca biyomekanik deneysel standardizasyon sağlanmıştır.

Fernandez (27), kırık tespitinde internal helikal plakları kullanma fikrini klinik olarak tartışan ilk cerrah oldu. Özellikle onun anatomik çalışmaları humerus kırıklarının tedavisinde helikal plakların bazı avantajlarını gösterdi. Helikal plakların klinik uygulamaları Apivatthakakul, Gardner, Yang ve ark. (41 – 43) tarafından tasarlanıp biyomekanik analizleri yapılmıştır.

Yapılan çalışmalarda özellikle uzun kemiklerin torsiyonu sonucu oluşan oblik ve spiral kırıklara düz plak uygulanmasından ileri gelen komplikasyonların

bazılarının helikal plak tespiti ile önlenebileceği vurgulanmıştır (41, 43, 44). Biyomekanik olarak bakıldığında spiral kırıkların kemiğin aksına çapraz olarak etki eden tensil gerilmeleri tarafından meydana getirildiği bilinmektedir. Bundan dolayı bu tensil gerilmeleri absorbe etmek için spiral kırığa dik olarak uygulanmış ve yönlendirilmiş olan bir helikal plak gereklidir (41, 43, 44).

Kearny ve ark. (45) diverjan vida yerleştirilmesi üzerine gerçekleştirdikleri bir çalışmada, vida açısının değiştirilmesinin sıyrılma drencini azalttığını, ancak plağın kemiğe fiksasyonunun dayanıklılığını arttırdığını göstermişlerdir. Bekler ve ark. (46) yaptıkları çalışmada osteoporozlu hastalardaki kemik kırıklarının tedavisinde diverjan düzeneğin klasik vida yerleşiminin yerini alabilecek bir seçenek olduğunu belirtilmiştir. Plağın helikal yöneliminden dolayı kırılan kemiğe yerleştirilen helikal plak vidalarının yönü kemiğin aksıyla farklı açılarda olur. Bu vidaların yük altında gevşeme ihtimalini azaltır ve plağın kemiğe daha sağlam tespitini sağlar (41, 43, 44).

Metalik implant ile tespit edilen kemiklerde osteoporoz görülmektedir (20, 47, 48). Osteoporoz genel olarak iki temel nedene bağlanmaktadır. Birinci neden kırık bir kemiği iyileştirmek için kullanılan implant materyallerinin kemiği kendini yenileyebilmesi için gerekli olan fizyolojik yüklerden uzak bırakması, ikinci neden ise plakları yerleştirirken yapılan geniş cerrahi açılım ve plağın kemiğe yaptığı baskı nedeniyle kemik kanlanmasında büyük önemi olan periosta zarar vermesidir (1, 48, 49).

Düz plak kullanılarak yapılan tespitler eğilme momenti ve dolayısı ile eğilme gerilmesine maruz kaldığında plak kemik sisteminin nötral aksı kemiğin dış yüzünde plağa çok yakın yerleşimlidir. Bu kırık hattından uzakta kemik segmentlerinde stres kalkanına ve bu segmentlerde zayıflamaya neden olur. Oysa kemiğe spiral oryantasyonla yerleştirilen helikal plak için kırık hattından uzak farklı lokalizasyonlarda plak – kemik kesitleri oluşacak sonuç olarak kırık hattından uzak kemiğin stresten korunma problemi minimize edilmiş olacaktır (41, 43, 44).

Çeşitli tespit yöntemleri ile kırık sahasındaki kontrollü hareketin kırık iyileşmesini olumlu yönde etkilediğine dair bazı çalışmalar bulunmaktadır (33, 50 – 54). Kenwright ve ark. (53) eksternal fiksator ile tespit edilen, parçalı tibia kırıklarına

uyguladıkları kontrollü mekanik uyarımın kırığın remodelasyon aşamasında iyileşmeyi destekleyeceğini belirtmişlerdir.

Kırık tespitinin hemen ardından kırık hattında oluşan kompresif stres korunması kallus oluşumunu ve kemik iyileşmesini geciktirir. Benzer bir şekilde kemiğin plak altındaki tabakasının tensil stres korunması osteoporoza yol açabilir ve bu tabakanın tensil dayanımını azaltabilir. Bu sorunu önlemek için, Ganesh ve ark. (55) çalışmalarında katılık derecelendirmeli plakların kullanılmasını önermiştir. Katılık derecelendirmeli plaklar kemikte daha düşük stres korunmasına olanak tanıyarak kırıkta daha hızlı iyileşme sağlamak için daha yüksek kompresif stres ve kemiğin kırıktan uzak sağlam kısmında osteoporozu engellemek için daha yüksek tensil stres sağlamaktadır.

Foux ve ark. (56) eksensel esnek plaklar ile DCP plakların köpek femur kırık modellerin de karşılaştırmasında esnek plaklar ile daha kısa sürede ve rijiditesi daha yüksek bir iyileşme elde etmişlerdir.

Kırık iyileşmesini arttıran kırık hattındaki kapanma ve mikro hareketin aksiyel kompresyon, bending ve torsiyon yüklenmeleri altında helikal plak tespiti ile daha iyi sağlandığı tespit edilmiştir (19).

Helikal plak kırılan kemiğe uzun ekseni boyunca tutunduğu ve kemiğin etrafını sardığı için bütün kırık yüzeylerinde redüksiyona izin verir ayrıca cerrahi giriş noktasının seçiminde daha özgür olmamayı sağlar ve implantasyon sırasında kemiğin zor segmentlerinde sinirlere, damarlara ve kaslara zarar vermeden cerraha plağı yerleştirme imkanı verir (41, 43, 44).

Yang ve ark. (41) proksimal ve orta humerusun parçalı kırıklarının plakla tespiti için humerus şaftına büyük tuberkülün lateralinden uygulanan ve deltoid kasın insersiyosuna zarar verecek uzun bir plak yerine helikal plak kullanmıştır. Böylece proksimalde büyük tuberkülün lateralinden yerleştirilen plak, distalde humerusun şaftının anterioruna yönelmiştir ve dolayısıyla deltoid kasın insersiyosu korunabilmiştir.

Konuyla ilgili literatür çalışmaları gözden geçirildiğinde helikal plakların düz plaklarla biyomekanik olarak karşılaştırıldığı kapsamlı deneysel bir çalışmanın henüz

yapılmadığı görülmüştür. Yapılan çalışmalarda helikal plakların sonlu eleman analizleri ve klinik uygulamalarından bahsedilmiştir (18, 19, 27, 41, 43).

Çalışmamızda aksiyel kompresyon altında her bir grubun akma gerilmesi, elastik modül, maksimum kuvvet, maksimum gerilme, maksimum kısalma yüzdesi ve kopma gerilmesi değerleri belirlenen gruplarla karşılaştırıldığında (Şekil 37) her iki plak tespitinde de transvers kırık ile oblik kırık arasında (Grup1 ile 2 arasında ve Grup 3 ile 4 arasında) istatistiksel olarak anlamlı fark tespit edildi ($p < 0,05$). Yük - şekil değiştirme grafiklerinin verildiği Şekil 29 ile Şekil 31 karşılaştırıldığında Grup 1’deki örneğin maksimum dayanma kuvveti 11400 N iken Grup 2’deki örneğin maksimum dayanma kuvveti 5700 N olarak tespit edildi. Düz plak uygulanan transvers kırık örneğinin biyomekanik dayanımı düz plak uygulanan oblik kırık örneğinkinden yüksek olarak bulundu. Şekil 33 ile Şekil 35 karşılaştırıldığında Grup 3’deki örneğin maksimum dayanma kuvveti 13700 N iken Grup 4’deki örneğin maksimum dayanma kuvveti 4600 N olarak tespit edildi. Helikal plak uygulanan transvers kırık örneğinin biyomekanik dayanımı, helikal plak uygulanan oblik kırık örneğinkinden yüksek olarak bulundu. Aksiyel kompresyon altında her iki kırık tipine uygulanan helikal plak ve düz plak tespitleri karşılaştırıldığında helikal plak lehine bulunan zayıf biyomekanik dayanımlar istatistiksel olarak anlamlı değildi. Sonuç olarak transvers kırıklara uygulanan tespitlerin aksiyel kompresyon altında oblik kırıklardan daha yüksek biyomekanik dayanımlara sahip olduğu bulundu. Bu fark literatürde, transvers kırıklara uygulanan kompresif kuvvetin yönünün kırık hattı ile dik olması, transvers kırıkta dik kuvvetlerin etki ettiği kesit alanının daha geniş olması ve kortikal kemiğin en yüksek dayanımları kompresif kuvvetlere karşı göstermesi şeklinde açıklanmıştır (34, 35).

Çalışmamızdaki üç nokta eğme testlerinde her bir grubun akma gerilmesi, elastik modül, maksimum kuvvet, maksimum gerilme, maksimum % uzama, eğilme momenti ve elastik uzama değerleri belirlenen gruplarla karşılaştırıldığında (Şekil 47) her iki kırık tipine uygulanan düz plak ve helikal plak tespitleri arasında (Grup1 ile 3 arasında ve Grup 2 ile 4 arasında) istatistiksel olarak anlamlı fark tespit edildi ($p < 0,05$). Gerilme – yüzde uzama eğrilerinin verildiği Şekil 40 ile Şekil 44 karşılaştırıldığında Grup 1’deki örneğin maksimum gerilme değeri 55 N/mm^2 iken

Grup 3'deki örneğin maksimum gerilme değeri 25 N/mm^2 olarak tespit edildi. Düz plak uygulanan transvers kırık örneğinin biyomekanik dayanımı, helikal plak uygulanan transvers kırık örneğinkinden yüksek olarak bulundu. Şekil 42 ile Şekil 44 karşılaştırıldığında Grup 2'deki örneğin maksimum gerilme değeri 70 N/mm^2 iken Grup 4'deki örneğin maksimum gerilme değeri 22 N/mm^2 olarak tespit edildi. Düz plak uygulanan oblik kırık örneğinin biyomekanik dayanımı, helikal plak uygulanan oblik kırık örneğinkinden yüksek olarak bulundu. Sonuç olarak helikal plak tespitleri üç nokta eğme testinde düz plak tespitleri ile kıyaslandığında daha zayıf biyomekanik dayanımlar sergiledi. Krishna ve Ark. (19) bunu plakların rotasyon açısı arttıkça eğilme dayanımlarının azalması olarak açıklamıştır. Düz plak tespiti uygulanan gruplarda transvers ile oblik kırık arasında ve yine helikal plak tespiti uygulanan gruplarda transvers ile oblik kırık arasında istatistiksel olarak anlamlı fark tespit edilmedi.

Burulma testlerinde her bir grubun maksimum kuvvet, maksimum gerilme, kopma gerilmesi ve burulma momenti değerleri belirlenen gruplarla karşılaştırıldığında (Şekil 57) gruplar arasında bulunan farklar istatistiksel olarak anlamlı bulundu ($p < 0,05$). Burulma momenti – burulma açısı grafiklerinin verildiği Şekil 49, 51, 53 ve 55 incelendiğinde sırasıyla Grup 1'deki örneğin maksimum burulma momenti 15 Nm, Grup 2'deki örneğin maksimum burulma momenti 18 Nm, Grup 3'deki örneğin maksimum burulma momenti 23 Nm ve Grup 4'deki örneğin maksimum burulma momenti 30 Nm olduğu görüldü. Düz plak uygulanan Grup 1 ile Grup 2 karşılaştırıldığında oblik kırık oluşturulan Grup 2'nin torsiyon direncinin daha yüksek olduğu gözlemlendi. Benzer şekilde helikal plak tespiti yapılan Grup 3 ile Grup 4 karşılaştırıldığında oblik kırık oluşturulan Grup 4'ün daha yüksek torsiyon direncine sahip olduğu görüldü. Transvers kırık oluşturulan Grup 1 ile Grup 3 karşılaştırıldığında Grup 3'deki helikal plak tespiti daha yüksek torsiyon direnci sergiledi. Benzer şekilde oblik kırık oluşturulan Grup 2 ile Grup 4 karşılaştırıldığında Grup 4'deki helikal plak tespitinin torsiyon direnci daha yüksek olarak bulundu. Sonuç olarak oblik kırık oluşturulan grupların burulmaya karşı biyomekanik dayanımları transvers kırık oluşturulan gruplardan yüksek bulundu. Aynı şekilde helikal plak tespiti uygulanan grupların torsiyon dirençlerinin düz plak tespiti

uygulanan gruplardan daha yüksek olduğu tespit edildi. Yapılan sonlu eleman analizlerinde helikal plağın rotasyon derecesi arttıkça torsiyon direncinin arttığı tespit edilmiştir (19).

Burulma açısı, kayma birim şekil değişimi ve kayma gerilmesi değerleri belirlenen gruplar arasında karşılaştırıldığında (Şekil 57), her iki kırık tipine uygulanan düz plak ve helikal plak tespitleri arasında (Grup1 ile 3 arasında ve Grup 2 ile 4 arasında) istatistiksel olarak anlamlı fark tespit edildi ($p<0,05$). Burulma açıları kıyaslandığında helikal plak tespiti yapılan gruplarda daha yüksek açı değerlerinde plastik (kalıcı) deformasyon gözlemlendi. Kayma gerilmeleri karşılaştırıldığında helikal plak tespiti yapılan gruplarda yaklaşık olarak iki kat daha fazla biyomekanik dayanım gözlemlendi.

Sonuç olarak helikal plak tespiti özellikle oblik kırıklarda, düz plaklarla karşılaştırıldığında maksimum torsiyon sertliği sağlarken aksiyel kompresyon ve bending yüklenme durumunda ise esnek bir sistem sağlamıştır.

Bu çalışmada helikal plak tespiti tarafından sunulan bazı avantajlar biyomekanik testler sonucu ortaya çıkarılmıştır. Bununla birlikte helikal plak uygulamaları için daha fazla anatomik lokalizasyonun tespit edilmesi, teorik, in-vitro ve in-vivo çalışmalarla klinik uygulamaların araştırılması gerektiği görülmektedir.

5. KAYNAKLAR

1. Uthoff, HK, Poitras P, Backman DS. Internal plate fixation of fractures: short history and recent developments. J Orthop Sci 2006; 11: 118-126.
2. Wood GW. General principles of fracture. Canale ST (editor). Campbell's Operative Orthopaedics. 10th Edition, Philadelphia: Mosby, 2003: 2699-2725.
3. Krettek C, Gösling T. Principles of internal fixation. Bucholz RW, Heckman JD, Court-Brown CM (editors). Fractures In Adults. Vol 2, 6th Edition, Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins 2006: 210-251.
4. Miclau T, Martin RE. The evolution of modern plate osteosynthesis. Injury 1997; 28 (Suppl. 1): 3-6.
5. Perren SM. 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.
6. Perren SM. Physical and biological aspects of fracture healing with special reference to internal fixation. Clin Orthop Relat Res 1979; 175-196.
7. 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.
8. Rüedi TP, Murphy WM. Kırık tedavisinde AO kuralları. Ağuş H. (Çeviri editörü) s.139-231, İstanbul, Nobel Tıp Kitapevleri, 2006.
9. Perren SM, Russenberger M, Steinemann S, Müller ME, Allgöwer M. A dynamic compression plate. Acta Orthop Scand 1969; 125 (Suppl.): 31-41.
10. Allgöwer M, Ehrensam R, Ganz R, Matter P, Perren SM. Clinical experience with a new compression plate "DCP". Acta Orthop Scand 1969; 125 (Suppl.): 45-61.
11. Perren SM, 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.

12. Tepic S, Remiger AR, Morikawa K, Marco P, Perren SM. Strength recovery in fractured sheep tibia treated with a plate or an internal fixator: an experimental study with a two-year follow-up. *J Orthop Trauma* 1997; 11: 14-23. Wagner M. General principles for the clinical use of the LCP. *Injury* 2003;34 (Suppl.2):31-42.
13. Miller DL, Goswami T. A review of locking compression plate biomechanics and their advantages as internal fixators in fracture healing. *Clin Biomech* 2007; 22: 1049-1062.
14. Perren SM. Backgrounds of the technology of internal fixators. *Injury* 2003; 34 (Suppl.2): 1-3.
15. Gautier E, Sommer C. Guidelines for the clinical application of the LCP. *Injury* 2003; 34 (Suppl. 2): 63-76.
16. Frigg R. Development of the locking compression plate. *Injury* 2003; 34 (Suppl. 2): 6-10.
17. 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.
18. Krishna K.R, Sridhar I, Ghista D.N. Analysis of the helical plate for bone fracture fixation. *Injury* 2008; 39: 1421-1436.
19. Uhthoff HK, Boisvert D, Finnegan M. Cortical porosis under plates. Reaction to unloading or to necrosis? *J Bone Joint Surg Am* 1994; 76: 1507-1512.
20. Perren SM. 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.
21. Albright JA, Johnson TR, Saha S. Principles of internal fixation. *Orthopaedic mechanics: Procedures and devices*. Ghista D.N, Roaf R (editors). Academic Press, London, UK, 1978: 123-229.
22. Cordey J, Borgeaud M, Perren SM. 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.

23. David MN, Perren SM. Force measurements in screw fixation. *J Biomech* 1976; 9: 669-675.
24. Deluca PA, Lindsey RW, Ruwe PA. Refracture of bones of the forearm after the removal of compression plates. *J Bone Joint Surg* 1988; 70: 1372-1376.
25. Panagiotopoulos E, Fortis AP, 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.
26. Fernandez AAD. The principle of helical implants: unusual ideas worth considering. *Injury* 2002;33:1-40.
27. Cochran GVB. *A Primer of Orthopaedic Biomechanics*. New York: Churchill Livingstone, 1982: 261-292.
28. Edmund YS, Aro C, Aro HT. *Biomechanics of fracture fixation*. Mow VC, Hayes WC. (editors). *Basic Orthopaedic Biomechanics*. 2nd Edition, Philadelphia: Lippincott–Raven, 1997: 346-349.
29. Özkaya N, Nordin M. *Fundamentals of Biomechanics*. 2nd Edition, New York: Springer–Verlag, 1999: 125-152.
30. Frankel VH, Nordin M. *Biomechanics of bone*. Nordin M, Frankel VH, Leger D, Lis A (editors). *Basic Biomechanics of The Musculoskeletal System*. 3rd Edition, New York: Lippincott Williams & Wilkins: 2001: 27-55.
31. Duda GN, Kirchner H, Wilke HJ, 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.
32. Ilizarov GA. *The Transosseous Osteosynthesis: Theoretical and Clinical aspects of the Regeneration and Growth of Tissue*. Berlin Heidelberg: Springer – Verlag, 1992: 3-46.
33. Chapman MW. *Fractures of the tibial and fibular shafts*. Evarts CM (editor). *Surgery of The Musculoskeletal System*. New York: Churchill Livingstone Inc.; 1983: 1-62.

34. Court-Brown CM. Fractures of the tibia and fibula. Bucholz RW, Heckman JD, Court-Brown CM (editors). Fractures in adults. Vol 2, 6th Edition, Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins 2006: 2080-2143.
35. Abel EW, Sun J. Mechanical evaluation of a new minimum-contact plate for internal fracture fixation. J Orthop Trauma 1998; 12: 382-386.
36. Stoffel K, Dieter U, Stachowiak G, Gächter A, Kuster MS. Biomechanical testing of the LCP – how can stability in locked internal fixators be controlled? Injury 2003; 34 (Suppl. 2): 11-9.
37. Tarr RR, Wiss DA. The mechanics and biology of intramedullary fracture fixation. Clin Orthop 1986; 212: 10-17.
38. Brooks DB, Burstein AH, Frankel VH. The biomechanics of torsional fractures: the stress concentration effect of a drill hole. J Bone Joint Surg Am 1970;52: 507-514.
39. Binbaş Ö, Kontrollü Mikro Harekete İzin Verebilen Plağın Rijit Plak ile Biyomekanik Olarak Karşılaştırması, Uzmanlık Tezi, İzmir: Dokuz Eylül Üniversitesi Tıp Fakültesi, Ortopedi ve Travmatoloji Anabilim Dalı, 2007.
40. Yang KH. Helical plate fixation for treatment of comminuted fractures of the proximal and middle one third of the humerus. Injury 2005; 36: 75-80.
41. Apivatthakakul T, Arpornchayanon O, Bavornratanavech B. Minimally invasive plate osteosynthesis (MIPO) of the humeral shaft fracture. Is it possible? A cadaveric study and preliminary report. Injury 2002; 36: 530-538.
42. Gardner MJ, Griffith MH, Lorch DG. Helical plating of the proximal humerus. Injury 2005; 36: 1197-1200.
43. John AH, Edward JC, Wilson CH. Biomechanics of fractures. Browner BD, Jupiter J, Levine A, Trafton P (editors). Skeletal Trauma: Fractures, Dislocations, Ligamentous Injuries. Philadelphia, PA: Saunders, 1992: 95-125.
44. Kearny KQ, Chandler R, Baratta RV, Thomas KA, Harris MB. The effect of divergent screw placement on the initial strength of plate-to-bone fixation. J Trauma 2003; 55: 1139-1144.

45. Bekler H, Bulut G, Usta M, Gökçe A, Okyar F, Beyzadeoğlu T. Osteoporotik kemikte kilitli plak ve açılı vida kullanımının stabilizasyonun dayanıklılığına katkısı. *Acta Orthop Traumatol Turc* 2008; 42: 125-129.
46. Perren SM, Cordey J, Rahn BA, Gautier E, Schneider E. Early temporary porosis of bone induced by internal fixation implants. A reaction to necrosis, not to stress protection? *Clin Orthop Relat Res* 1988; 139-151.
47. Klaue K, Fengels I, Perren SM. Long-term effects of plate osteosynthesis: comparison of four different plates. *Injury* 2000; 31 (Suppl. 2): 51-62.
48. Baumgaertel F, Buhl M, Rahn BA. Fracture healing in biological plate osteosynthesis. *Injury* 1998; 29 (Suppl 3): 3-6.
49. Foux A, Yeadon AJ, Uhthoff HK. Improved fracture healing with less rigid plates. A biomechanical study in dogs. *Clin Orthop Relat Res* 1997; 339: 232-245.
50. Noordeen MHH, Lavy CBD, Shergill NS, Tuite JD, Jackson AM. Cyclical micro movement and fracture healing. *J Bone Joint Surg Br* 1995; 77: 645-648.
51. Kenwright J, Richardson JB, Cunningham JL, White SH, Goodship AE, Adams MA, et al. Axial movement and tibial fractures. A controlled randomised trial of treatment. *J Bone Joint Surg Br* 1991; 73: 654-659.
52. Kenwright J, Goodship AE. Controlled mechanical stimulation in the treatment of tibial fractures. *Clin Orthop Relat Res* 1989; 241: 36-47.
53. Goodship AE, Kenwright J. The influence of induced micromovement upon the healing of experimental tibial fractures. *J Bone Joint Surg Br* 1985; 67: 650-655.
54. Ganesh VK, Ramakrishna K, Ghista DN. Biomechanics of bone-fracture fixation by stiffness – graded plates in comparison with stainless-steel plates. *Biomed Eng Online* 2005; 4: 46.
55. Foux A, Yeadon AJ, Uhthoff HK. Improved fracture healing with less rigid plates. A biomechanical study in dogs. *Clin Orthop Relat Res* 1997; 232-245.

6. ÖZGEÇMİŞ

1977 Elazığ doğumluyum. İlk, orta ve lise eğitimimi Elazığ'da tamamladım. 2002 yılında Fırat Üniversitesi Tıp Fakültesi'nden mezun oldum ve 2004 yılında Fırat Üniversitesi Tıp Fakültesi Ortopedi ve Travmatoloji Kliniği'nde araştırma görevlisi olarak çalışmaya başladım. Halen bu üniversitede araştırma görevlisi olarak çalışmaktayım.