

T.C.
BÜLENT ECEVİT ÜNİVERSİTESİ
TIP FAKÜLTESİ
ORTOPEDİ VE TRAVMATOLOJİ ANABİLİM DALI

**FEMUR MEDİAL KONDİL PLAĞI TASARIMI VE BİYOMEKANİK
DEĞERLENDİRİLMESİ**

Dr. Mehmet Ali ÖZER

TIPTA UZMANLIK TEZİ

DANIŞMAN

Prof. Dr. Selçuk KESER

ZONGULDAK

2021

T.C.
BÜLENT ECEVİT ÜNİVERSİTESİ
TIP FAKÜLTESİ
ORTOPEDİ VE TRAVMATOLOJİ ANABİLİM DALI

**FEMUR MEDİAL KONDİL PLAĞI TASARIMI VE BİYOMEKANİK
DEĞERLENDİRİLMESİ**

Dr. Mehmet Ali ÖZER

TIPTA UZMANLIK TEZİ

DANIŞMAN
Prof. Dr. Selçuk KESER

Bu çalışma Bülent Ecevit Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinasyon
Birimi tarafından desteklenmiştir. (BAP No: 2020-98959205-01)

ZONGULDAK

2021

ÖNSÖZ

Bülent Ecevit Üniversitesi Tıp Fakültesi Ortopedi ve Travmatoloji Anabilim dalında 2016 yılında başladığım uzmanlık eğitimim boyunca, deneyimlerini sabırla bize aktarmakta hiç tereddüt etmeyen, bilgi birikimleriyle vatanımıza, memleketimize ve insanlığa yararlı uzman hekim olarak yetişmemizi sağlayan, zora düştüğümüzde hemen yardımımıza koşan, onların yetiştirdiği öğrencilerden biri olmaktan ömrüm boyunca gurur duyacağım; Anabilim Dalı Başkanımız Sayın Prof. Dr. Ahmet BAYAR' a, Sayın Prof. Dr. Selçuk KESER' e, Sayın Doç. Dr. Murat SONGÜR' e ve Sayın Doç. Dr. Ercan ŞAHİN' e tüm kalbi duygularıyla teşekkür ederim.

Tez konumun belirlenmesi aşamasından itibaren, umutsuzluğa kapıldığım her anda beni ayağa kaldıran, devam etmeme ve sonlandırmama yardımcı olan, bitmek tükenmek bilmeyen pozitif enerjisiyle bana mesleğimi sevdiren, benden sonra bölümümüzde yetiştireceği nice asistan arkadaşlarıma da sevdireceğinden emin olduğum, çok kıymetli tez danışmanım Sayın Prof. Dr. Selçuk KESER' e ayrıca teşekkür ederim.

Kuru kadavra kemiklerinin temininde yardımcı olan Bülent Ecevit Üniversitesi Anatomi Anabilim Dalı başkanı Doç. Dr. Cenk Murat ÖZER' e, plak tasarımı aşamasında yardımcı olan Endüstriyel Tasarımcı Sayın Doğan BARIŞ' a, sonlu eleman analizi ve biyomekanik çalışma aşamasında yardımcı olan Makine Mühendisi Sayın Oğuzhan YAZOĞLU' na, ar-ge çalışmasının yürütülmesinde desteklerini esirgemeyen Response Ortho CEO' su Sayın Şehmuz IŞIN' a ve istatistiksel değerlendirmeleri yapan hocam Dr. Öğr. Üyesi Mustafa Çağatay BÜYÜKUYSAL' a teşekkür ederim.

Uzmanlık eğitimimizi beraber geçirdiğim asistan ağabeylerim Dr. Yavuz ÖNEL, Dr. Akın SEZGİN ve Dr. İdrak MEMMEDOV' a; asistanlık süreci boyunca zamanımın çoğunu birlikte geçirdiğim ve birlikte çalıştığım asistan kardeşlerim Dr. Agil HANIFAYEV, Dr. Osman ÇAY, Dr. Hakan BAŞAR, Dr. Gökhan BİLGİN, Dr. Hasan İŞSİZ, Dr. Mehmet Oktay GENÇAY, Dr. Alırza ALTUNCU, Dr. Yasin Şerif ERHAN, Dr. Mehmet KARAMAN, Dr. Tunahan AKA ve Dr. Erdak KIRINTI' ya; anne ve babamızdan uzakta olmamıza rağmen bize onların eksikliğini hiç hissettirmeyen, hoş sohbeti ve güler yüzüyle içimizi ısıtan Şule ÇEP ÖMÜR' e; birlikte çalıştığım servis ve ameliyathane hemşirelerine; poliklinik sekreterimiz Yalçın GERMEKAŞ' a çok teşekkür ederim.

Benim bu günlere gelmemde çok büyük emeği olan ve hiçbir zaman hakkını ödeyemeyeceğim, ahirete göç etmiş olan babam Meşhut ÖZER' e, hayatımın her aşamasında maddi ve manevi desteğini esirgemeyen baş tacım annem Fatma ÖZER' e, ikizim Mikail ÖZER' e, ağabeyim Mustafa ÖZER' e, sonu olmayan tıp eğitiminin her türlü zorluğuna benimle birlikte katlanan, sevgili eşim, en iyi arkadaşım, can yoldaşım Pelin ÖZER' e, bu zamana kadar hayatımı hiç yaşamadığımı, onlardan sonra yaşamaya başladığımı bana gösteren, hayatımın anlamı evlatlarım Hayal Su ÖZER' e ve Mesut Kaan ÖZER' e sonsuz şükranlarımı sunuyorum.

10.03.2021

Dr. Mehmet Ali ÖZER

ÖZET

Mehmet Ali Özer, Femur Medial Kondil Plağı Tasarımı ve Biyomekanik Değerlendirilmesi, Zonguldak Bülent Ecevit Üniversitesi Tıp Fakültesi, Ortopedi ve Travmatoloji Anabilim Dalı. Uzmanlık Tezi, Zonguldak, 2021

Osteoporotik veya parçalı femur suprakondiler kırıklarında distal lateral femur plağı ile tespit standart uygulamadır. Klinik uygulamada bu yöntem yetersiz kalabilmekte ve çoğu ortopedik cerrah tarafından implant yetmezliği, yanlış kaynama ve kaynamama gibi komplikasyonlar rapor edilmektedir. Bu sebeple distal femur medialinden de plak uygulaması gerekmektedir. Medial femoral kondil için üretilmiş herhangi bir anatomik plak yoktur. Bu bölgeye cerrahi yaklaşım ve plak uygulaması konusunda standart bir yaklaşım bulunmamaktadır.

Amaç: Bu çalışmamızın amacı, distal medial femoral kondil kemik ve yumuşak doku anatomisine uygun kilitli anatomik plak tasarlamaktır.

Gereç ve Yöntem: Anatomi laboratuvarından temin edilen 16 adet farklı ebatlarda kuru kadavra femur kemiklerine bilgisayarlı tomografi çekildi. Elde edilen verilerle kemiklerin katı modellemesi yapıldı. Katı modeller üzerinde dijital ortamda, anatomik yapılar göz önüne alınarak distal femur medial kondil plağı tasarlandı. Sonrasında üretilmesi planlanan plak üzerinde sonlu elemanlar analizi uygulandı. Üretilen plak, yapay femur kemikleri üzerinde AO/OTA 33A3 tip suprakondiler kırık modeli yapılarak 4 farklı biyomekanik teste tabi tutuldu. Örnekler 3 eşit gruba ayrıldı. Grup A örnekleri distal femur anatomik kilitli plak (tarafımızca üretilen) ile medialden, grup B örnekleri distal femur anatomik kilitli plak ile lateralden ve grup C örnekleri çift plak kullanılarak hem medial hem de lateralden kırık tespitleri yapıldı. Toplamda 62 adet yapay kemik ve 80 adet (40 medial, 40 lateral) plak kullanıldı. Aksiyel kompresyon, siklik aksiyel kompresyon, yetmezlik ve 3-nokta eğilme değerleri ölçüldü ve gruplar arası karşılaştırıldı.

Bulgular: Aksiyel kompresyon testinde, C grubunda model yapı bütünlüğünün B grubuna göre 23% oranında daha fazla korunduğu görüldü. Siklik aksiyel kompresyon testinde A grubunda 11000 siklуста kemiğin kırıldığı görüldü. Diğer gruplarda kemik kırılması görülmedi. C grubunda B grubunda göre total yer değiştirme 21% daha az görülürken, osteotomi uygulanmayan kemiğe göre 47% daha az yer değiştirme görüldü. Yetmezlik tetsinde, B grubunda A grubunda göre 6% oranında daha yüksek Newton değerlerinde

yetmezlik geliştiği görüldü. C grubunda A grubunda göre 51%, B grubuna göre 49% oranında daha yüksek Newton değerlerinde yetmezlik geliştiği görüldü. Üç nokta eğilme testinde A ve C grupları arasında anterior posterior ve lateral medial planda uygulanan yük sonrası yer değıştirme değerlerinde anlamlı farklılık görüldü.

Sonuç: Çalışmamızda AO/OTA 33A3 parçalı suprakondiler femur kırığında lateral plağa ek olarak kilitli medial plak uygulamasının kırık stabilitesini belirgin olarak arttırdığı görülmüştür. Medial femoral kondil için tasarlanan medial kilitli plağın bu tip kırıklarda ek olarak uygulanmasını tavsiye etmekteyiz.

Anahtar Kelimeler: Medial femoral kondil, Çift plak, Suprakondiler femur kırığı, Biyomekanik çalışma



ABSTRACT

Mehmet Ali Özer, Designing Femur Medial Condyle Plate and Biomechanical Evaluation, Zonguldak Bulent Ecevit University Faculty of Medicine, Department of Orthopaedics and Traumatology. Thesis, Zonguldak, 2021

Fixation with distal lateral femoral plate is standard application in osteoporotic or comminuted supracondylar femoral fractures. In clinical practice, this method could be inadequate and complications, such as implant failure, malunion and nonunion, could be reported by many orthopaedic surgeons. Therefore, it is necessary to insert another plate from medial condyle of femur. There is not any anatomical plate produced for the medial femoral condyle. There is no standard approach for surgical approach and plate application to this area

Purpose: Our purpose of this study is to design an anatomic locked plate appropriate for bone and soft tissue anatomy of distal femur medial condyle.

Methods: Computed tomography was performed on 16 dry cadaver femur bones of different sizes obtained from the anatomy laboratory. Solid modeling of the bones was made with the data obtained. The medial condyle plate of the distal femur was designed in digital environment on solid models, taking into account anatomical structures. Then, finite element analysis was performed on the plate that was planned to be produced. The produced plate was subjected to 4 different biomechanical tests by making AO / OTA 33A3 type supracondylar fracture model on artificial femur bones. Samples were divided into 3 equal groups. Group A samples were fixed from the medial with the distal femur anatomic locking plate (manufactured by us), group B samples were laterally with the distal femur anatomical locking plate, and the C samples were fixed from both medial and lateral using double plates. 62 pieces sawbones and 80 pieces plates (40 medial, 40 lateral) were used totally. Axial compression, cyclic axial compression, load to failure and 3- point bending values were measured and compared between groups.

Results: In the axial compression test, it was observed that the model structure integrity was preserved 23% more in group C than in group B. In the cyclic axial compression test, bone fracture was observed in group A in 11000 cycles. No bone fracture was observed in the other groups. While total displacement was 21% less in group C than in group B, 47% less displacement was seen in bone without osteotomy. In the load to failure test, it was

observed that failure developed in Newton values 6% higher in group B than in group A. It was observed that the failure developed in the Newton values that were 51% higher in the C group compared to the A group and 49% higher than the B group. In the 3-point bending test, there was a significant difference in displacement values between groups A and C after the load applied in the anterior posterior and lateral medial planes.

Conclusion: In our study, it was observed that the application of a locked medial plate in addition to the lateral plate in the AO / OTA 33A3 type comminuted supracondylar femur fracture significantly increased the fracture stability. We recommend the additional application of the medial locking plate designed for the medial femoral condyle in such fractures.

Key Words: Medial femoral condyle, Double plate, Supracondylar femur fracture, Biomechanical study

İÇİNDEKİLER

Sayfa

ÖNSÖZ.....	iii
ÖZET.....	v
ABSTRACT.....	vii
İÇİNDEKİLER.....	ix
SİMGELER VE KISALTMALAR.....	xi
TABLO DİZİNİ.....	xiii
GRAFİK DİZİNİ.....	xiv
RESİM DİZİNİ.....	xv
ŞEKİL DİZİNİ.....	xvii
1. GİRİŞ.....	1
2. GENEL BİLGİLER.....	3
2.1. TARİHÇE.....	3
2.2. FEMUR ANATOMİSİ.....	11
2.2.1. Kemik anatomisi.....	11
2.2.2. Kas anatomisi	14
2.2.3. Nörovasküler anatomi.....	16
2.3. SUPRAKONDİLER FEMUR KIRIĞI ETİYOLOJİSİ.....	19
2.4. İNSİDANS.....	19
2.5. YARALANMA MEKANİZMASI.....	19
2.6. TANI.....	20
2.7. DİSTAL FEMUR KIRIĞI SINIFLAMALARI.....	20
2.8. TEDAVİ.....	26
2.8.1. Konservatif tedavi.....	26
2.8.1.1. Alçılama.....	26
2.8.1.2. Traksiyon.....	26
2.8.1.3. Menteşeli breysleme.....	27
2.8.2. Cerrahi tedavi.....	27
2.8.2.1. Eksternal fiksator.....	28
2.8.2.2. İntramedüller çivileme.....	28
2.8.2.3. Plak-vida ile internal tespit.....	29

2.8.2.4. Ameliyat sonrası bakım.....	32
2.8.2.5. Komplikasyonlar.....	33
2.8.2.5.1. Erken komplikasyonlar.....	33
2.8.2.5.2. Geç komplikasyonlar.....	34
2.9. BİYOMEKANİK.....	35
2.9.1. Temel kavramlar.....	35
2.9.2. Femur biyomekaniği.....	40
2.9.3. Sonlu elemanlar analizi metodu (SEA).....	43
2.10. BİYOMATERYALLER.....	46
2.10.1. Biyouyumluluk.....	47
2.10.1.1. Vida biyouyumluluğu.....	49
2.10.1.2. Plak biyouyumluluğu.....	49
3. MATERYAL VE METOD.....	50
3.1. Bilgisayarlı tomografi çekimi ve plak tasarımı.....	50
3.2. Sonlu eleman analizi (Finite element analysis /FEA).....	53
3.3. Kadavra diseksiyonu.....	62
3.4. Biyomekanik değerlendirme.....	64
3.5. İstatistiksel değerlendirme.....	68
4. BULGULAR.....	67
5. TARTIŞMA.....	73
6. SONUÇ.....	78
7. KAYNAKLAR.....	79
8. EKLER.....	87
Ek 1. Etik kurul onayı.....	87

SİMGELER VE KISALTMALAR

a	: İvme
aLDFA	: Anatomik lateral distal femoral açı
ALP	: Alkalen fosfataz
AO	: Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen
aPDFA	: Anatomik posterior distal femoral açı
ARK	: Arkadaşları
ASIF	: Association for the study of internal fixation
BT	: Bilgisayarlı tomografi
CPM	: Continuous passive motion
DCP	: Dinamik kompresyon plağı
DGA	: Descenden geniculate artery
F	: Kuvvet
FEA	: Finite element analysis
GPa	: Gigapascal
HIV	: Human immunodeficiency virüs
HU	: Hounsfield unit
Hz	: Hertz
JLCA	: Eklem çizgisi konverjans açısı
K	: Kirschner
Kgf	: Kilogramforce
LC-DCP	: Limited contact dynamic compression plate
LCFA	: Lateral circumflex femoral artery
LCP	: Locking compression plate
LISS	: Less invasive stabilization system
m	: Kütle
MCFA	: Medial femoral sirkumfleks arter
MCL	: Medial kollateral ligament
MIPO	: Minimally invasive plate osteosynthesis
mLDFA	: Mekanik lateral distal femoral açı
MPa	: Megapascal

MPFL	: Medial patellofemoral ligament
N	: Newton
OTA	: Ortopaedic trauma association
Pa	: Pascal
PC-fix	: Point contact fixator
SEA	: Sonlu eleman analizi
SIAS	: Spina iliaka anterior süperior
SMGA	: Superomedial geniculate artery
Ti6Al4V	: Titanyum 6-alüminyum 4-vanadyum
σ	: Gerilim
ε	: Gerinim
μm	: Mikrometre

TABLO DİZİNİ

	<u>Sayfa</u>
Tablo 1. Kortikal, kansellöz kemiğin ve titanyumun FEA’ da kullanılan değerleri.....	55
Tablo 2. ANSYS’ te kullanılan sınır şartları.....	55
Tablo 3. Gruplarda FEA’da kullanılan eleman ve düğüm noktası sayısı.....	56
Tablo 4. Sonlu eleman analizi sonuçları.....	59
Tablo 5. Aksiyel Kompresyon Testi Yer Değiştirme Miktarları (Ortalama, Standart Sapma ve Min-Max Değerleri).....	68
Tablo 6. Siklik Aksiyel Kompresyon Testi (Yorulma Testi).....	69
Tablo 7. Yetmezlik testi gruplardaki örneklerin yer değiştirme (mm) ve kemik kırılma yükleri (N) ortalama ve standart sapma değerleri.....	70
Tablo 8. Üç Nokta Eğilme Testi.....	72

GRAFİK DİZİNİ

	<u>Sayfa</u>
Grafik 1. Grupların aksiyel kompresyon testindeki yer değıştirme değeri.....	67
Grafik 2. Örneklerin yetmezlik gelişen değeri.....	70
Grafik 3. Yetmezlik testi maksimum yer değıştirme miktarları.....	71
Grafik 4. Üç nokta eğilme testi osteotomi hattındaki değışim verileri.....	72



RESİM DİZİNİ

Sayfa

Resim 1. Katı femur kemik modeli.....	51
Resim 2. Katı model üzerine uygulanan plak çizimleri.....	51
Resim 3. Termoplastik malzemeden yapılan plastik plak modeli.....	51
Resim 4. Tasarlanan plağın son hali ve kalınlık değerleri, A. Ön yüzü (eğim olan bölge okla gösterilmiştir), B. Arka yüzü (oklar K teli deliklerini göstermektedir), C. Lateral yüzü (uzun ok eğim verilen bölge ve kısa ok kalan kısmın kalınlığını göstermektedir), D. Aksiyel görünüm (ok kondile oturan kısmın kalınlığını göstermektedir).....	52
Resim 5. Medial ve lateral plakların vida yönelimleri.....	53
Resim 6. Grup A' daki principle stres değerleri A. Maximum, B. Minimum.....	57
Resim 7. Grup A' daki von mises stres değerleri.....	57
Resim 8. Grup B' deki principle stres değerleri A. Maximum, B. Minimum.....	57
Resim 9. Grup B' deki von mises stres değerleri A. Medial plak üzerindeki, B. Lateral plak üzerindeki, C. Vidalar üzerindeki değerler.....	58
Resim 10. Grup C' deki principle stres değerleri A. Maximum, B. Minimum.....	58
Resim 11. Grup C' deki von mises stres değerleri A. Lateral plak üzerindeki, B. Vidalar üzerindeki değerler.....	58
Resim 12. Total deformasyonlar.....	59
Resim 13. A. Prototip plağın arka yüzü, B. Ön yüzü, C. Yüzey işlem ve renklendirme sonrası ön yüzü, D. Arka yüzü.....	60
Resim 14. A. Kuru kadavra femur kemiği üzerindeki medial plağın anteriordan görünümü, B. Posteromedialden görünümü, C. Medialden görünümü.....	61
Resim15. İkili plağın yapay kemik üzerinde fikse edilmiş pozisyonu.....	61
Resim 16. A. Aksiyel kesit BT görüntüsü, B. Koronal kesit BT görüntüsü.....	61
Resim 17. Kadavranın diseke edilecek diz medial bölgesi.....	62
Resim 18. Vastus medialis (büyük yıldız), medial epikondil (küçük yıldız).....	62
Resim 19. Medial patellofemoral ligament (kırmızı yıldız).....	63
Resim 20. Plağın anatomik bölgesine yerleştirilmiş hali, yüzeysel MCL (sarı), medial epikondil (mavi).....	63

Resim 21. A. Kullanılan malzemeler, B. Yapay kemiğe plakların fiksasyonu için kullanılan sabitleme cihazları ve ek malzemeler, C. Osteotomi sonrası çıkarılan 1 cm' lik kemik bloğu.....	64
Resim 22. A. Test için kullanılan lateral (sol) ve medial (sağ) plaklar ön yüzleri, B. Lateral (sol), medial (sağ) arka yüzleri.....	65
Resim 23. Aksiyel Kompresyon Testi A. Medial plak uygulanan A grubundan bir örnek, B. Lateral plak uygulanan B grubundan bir örnek, C. İkili plak uygulanan C grubundan bir örnek	65
Resim 24. A. Medial plak grubu, B. Lateral plak grubu, C. Çift plak grubu.....	66
Resim 25. A. Üç nokta eğme testi, B. Dijital kumpas.....	67



ŞEKİL DİZİNİ

Sayfa

Şekil 1. Hansmann' ın plağı ve uygulanışı.....	4
Şekil 2. a. Lane' in plağı, b. Korozyona uğramış hali.....	4
Şekil 3. Lewis' in tasarladığı gümüş plak.....	4
Şekil 4. Lambotte' nin ürettiği plak.....	5
Şekil 5. Danis'in "coapteur" kompresyon plağı.....	5
Şekil 6. Bagby' nin kompresyon plağı ve çalışma mekanizması.....	6
Şekil 7. Müller' in plak ile gergi mekanizması.....	7
Şekil 8. a. PC-Fix plak-vidası b. DCP, LC-DCP, PC- Fix plak alt yüzleri.....	7
Şekil 9. a. LISS plağı minimal invaziv uygulanışı, b. LISS plağı.....	8
Şekil 10. Locking compression plate (LCP).....	8
Şekil 11. Malgaigne' nin eksternal fiksatörü.....	9
Şekil 12. Heine' nin eksternal fiksatörü.....	10
Şekil 13. Parkhill' in eksternal fiksatörü.....	10
Şekil 14. Koksa vara ve koksa valga.....	12
Şekil 15. Femurun anatomik oluşumlarının önden ve arkadan görünümü.....	13
Şekil 16. Distal femur geometrisi	13
Şekil 17. Distal femur kemik anatomik oluşumları.....	14
Şekil 18. Femur kaslarının a. önden, b. arkadan görünümü.....	15
Şekil 19. Femoral üçgenin sınırları.....	16
Şekil 20. Hunter kanalı (adduktor / subsartorial kanal).....	17
Şekil 21. Femur etrafındaki arteriyel ağ, a. önden görünümü, b. arkadan görünümü.....	18
Şekil 22. a. Medial retinakulum, b. Lateral retinakulum MR(T1 ağırlıklı) görüntüleri.....	18
Şekil 23. Suprakondiler femur kırığı deforme edici faktörler.....	20
Şekil 24. Neer sınıflaması.....	21
Şekil 25. Seinsheimer sınıflaması.....	22
Şekil 26. AO-OTA sınıflaması.....	23
Şekil 27. Lewis ve Rorabeck sınıflaması.....	24
Şekil 38. Su ve ark. sınıflaması.....	24
Şekil 29. Gustillo-Anderson sınıflaması.....	25
Şekil 30. Tscherne ve Gotzen sınıflaması.....	25

Şekil 31. a. Mooney’ in menteşeli breysi, b. Günümüzde kullanılan açılı ayarlı dizlik.....	27
Şekil 32. 95 derece kamalı plak.....	30
Şekil 33. Kondiler destek plağı.....	31
Şekil 34. a. DCS plakları, b. Kılavuz k tellerinin yerleşimi.....	32
Şekil 35. Plak vida deliğı üzerindeki Von Mises stresi.....	37
Şekil 36. Stres tipleri.....	37
Şekil 37. Stress-strain eğrisi.....	38
Şekil 38. Farklı kimyasal maddelerin elastisite modülleri.....	39
Şekil 39. Ortam sıcaklığının elastisite modülüne etkisi.....	39
Şekil 40. Alt ekstremit eksenleri.....	42
Şekil 41. Alt ekstremit eksenlerinin eklem oryantasyon çizgileriyle ilişkileri.....	43
Şekil 42. Distal femur kırık modeli SEA.....	44
Şekil 43. LISS plağı SEA görüntüsü.....	46
Şekil 44. Plak tasarım aşamaları.....	52
Şekil 45. FEA’ da kuvvet uygulama sırasında kemiğ in pozisyonu.....	56

1.GİRİŞ

Femur insan vücudunun en büyük ve uzun kemiğidir. Alt ekstremitede majör yük taşıyıcı kemiktir. Bu sebeple kırıkları hastaların günlük işlerini yerine getirmelerinde ciddi aksaklıklara yol açmaktadır. Çoğu zaman yüksek enerjili kırıklar olması sebebiyle hastalar yaşadıkları travmadan aşırı etkilenmektedir ve bir daha yürüyememe, ayağa kalkamama korkusu yaşamaktadırlar. Tüm bunlar göz önüne alındığında operasyon sonrası hastaları mobilize etmekte güçlükler yaşanmaktadır. Erişkin suprakondiler femur kırıkları görülme sıklığı bakımından güncelliğini korumaktadır. Uygulanan tedavi yöntemleri düşünüldüğünde hala tartışma konusu olan kısımlar bulunmaktadır. Yüksek enerjili yaralanmalar olması ve bu bölgeye yapışan insan vücudunun güçlü kaslarının deforme edici etkisiyle kırık uçlardaki yer değiştirmenin etkisiyle damar sinir yaralanmaları görülebilmektedir (1).

Suprakondiler femur kırıklarında tedavide amaç; cisim kırıklarında olduğu gibi ilgili uzvun anatomik bütünlüğünü sağlamak ve hastaya erken mobilizasyona olanak sağlamaktır. Kırık tedavisinde geçmişte anatomik yerleştirme ve sağlam tespit önerilmekteydi (2). Burada amaç kırık parçaları olabildiğince sıkı şekilde bir araya getirmektir. Bu şekilde yapıldığında kortikal devamlılığın daha fazla olacağı düşünülmüş ve primer kırık iyileşmesi hedeflenmiştir. Bu durumda kallus oluşumunun az olacağı ve kemikteki sağlamlığın daha fazla olacağı düşünülmüştür. Bu parçalı kırıklarda da uygulanmaya devam edilmiştir. Zamanla bu cerrahi yaklaşım sırasında kırık parçaların yumuşak dokuları aşırı sıyrıldığı için kanlanmalarının bozulduğu fark edilmiş. Tüm bunların sonucunda kırıklarda kaynamama oranlarında artış olduğu görülmüştür. Günümüzde bu görüş geçerliliğini kaybetmiş ve yerini yeni terimlere ve yaklaşımlara bırakmıştır. Bunlar; göreceli denge ve ekstremitede uygun dizilimin sağlanmasıdır. Yakın geçmişte kırık kemik parçalardaki yumuşak doku desteğinin olabildiğince korunması gerektiğinin önemi vurgulanmıştır (3). Bu tespit yönteminin bir diğer ismi “biyolojik tespit” tir. Bu yöntemle kırık hattında bir miktar hareket olacağı ve bunun da kallus oluşumunu artırıp kaynamada olumlu yönde etki gösterdiği görülmüştür. Bu tespit yönteminin bir diğer ismi “ internal atelleme” dir (4).

Parçalı kırıklarda uygulanan plak, başlangıçta yükü taşır. Zamanla kallus oluşukça kemiğin dayanıklılığı artar ve yükü kemik taşımaya başlar. Bu süreçte aksaklık olduğunda

vida etraflarında gevşeme, vidalarda kırılma ve plak kırılması görülür. Tek plak uygulamasında bütün yükü yalnızca bir plak taşıyacağından bu komplikasyonların görülme riski artmaktadır. Kaldıraç kolunu uzatıp plağa binen yükü azaltmak da yapılabilecek olan yöntemlerdendir (5). Fakat yaşlı hastalarda olabilecek kalça protezi femoral komponentten dolayı çoğu kez uzun plak kullanmak mümkün olmamaktadır. Bu durumda medialden destek plağına ihtiyaç duyulmaktadır. Bu yöntemde kırık hattına herhangi bir açık müdahale yapılmadan açısal ve döngüsel bozulmaların düzeltilerek kemiğin uzunluğunun korunması hedeflenir. Bu durumda sekonder kırık iyileşmesi görülür. Fakat eklemi ilgilendiren kırıklarda bu prensip uygulanamaz. Eklemde mutlak denge ve anatomik redüksiyon uygulanması gerekir (6).

Geçmiş yıllarda erişkin suprakondiler femur kırıkları konservatif tedavi edilmekteydi. Uzun süren immobilizasyon neticesinde görülen eklem hareket kısıtlılığı, eklemde basamaklanma ve ekstremitedeki uzunluk farkı sonucunda hastalarda görülen topallamadan dolayı son yıllarda cerrahi tedavi tercih edilmeye başlanmıştır (7). Bu bölgedeki korteksin ince olması, çoğu hasta popülasyonunun ileri yaşta ve osteoporotik olması, kemik kalitesindeki zayıflık sebebiyle cerrahi tedavide zorluklar yaşanmaktadır. Malunion, nonunion ve implant yetmezliği komplikasyonları görülmektedir (8, 9).

Bu çalışmada, suprakondiler femur kırıklarında standart cerrahi uygulamalardan olan distal lateral plağın yetersiz kalması neticesinde, bölgesinin de anatomik yapısı göz önüne alınarak bahsettiğimiz komplikasyonların yaşanmaması için distal femur medial kondil kilitli plağı tasarlanıp üretildikten sonra destek plağı olarak kullanıma geçmesi amaçlanmıştır.

2. GENEL BİLGİLER

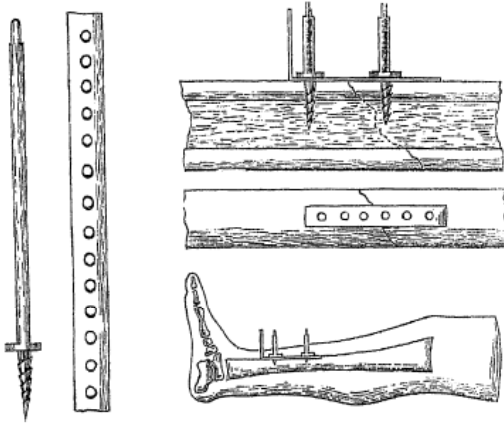
2.1. TARİHÇE

Suprakondiler femur kırıkları hakkında bilgiler Hipokrat zamanına dayanmaktadır. O zamandan 19. Yüzyıl ikinci yarısına kadar bu kırıklar, femur şaft kırıklarına yapıldığı gibi uzun bacak alçılarıyla tedavi edilmiştir. Bunun sonucunda hastalarda kalıcı fonksiyon bozuklukları ve ekstremitte eşitsizlikleri görülmüştür (10).

On dokuzuncu yüzyıl bitiminde bu hastalarda ekstremiteye traksiyon uygulayarak kırığı deforme eden kuvvetleri etkisiz hale getirmek hedeflenmiştir (11). Çeşitli ortopedik cerrah tarafından farklı cilt ve iskelet traksiyonu şekilleri tariflenmiştir. Bunlardan bazıları; 1861’ de Buck, 1907’ de Steinmann, 1909’ da Kirschner, 1921’ de Russel, 1935’ te Böhler, 1945’ te Modlin tarafından uygulanan yöntemlerdir.

Traksiyon sonrasında istenilen sonuca ulaşılmayınca 1943’te Blount plak üretmiş ve internal fiksasyonun önünü açmıştır. 1955’ te Watson-Jones traksiyonun femoral arter yaralanma riskini artırdığı için tibia proksimalinden uygulanmasının daha iyi olacağını belirtmiştir. 1965’ te Müller tarafından kurulan Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen (AO), L şeklinde plak üretmiştir ve uzun süre kullanılmaya devam etmiştir (12). 1982’ de Giles ve ark. suprakondiler femur kırıklarında özellikle osteoporotik hastalarda otogreftlemenin önemini vurgulamıştır (13). 1985’ te Acker ve ark. Grosse ve Kempf çivisiyle femur kırıklarını tedavi etmeye başlamış.(14) Watson- Jones’ a benzer şekilde 2015’te Linn tarafından tibial traksiyon sonrasında popliteal arter psödoanevrizması rapor etmiştir (15)

Plak ile kırık tespiti yüz yılı aşkın süredir uygulanmaktadır. Alman cerrah Hansman 1886 yılında orijinal ismi “Eine neue Methode der Fixierung der Fragmente bei complicierten Fracturen” olan kitabında kırıkların tedavisinde plak kullanımını tanımlamış ve bir ucu ciltten dışarı çıkacak şekilde bükülmüş, kırık parçaları sabitleyecek ciltten dışarı uzanan vida uygulanacak malzeme kullandığı nikel kaplı çelik levhadan plak üretmiştir (Şekil 1). Bu plağı 15 kırık vakasında (8 tibia, 3 femur, 1 radius, 1 olekranon ve 2 mandibula) kullanmış. 5 tanesinde kaynamama rapor etmiş. Vakalarının hepsini dönemin aseptik koşullarında yapmış. Plakları 4-8 hafta içinde çıkarmıştır (16).



Şekil 1. Hansmann'ın plağı ve uygulaması

Daha sonraları 1895' te Lane tarafından metal plakla kırık tespiti yapılmıştır (17). Çelik malzeme ve dönemin antiseptik şartlarından dolayı plakta korozyon en sık yaşanan sorun olmuştur (Şekil 2). 1900' de Lewis W. Steinbach gümüş bir plak tasarlamış ve 4 farklı kırıkta kullanmıştır (Şekil 3) (18). Takiben 1903' te Guthrie nikelden yapılmış plak üretmiştir. Plağı kemik üzerine koyduktan sonra deliklerinden fildişi çivilerle kemiğe sabitlemiştir (19).



Şekil 2. a. Lane'ın plağı, **b.** Korozyona uğramış hali



Şekil 3. Lewis'ın tasarladığı gümüş plak

Lambotte ve Sherman sırasıyla 1909 ve 1912 yıllarında plak üretmiştir (Şekil 4). Farklı malzemeler ekleyerek korozyon direncini artırmaya çalışmışlardır. Sherman vanadyum çeliğinden plaklar üretmiştir.



Şekil 4. Lambotte'ın ürettiği plak

Osteosentez denildiğinde akla gelen diğer önemli isimlerden birisi de Robert Danis'tir. 1949 yılında yaptığı çalışmalarla efektif bir osteosentez için; kırık kemiğin eski haline çevrilmesi, kallus oluşmadan primer kırık iyileşmesi olması ve komşu eklemlerde erken hareket başlanması gerektiğini söylemiştir. Danis ilk kez kırık parçalar arasında sıkıştırma fikrini ortaya attı. Fikrini hayata geçirmek için "coapteur" isimli plağını üretti (Şekil 5). Plagın baş uç kısmında bulunan vidanın sıkılmasıyla kırık hattında sıkıştırma sağlanıyordu. Bu vidanın, plak uygulandıktan sonra kemiğe yakın olması çevrilmesinin zor olmasına sebep olmuştur (20).

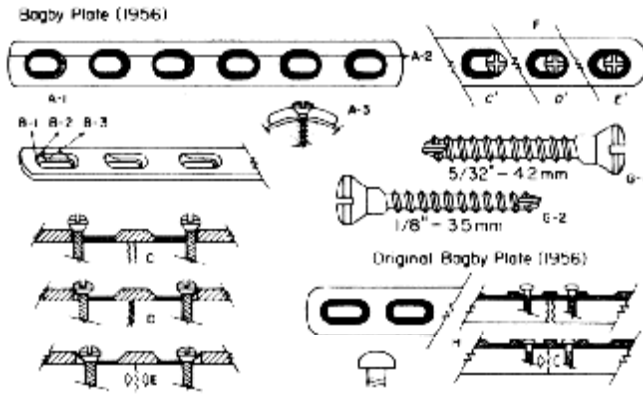


Şekil 5. Danis'in "coapteur" kompresyon plağı

Sonraki yıllarda insanlar Danis' in çalışmalarından etkilenerek çeşitli görüşler ileri sürmüştür; fakat en etkili olan, günümüzde halen ilkelerini benimsediğimiz, Müller, Algöwer, Scheneider ve Willeneger tarafından 1958 yılında kurulan AO' dur (21).

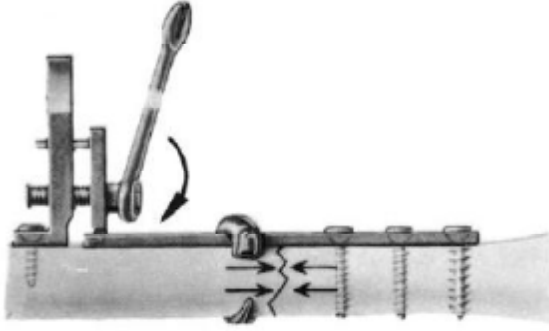
Bagby ve Janes 1956' da vidalama boyunca kırık parçalar arasında sıkıştırma sağlayan oval delikli plak tanımlamıştır (Şekil 6) (22). Ürettiği plağını ilk olarak köpek femurlarına osteotomi uygulayarak denemiştir. Müller ve ark. 1965 yılında kendilerinden önceki yıllarda üretilen gergi plaklama yöntemini geliştirerek yeni bir 4,5 mm plak tasarlamıştır (Şekil 7).

Bagby' nin plağındaki kompresyon mantığından esinlenerek 1969'da dinamik kompresyon plağı (DCP) adında yeni bir plak üretilmiştir (Şekil 8b). Plak anatomik redüksiyon ve mutlak denge elde etmek amacıyla tasarlanmıştır. Bu hedefine ulaşmıştır; fakat plak vidaları kemik ile plak arasında sürtünme kuvvetiyle tespit ettiği için, aşırı basınç nedeniyle korteksin dolaşımını bozmaktaydı. Sistemin dezavantajlarına; operasyonda geniş cerrahi insizyon, kırık parçaların yumuşak dokudan aşırı sıyrılmasını gerektirmesi, plak altında kalan kemik korteks kaybı ve plak çıkarıldıktan sonra görülen yeniden kırılma eklenebilir (23).



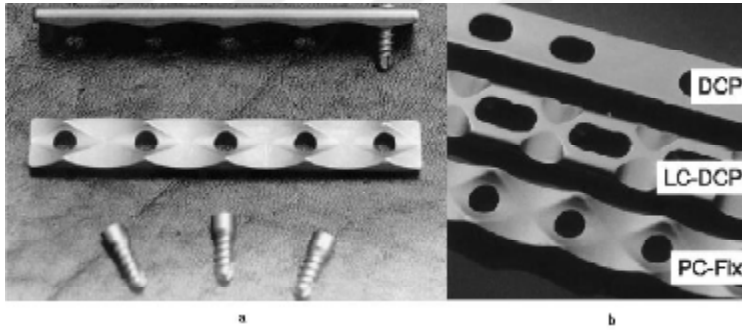
Şekil 6. Bagby' nin kompresyon plağı ve çalışma mekanizması

Perren ve ark. 1990 yılında plağın kemiğin korteksinin beslenmesini engellemesini azaltacağına inandıkları LC-DCP (limited contact dynamic compression plate) adında plak üretilmiştir (Şekil 8b). Bu plağın kemik ile plak arasındaki etkileşimi 50% azalttığını söylemişler. Bununla birlikte periostun kırık kaynamasındaki önemini vurgulamıştır. Plağı paslanmaz çelikten üretilen DCP' den farklı olarak titanyumdan üretilmiştir. Paslanmaz çelik hastada alerjik reaksiyonlara yol açtığı gösterilmiş; fakat LC-DCP' de buna rastlanmamaktadır. Ayrıca kemiğin kanlanmasını koruduğu için implant ilişkili stresten dolayı oluşan plak çıkarıldıktan sonra görülen yeniden kırılma olasılığında azalma sağlayacağı düşünülmüştür (24). Jain ve ark. köpek tibia kemikleri üzerinde yaptıkları çalışmada DCP ve LC-DCP plakları altındaki korteks kanlanmaları arasında anlamlı fark görülmediğini ortaya koymuştur (25).



Şekil 7. Müller' in plak ile gergi mekanizması

Periostun kırık tedavisindeki önemi anlaşıldığı için son yıllarda üretilen plakların kemik korteksini ezmemesi için vidaların plağa kilitlenmesi düşünülmüş. Bu da vida başı etrafında ve plaktaki vida deliğine yiv eklenerek uygulanmış. Bu düşünceden yola çıkılarak point contact fixator (PC-fix) üretilmiştir (Şekil 8a). Bu sistemde vida kemiğe tek korteks ile tutunmaktadır. Kemiğe yük geldiğinde vidalar yükü plaktan alarak plak ile kemik arasında sürtünme oluşmasını engelleyecek ve periostun kanlanmasını bozmamış olacaktı. Miclau ve ark. DCP, LC-DCP ve PC-fix sistemlerini karşılaştıran biyomekanik çalışmada bu konu üzerinde durmuştur (26). Ayrıca Perren ve Buchanan yayınladıkları bir çalışmalarında bu sistemin ana hatlarını anlatmıştır (27).



Şekil 8. a. PC-Fix plak-vidası **b.** DCP, LC-DCP, PC- Fix plak alt yüzleri

İlerleyen dönemlerde plağın kemiğe temas etme derecesinin azaltılmasının kemik kaybında asıl etken olmadığı, asıl etkenin kemik üzerine binen yükün azalması sonrası oluşan stres kalkanı olduğu üzerinde durulmaya başlanmıştır. Uhthoff ve ark. kemikteki kaybın periosteal bölgede değil endosteal bölgede olduğunu yaptıkları bir çalışmada belirtmiştir (28).

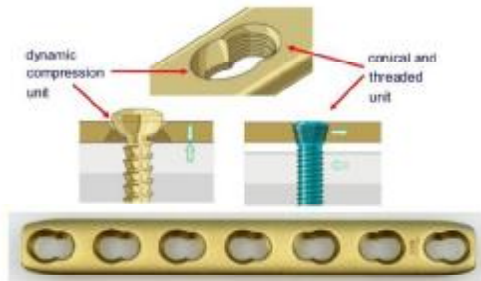
Plak vida ile internal tespitite zamanla mutlak denge ve anatomik redüksiyonun yerini MIPO (minimally invasive plate osteosynthesis) ve LISS (less invasive stabilization

system) almaya başlamıştır (Şekil 9). Bu tekniklerle daha küçük insizyonlar, indirek redüksiyon ve göreceli dengenin üzerinde durularak kırık tespitinde yumuşak dokunun önemini artırmak hedeflenmiştir (29, 30). LISS çalışma prensibi genel olarak kilitli intramedüller çiviye benzemektedir. Kırık parçalara alt ve üst tarafından tutunur.



Şekil 9. a. LISS plağı minimal invaziv uygulanişı, b. LISS plağı

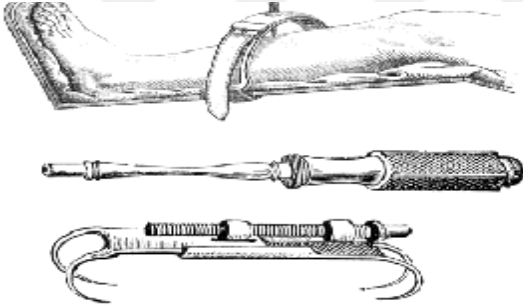
Kilitli plak ve vida kullanımı yaygınlaştınca AO grubu tarafından sabit açılı Locking Compression Plate (LCP) üretilmiştir (Şekil 10). Sabit açılı olmayan plaklarda vida sıkılmasıyla oluşan vida ve kemik arasındaki sürtünme kuvveti aksiyel yüklere karşı koyar. Kırık parçalar arasında yeterince sıkıştırma uygulanmadığında, kırığa binen yük fazla olduğunda bu sürtünme kuvveti aşılır. Vidalar plağı ve kemiği bırakmaya başlar. Eğilme kuvvetine karşı koyan yapılar vidaların yivleridir. Bu güç de yenilince vidalar plaktan çıkmaya başlar. LCP sabit açılı plak olduğundan dolayı, aksiyel yüklenme ve eğilme kuvvetleri kemik ile vida arasında oluşturduğu makaslama kuvvetleri sayesinde kırık parçaları sabit pozisyonda tutar. Bu sistemin kararlılığı vidalar kemikten tamamen sıyrılana devam eder. Bu şekilde kemik kalitesinin zayıf olduğu hastalarda güvenle kullanılmaya başlanmıştır (31).



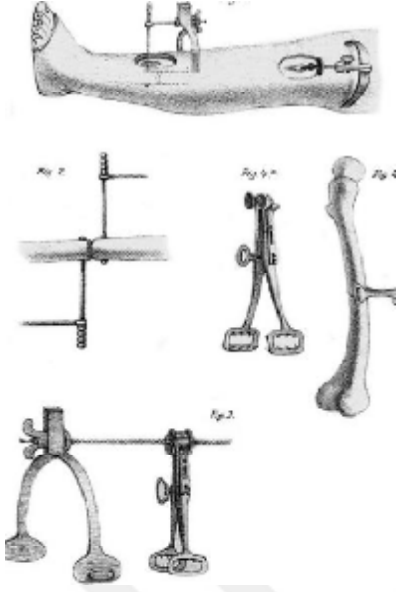
Şekil 10. Locking compression plate (LCP)

Suprakondiler femur kırığında metafizer bölgenin fiksasyonu ana basamaklardandır. Bu zamana kadar bahsettiğimiz LISS, PC-Fix ve LCP plaklarının çalışma prensipleriyle ilgili Curtis ve ark. çalışma yapmıştır. Bu çalışmasında osteoporotik hastalarda metafizer bölge fiksasyonunun nelere dikkat edilerek yapılması gerektiğini, kullanılacak implantların genel özelliklerini, kilitli ve kilitsiz vidaların yük dağılımındaki görevlerini özetlemiştir (32).

Kırığın dışarıdan tespiti (eksternal fiksatör) ilk olarak 1840 yılında Malgaigne tarafından düşünülmüştür. Bu implant tipik bir eksternal fiksatör olarak görülmemiştir. Sadece patella kırıklarında kullanılmak niyetiyle yapılmıştır (Şekil 11). 1843’ te Wutzer ilk eksternal fiksatörü bir femur kaynamama vakasında kullanmıştır. 1872 yılında Heine kendine has implant tanımlamıştır (Şekil 12). Ürettiği implantı humerus, tibia ve femur kaynamama vakalarında kullanmış. Sadece humerusta başarıya ulaşmış. Diğerlerinde amputasyon uygulamak durumunda kalmıştır (33).

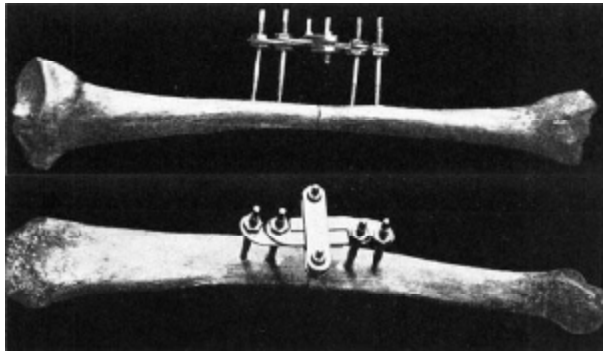


Şekil 11. Malgaigne’ nin eksternal fiksatörü



Şekil 12. Heine' nin eksternal fiksatorü

1897 yılında Parkhill bugün kullandığımız tip eksternal fiksatorleri ilk tanımlamıştır (Şekil 13). 1916 yılında Hey Groves, operasyon sırasında kırık parçalar arasında distraksiyon ve kompresyon yapacak çeşitli eksternal fiksator parçaları üretmiştir (33). Eksternal fiksatorler suprakondiler femur kırıklarında plaklar kadar sık kullanılırsa da ateşli silah yaralanmaları sonrası oluşan açık kırıklarında günümüzde tercih edilmektedir.



Şekil 13. Parkhill' in eksternal fiksatorü

Kırık tedavisinde uygulanan bir diğer cerrahi yöntem intramedüller çivilemedir. İlk olarak 16. Yüzyılda İnka ve Astekler reçinelenmiş tahta çivileri kullanmışlar. Bircher ve Konig sırasıyla 1886 ve 1913 yılında fildişi çivilerle tespit uygulamıştır. 1913'te Schöne Radius ve ulna kırıklarında çivileme tedavisini kullanmıştır. Hey Groves, 1. Dünya Savaşı boyunca ülkesinde intramedüller çivi uygulamıştır (34).

Çoğu ortopedik cerrah tarafından standart intramedüller çivilemenin babası olarak Küntscher görülmektedir. Küntscher ve Maatz bu konuyla ilgili 1944’ te kitap yazmışlardır. İkinci dünya savaşı sırasında esir düşen Amerikanlar sayesinde Amerikalılar bu tekniği öğrenmiştir. Daha sonraları kapalı redüksiyonun cerrahı aşırı radyasyona maruz bıraktığını düşündükleri için açık redüksiyon kullanmaya başlamışlardır (34).

Femur kırıklarında tersten (retrograd) çivileme, ilk olarak 1970’ de Küntscher tarafından trokanterik bölge etrafındaki kırıklarda uygulanmıştır. Daha sonraki yıllarda çiviler distal femur anatomisine uygun olarak tasarlanmıştır. Retrograd femur çivilerinde ilk ortaya atıldığında yaşlı ve osteoporotik hastaların suprakondiler femur kırıklarında kullanılmak üzere üretilmiş; fakat sonraki yıllarda genç hastalarda da kullanılmıştır. Birinci jenerasyon çiviler rotasyona izin veriyordu. İkinci jenerasyonda kilitleme sistemi kullanıldığı için rotasyona izin vermiyordu. Suprakondiler femur kırıklarında retrograd çivi kullanımı halen güncelliğini korumaktadır.

2.2. FEMUR ANATOMİSİ

2.2.1. Kemik anatomisi

Femur insan vücudunun en uzun ve en sağlam kemiğidir. Uzunluğu kişiden kişiye değişiklik göstermektedir. Genellikle vücut uzunluğunun 25%’ i kadardır. Femur cismi geniş medullası olan silindirik kompakt kemik halindeyken, uçlara doğru kompakt kemik incelir ve trabeküler kemik hakimiyeti altında olur. Femur diyafizinin konveksliği anteriora bakan eğrilik şeklindedir (35).

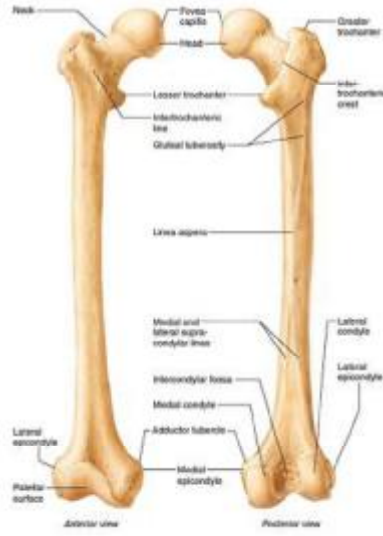
Femur kabaca üç ana bölgeye ayrılarak incelenebilir: Proksimal, Cisim ve Distal bölge. Proksimal bölge kendi arasında; femur başı, femur boynu, trokanterik bölge (trokanter major, trokanter minör ve intertrokanterik kısım) ve subtrokanterik bölgeyi içerir. Femur başı bir kürenin 2/3’ ü kadardır ve asetabulumla eklem yapar. Femur boynu, baş ile femur cismini birleştiren kısımdır arasında yenidoğanda 40°, erişkinde ortalama 12-15° lik açı vardır. Buna “anteversiyon açısı” denir. Femur boyun-cisim açısı yaşla ve kişiden kişiye değişmekle birlikte ortalama 125-126° dir. Bu açının 120° altında olmasına “koksa vara”, 135° üzerinde olmasına “koksa valga” denir (Şekil 14).



Şekil 14. Koksa vara ve koksa valga

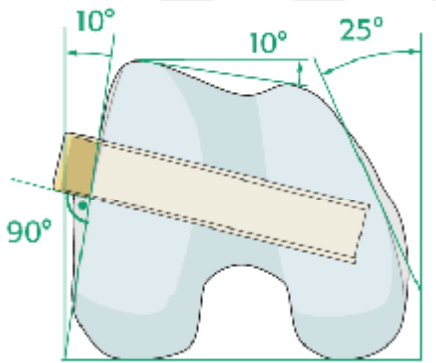
Subtrokanterik bölge trokanter minörden 5 cm distaldeki kısımdır. Femur cismi, trokanter minör ve distal 10 cm' lik suprakondiler bölge arasındaki kısımdır. Ön, dış ve iç yanı düzdür. Arkada linea aspera vardır. Femurun besleyici arterleri buradan giriş yapar. Linea aspera proksimal ve distale doğru diverjan olarak ilerler. Proksimalde trokanter minör ve majore doğru ilerler (Şekil 15). Distalde lateral ve medial kondile doğru ilerler. “Medial suprakondiler çizgi” ve “lateral suprakondiler çizgi” olarak isimlendirilir (Şekil 18). Femur medullasının genişliği cisim boyunca farklıdır. En dar yeri “isthmus” olarak isimlendirilir ve femur cisminin 1/3 üst kısmının alt sınırındadır (36).

Distal bölge kendi içinde 2 parçaya ayrılır; suprakondiler ve kondiler bölge. Suprakondiler bölgenin tanımı kesinlik kazanmamıştır. Çoğu kişi tarafından kabul edilen yer kabaca 7,5-15 cm uzunluğunda bir yer olup, femur diyafizi ile metafizinin kesişme noktasıdır. Kondillerin eklem yüzünden ölçülecek olursa 9-12 cm' lik bölgeyi kapsar. Bu bölgenin tanımlanması distal diyafizer ve suprakondiler bölge kırıklarının tedavi şeklinin ve prognozunun farklı olması nedeniyle önemlidir. Burada korteks ince, medulla geniş ve osteopeniktir (37).



Şekil 15. Femurun anatomik oluşumlarının önden ve arkadan görünümü

Kondiler bölgede lateral ve medial kondil bulunur. Medial kondil daha büyük ve aşağıdadır. Her ikisi de tibia ile eklem yapar. Aksiyel kesitte trapezoid şekildedir. Lateralden mediale doğru eğimlidir. Lateral kondil 10° , medial kondil 25° eğimlidir (Şekil 16).



Şekil 16. Distal femur geometrisi

Her iki kondil arası ön yüzde “facies patellaris” arka yüzde “fossa interkondilaris (interkondiler notch)” bulunur. Medial ve lateral kondil üzerinde pürtüklü çıkıntı bulunur. Bunlar sırasıyla “medial ve lateral epikondil” olarak adlandırılır (Şekil 17). Buralara iç yan bağ (MCL) ve dış yan bağ (LCL) yapışır. Medial epikondilin proksimal ve posteriorunda “adduktor tüberkül” bulunur. Uyluğun adduktor magnus kası buraya yapışır (38, 39).



Şekil 17. Distal femur kemik anatomik oluşumları

2.2.2. Kas anatomisi

Uyluk kasları, anterior, posterior ve medial olmak üzere 3 ana kompartman içerisinde değerlendirilir. Bu kaslar intermusküler septalarla birbirinden ayrılmıştır.

Anterior kompartman içerisinde; tensor fascia lata, quadriceps femoris (rectus femoris, vastus lateralis, vastus medialis ve vastus intermedius kas kompleksi), psoas, iliacus ve sartorius kasları, femoral arter, femoral ven, femoral sinir, lateral femoral kutanöz sinir bulunur (38). Bu kompartmandaki tüm kaslar femoral sinir tarafından inerve olur.

Fonksiyonları:

Tensor fascia lata: İliotibial bant aracılığıyla diz ekstansiyonu ve krurisin dış rotasyonunda ve uyluğun abduksiyonunda görevlidir.

Sartorius: Kalça ve diz fleksiyonuna yardımcıdır.

Quadriceps femoris: Dizin ana ekstensörüdür.

İliopsoas: Kalçanın ana fleksörüdür.

Medial kompartman içerisinde; pectineus, gracilis, adduktor longus, adduktor brevis, adduktor magnus ve obturator eksternus kasları, profunda femoris arteri, obturator arter, obturator ven ve obturator sinir bulunur (41). Pectineus kası bazı insanlarda obturator sinir, bazılarında femoral sinir tarafından inerve olur. Adduktor magnus posterior lifleri tibial sinirden inerve olur.

Fonksiyonları:

Pectineus: Uyluğa adduksiyon ve fleksiyon yaptırır.

Gracilis: Bacağa fleksiyon ve uyluğa adduksiyon yaptırır.

Adduktor longus, brevis ve magnus: Uyluğa adduksiyon yaptırır.

Obturator eksternus: Uyluğa dış rotasyon yaptırır.

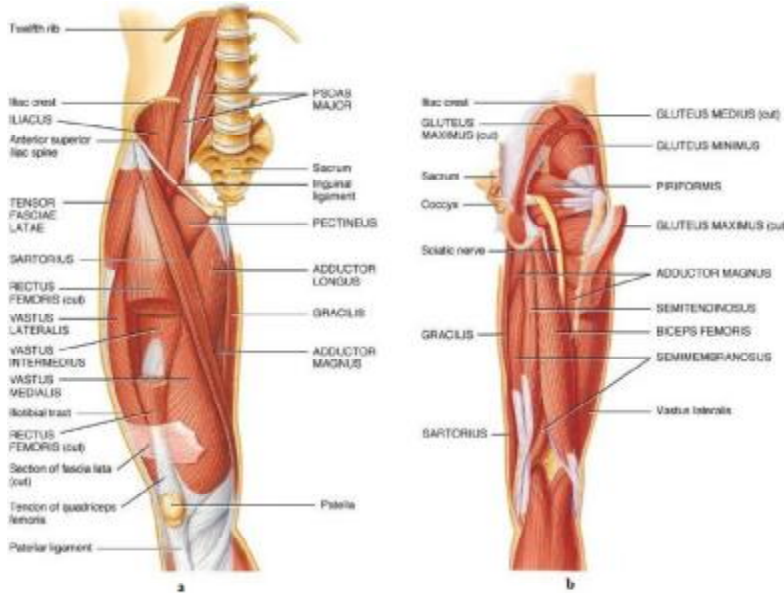
Posterior kompartman içerisinde; semimembranosus, semitendinosus, adduktor magnusun posterior lifleri, biceps femoris kasları, profunda femoris arterinin dalları, posterior femoral kutanöz sinir ve siyatik siniri içerir. Uyluk etrafındaki kasların önden ve arkadan görünüşleri şekil 18’ de gösterilmiştir (41). Biceps femoris uzun başı tibial sinir, kısa başı peroneal sinir tarafından inerve olur. Bu kompartmandaki diğer kaslar tibial sinirden inerve olur.

Fonksiyonları:

Semimebranosus: Dize fleksiyon kalçaya ekstansiyon, diz semifleksiyondayken uyluğa iç rotasyon yaptırır.

Semitendinosus: Dize fleksiyon kalçaya ekstansiyon, diz semifleksiyondayken uyluğa iç rotasyon yaptırır. Gracilis ve sartorius kasları ile birlikte tibia medialinde yapışır ve “pes anserinus” olarak bilinen yapıyı oluşturur.

Biceps femoris: Dize fleksiyon yaptırır ve diz semifleksiyon pozisyonunda iken uyluğun dış rotasyonuna yardımcıdır.

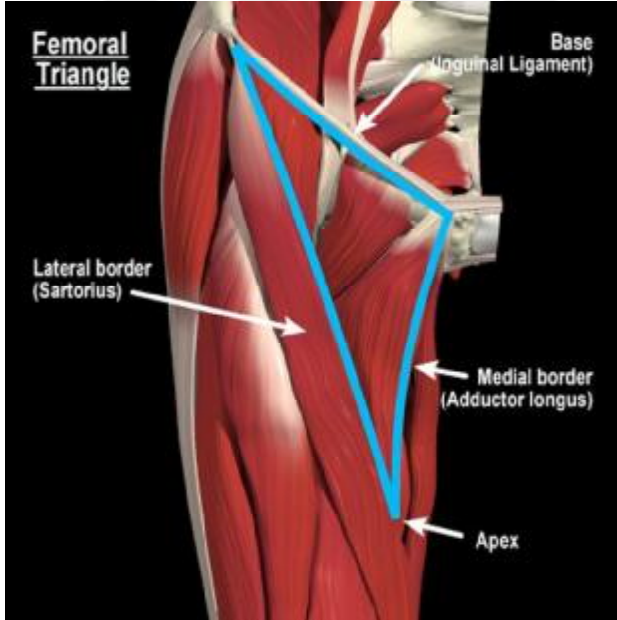


Şekil 18. Femur kaslarının **a.** önden, **b.** arkadan görünümü

2.2.3. Nörovasküler anatomi

Femurun arteriyel dolaşımı tüm uzun kemiklerde olduğu gibi metafizeal, periosteal ve endostealdır. Femoral arter, eksternal iliak arterden ayrıldıktan sonra femoral üçgen içerisine girer. Femoral üçgenin sınırları şekil 19’ da belirtilmiştir. Bu üçgen içerisinde profunda femoris arteri dalını verir. Sonrasında yüzeysel femoral arter olarak devam eder. Profunda femoris, adductor longusun posteriorundan geçtikten sonra hamstring kasları arasında seyrederek 3-4 adet perforan dal verir. Bu dallardan önce verdiği en önemli dalları medial femoral sirkumfleks arter (MFCA) ve lateral femoral sirkumfleks (LFCA) arterdir. Bunlardan MFCA, iliopsoas ve pectineus kaslarının posterioruna ilerler. Femur boynunun ve femur başının kanlanması çoğundan sorumludur (39).

Nutrisyen arter profunda femorisin dalıdır. Femurun nutrisyen arteri çoğu insanda tektir. Linea asperanın yanından girer. Femur korteksinin dış 1/3 kısmının beslenmesi periosteal arter, iç 2/3 kısmı endosteal damarlardan kaynaklanır. Operasyonda linea asperanın sıyrılması durumunda kemik dolaşımı risk altına girebilir. Dolaşım bozulması sonrasında kemikte kaynama gecikmesi veya kaynamama görülebilir. Laing ve ark. yaptıkları kadavra çalışmasında femurun nutrisyen arterlerinin varyasyonları belirtmişlerdir (40).



Şekil 19. Femoral üçgenin sınırları

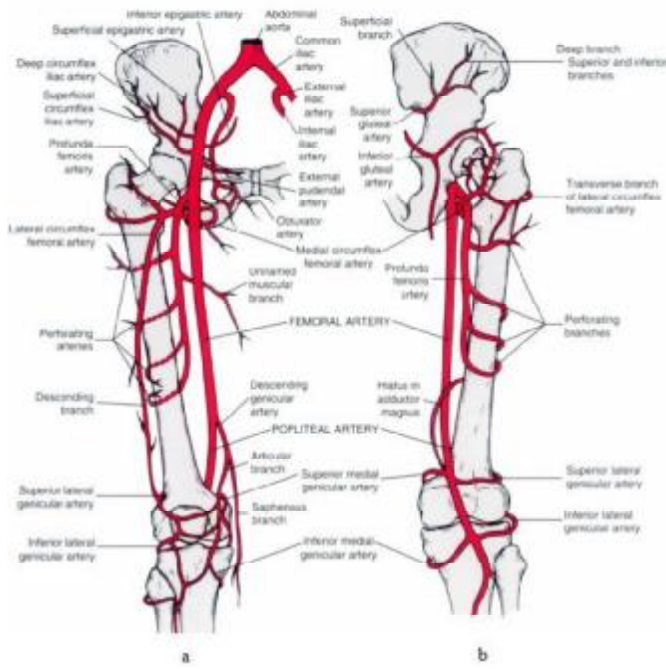
Yüzeysel femoral arter, femoral üçgenden çıktıktan sonra sartorius kasının altında adduktor kanalda (subsartorial kanal/ hunter kanalı) hiatus adductoriusa kadar ilerler (Şekil

20). Burada lateral ve posteriora döner. Yumuşak doku desteği bu bölgede azaldığı için femoral arter yaralanmaları genellikle bu seviyeden olur (41). Hiatus adduktoriusa girmeden “dessenden genicular arter” (DGA) dalını verir. DGA osteoartiküler, safenus ve vastus medialise dal verir; fakat varyasyonları mevcuttur. Hiatusta girdikten sonra “popliteal arter” olarak isimlendirilir. Popliteal arterden ayrılan superomedial genicular arter (SMGA) ile DGA’ dan ayrılan uç dallar patella etrafında arteriyel ağ oluşturur. Femur etrafındaki arteriyel ağ şematik olarak Şekil 21’ de gösterilmiştir.



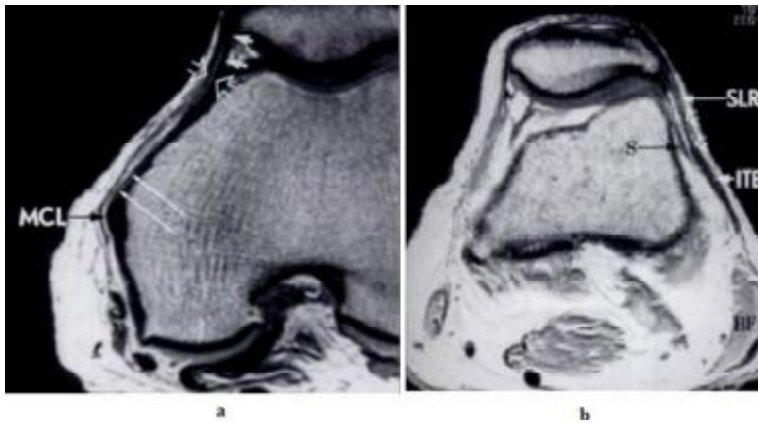
Şekil 20. Hunter kanalı (adduktor / subsartorial kanal)

Dizin posterioru “popliteal bölge” olarak isimlendirilir. Sınırlarını üst tarafta medialde semimebranosus ve semitendinosus, lateralde biceps femoris kasları; alt tarafta gastroknemius medial ve lateral başı ve plantaris kasları oluşturur. Bölgenin kanlanması femoral, popliteal arter ve rekurren tibial arterin anastomozu tarafından sağlanır. Venöz dolaşım popliteal ven ile sağlanır. Ortada vena safena parva yer alır.



Şekil 21. Femur etrafındaki arteriyel ağ, **a.** önden görünümü, **b.** arkadan görünümü

İliotibial bandın lifleri vastus lateralis aponörotik lifleriyle birleşerek lateral patellar retinakulumu oluşturur. Yüzeyel ve derin katmanları vardır. Sartorius, vastus medialis ve vastus medialis obliquus kasları medial patellar retinakulumu oluşturur. Merican ve ark. kadavralarda yaptıkları diseksiyonda retinakulumları göstermişlerdir. Ayrıca Starok ve ark. kadavrada uyguladıkları başka bir çalışmada manyetik rezonans (MR) görüntülerde retinakulumları tariflemişlerdir (45, 46) (Şekil 22).



Şekil 22. a. Medial retinakulum, **b.** Lateral retinakulum MR (T1 ağırlıklı) görüntüleri

2.3. SUPRAKONDİLER FEMUR KIRIĞI ETİYOLOJİSİ

Suprakondiler femur kırıkları, çoğunlukla motorlu araç kazalarından sonra görülür. Yüksek enerjili yaralanmadır, açık ve parçalı kırıklardır. Fleksiyondaki dize önden gelen direk travma sonrası oluşur. Yaşlılarda hastada var olan osteoporoz, kemikte zayıflığa yol açan malignite durumlarında ve düşük enerjili olan düşmeler sonrası dizin varus ve valgusa zorlanması sonrası, bazen de indirekt rotasyonlar sonrası görülebilir (45).

En sık görülen nedenler sırasıyla; trafik kazaları, yüksekten düşmeler, ateşli silah yaralanmaları ve iş kazalarıdır. Yüksek enerjili olanlar genç erkeklerde, düşük enerjili olanlar yaşlı kadınlarda daha fazla sıklıkta görülür. Son yıllarda artan total diz protezi uygulamalarından sonra da periprostetik suprakondiler femur kırıkları görülmektedir. Aynı şekilde total kalça protezi uygulanan hastalarda da görülmektedir. Ateşli silah yaralanmalarında beraberinde vasküler yaralanma görülebilir. Özellikle posterior diz çıkılarıyla birlikte popliteal arter yaralanması görülür. Diz etrafındaki bağ yaralanmaları da suprakondiler kırıklarla birlikte görülür (46).

2.4. İNSİDANS

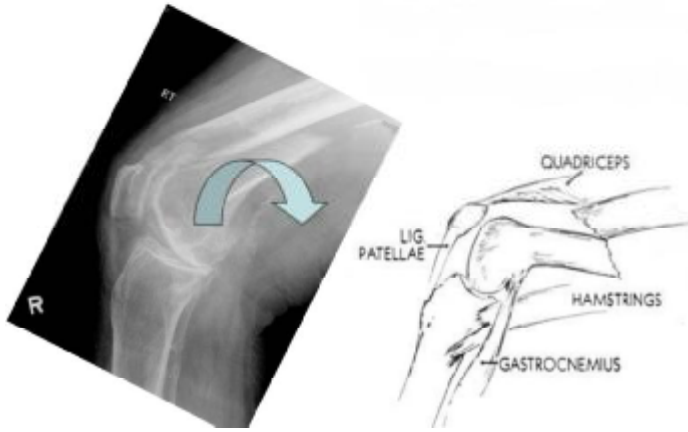
Tüm femur kırıklarının %4-7' sini suprakondiler kırıklar oluşturur. Hastaların %85' i 50 yaş üzerindedir. 65 yaşın üzerinde olan hastaların %85' i kadındır. Bu verilerden de anlaşıldığı şekilde bu kırıklar yaşla birlikte artmakta ve kadın popülasyonda sık görülmektedir (47).

2.5. YARALANMA MEKANİZMASI

İki mekanizmayla gerçekleşebilir:

Direkt mekanizma: En sık trafik kazaları sonrası görülür. Fleksiyondaki dize anterolateralden gelen travma sonrası oluşur. Yaşlılarda fleksiyonda diz üzerine düşme sonrası görülebilir. Bu bölgedeki deforme edici kuvvetlerin etkisi şöyledir: Quadriceps ve hamstring kaslarının etkisiyle proksimal fragman çekilerek kısalık, adduktor kasların etkisiyle proksimal parçada varus, gastoknemius etkisiyle distal fragmanda posteriora yer değiştirmeyeyle rekürvasyon deformiteleri görülür (Şekil 23) (48).

İndirekt mekanizma: Yüksekten düşme sonrası dizin varus ve valgusa zorlanması sonrası oluşur. Valgusta zorlanma sonrası lateral kondil; varusa zorlanmada medial kondil kırığı ek olarak görülebilir.



Şekil 23. Suprakondiler femur kırığı deforme edici faktörler

2.6. TANI

Anamnez ile yüksek enerjili, düşük enerjili yaralanma olduğu anlaşılır. Sonrasında yapılacak fizik muayene ile ekstremitedeki kısıklık, ağrı, şişlik, ilgili bölgedeki deformik görünüm ve patolojik hareket gözlenir. En sonunda radyolojik değerlendirme ile de tanı koyulur.

Suprakondiler femur kırığı ile birlikte geçirilen travmanın şiddetiyle orantılı olarak ek yaralanma görülme ihtimalinin yüksek olabileceği göz önünde bulundurularak, hastanın kırık bölgesinin distal ve proksimalindeki eklemin de dikkatlice muayene edilmesi gerekir. Yüksek enerjili yaralanmada görülebilecek pelvis ve asetabulum kırıkları gözden kaçırılmamalıdır. Ayrıca hastanın diğer sistem muayeneleri de yapıp ilgili bölümlere konsulte edilmesi gerekir. Vasküler değerlendirme her ortopedik hastada önemli olmakla birlikte, suprakondiler femur kırıklarında ayrı bir önem teşkil eder. Acil şartlarında değerlendirilip, gerektiğinde doppler ultrason ve anjiyografi uygulanmalıdır.

2.7. DİSTAL FEMUR KIRIĞI SINIFLAMALARI

Bir sınıflamanın anlamlı olabilmesi için, bütün kırıkların yeterli şekilde tanımlamalarını içermeli, basit ve anlaşılır olmalı, cerraha tedavide yol gösterici olmalı ve prognostik bilgiler içermelidir. Tüm dünyada ortak bir sınıflama sisteminin olması, yapılacak çalışmaların sonuçlarını karşılaştırma imkânı sunmaktadır. Bu zamana kadar distal femur kırığı için tanımlanmış çok sayıda sınıflama mevcuttur. Bunlardan bazıları yukarıda anlattığımız özellikleri karşılamada yetersiz kalmaktadır. Bu yüzden kullanılmamaktadır. Kronolojik sırasına göre sınıflamalar sıralandığında şu şekilde olur:

Neer sınıflaması

1967 yılında tanımlanmıştır (49) (Şekil 24).

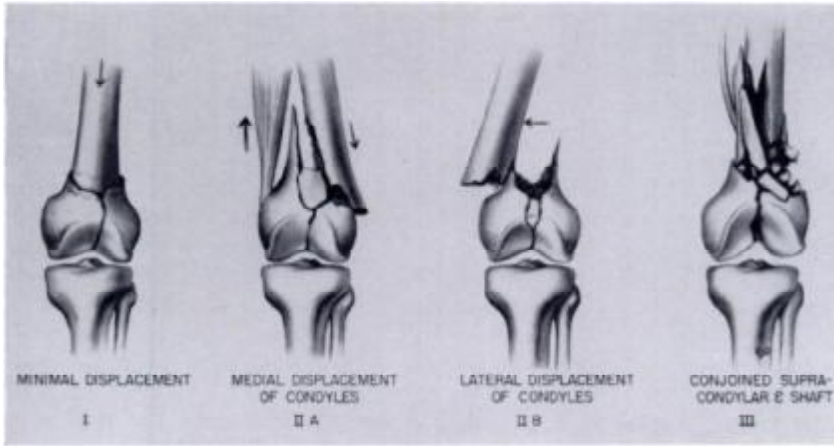
Tip 1. Minimal deplase

Tip 2. Kondillerde deplasman görülmesi

2A. Mediale deplasman

2B. Laterale deplasman

Tip 3. Parçalı suprakondiler kırık ve diyafiz kırığı



Şekil 24. Neer sınıflaması

Seinsheimer sınıflaması

1980 yılında tanımlanmıştır (50) (Şekil 25).

Tip 1. Nondeplase ya da kırık fragmanlar arasında 2 mm' den az deplasman olması

Tip 2. Sadece metafiz kırık, interkondiler bölgeye uzanımı yok

2A. 2 parçalı kırık

2B. 3 parçalı kırık

Tip 3. Kırık interkondiler bölgeye uzanıyor

3A. Medial kondil ayrılmış

3B. Lateral kondil ayrılmış

3C. Her iki kondil ayrılmış

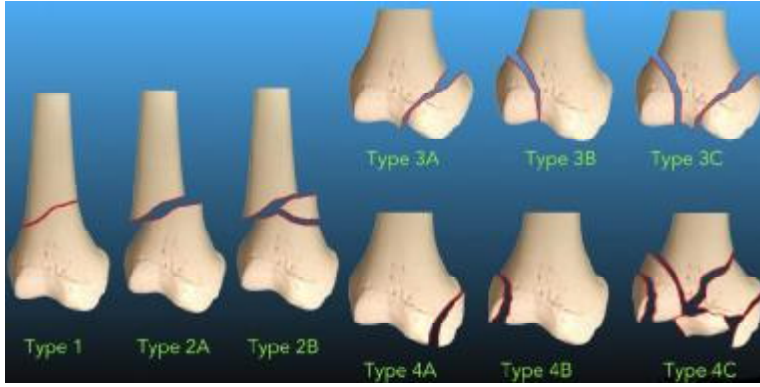
Tip 4. Kırık kondillerin eklem yüzeylerine uzanıyor

4A. Medial kondil tibiofemoral eklem yüzeyine uzanıyor

4B. Lateral kondil tibiofemoral eklem yüzeyine uzanıyor

4C. Kondil eklem yüzüne ve interkondiler çentiğe uzanan parçalı kompleks

kırık



Şekil 25. Seinsheimer sınıflaması

AO-OTA sınıflaması

2017 yılında AO-OTA tarafından sınıflama tanımlanmıştır (Şekil 26). Öncesindeki sınıflamaların eksik yanları bu sınıflamayla kapatılmış. Dünya çapında ortopedik cerrahlar tarafından en çok kabul gören sınıflama olmuştur. Seinsheimer sınıflamasından sonra, Steward ve ark. , Chiron ve ark. , Egund ve Kolmert, Shelbourne ve Brueckmann tarafından aynı bölgeyle ilgili sınıflamalar tarif edilmiş; fakat genel kabul görmemiş ve yetersiz kalmıştır (51).

Bu sınıflama 3 ana gruba ayrılmış. Her grup kendi içerisinde 3 alt gruba ayrılmıştır. Tiplendirme söylenirken başına sırasıyla femuru ve distal kısmını ifade eden 33 kullanılır. Alt gruplar arasında numara arttıkça travmanın şiddeti artar ve prognoz kötüleşir.

Tip A. Ekstraartiküler kırıklar

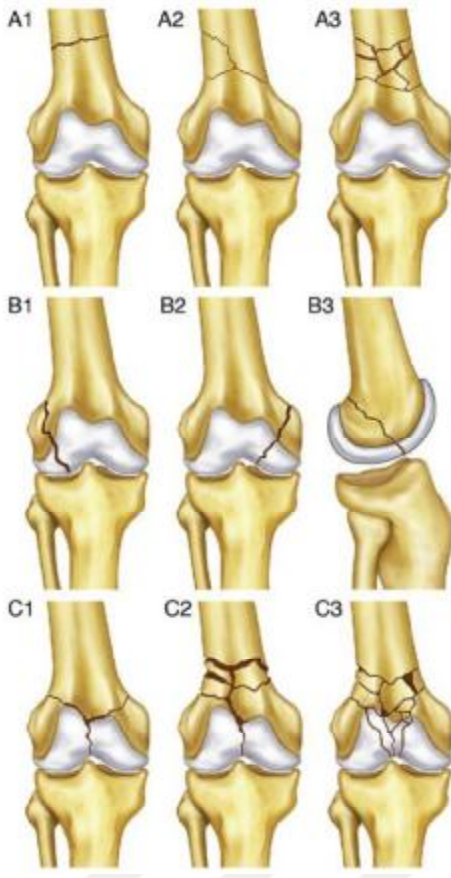
- A1.** İki parçalı basit spiral kırık
- A2.** Metafizler kelebek fragmanlı kırık
- A3.** Parçalı eklem ilişkisiz kırık

Tip B. Parsiyel/Kısmi eklem ilişkili kırıklar

- B1.** Lateral kondile uzanan kırık
- B2.** Medial kondile uzanan kırık
- B3.** Koronal planda olan kırık (Hoffa kırığı)

Tip C. Eklem içi kırık

- C1.** Kondiler T veya Y şeklinde kırık
- C2.** İnterkondiler-parçalı suprakondiler kırık
- C3.** Suprakondiler-parçalı interkondiler kırık



Şekil 26. AO-OTA sınıflaması

Günümüzde sık yapılan ameliyatlarda total diz protezi de yerini almıştır. Hal böyle olunca suprakondiler periprotetik femur kırıkları da görülmeye başlamıştır. Periprotetik femur kırıklarında kullanılan sınıflamalardan bazıları şunlardır:

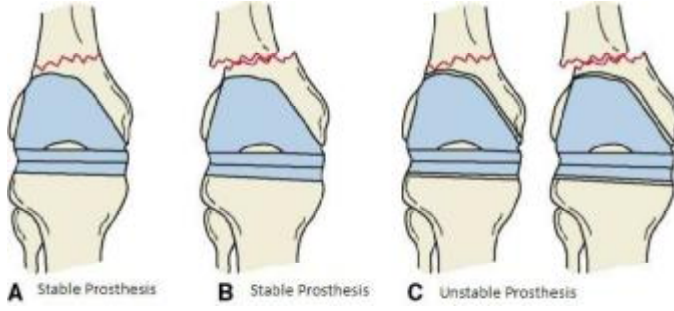
Lewis ve Rorabeck sınıflaması

1997 yılında tanımlanmıştır. Kullanılan femoral komponentin stabilitesine ve kırığın deplasmanına göre sınıflanır. Literatürde en sık kullanılan sınıflamadır (Şekil 27).

Tip A. Nondeplase kırık, komponent intakt, gevşeme yok. Protez stabil.

Tip B. Deplase kırık, komponent intakt. Protez stabil.

Tip C. Deplase kırık, komponentte gevşeme var. Protez instabil.



Şekil 27. Lewis ve Rorabeck sınıflaması

Su ve ark. sınıflaması

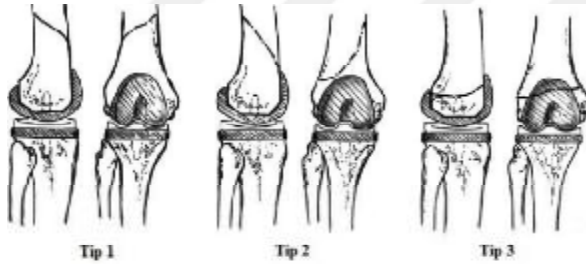
2004’ te tanımlanmıştır. Suprakondiler kırık hattının seviyesine göre yapılan sınıflamadır (Şekil 28).

Tip 1. Kırık hattı femoral komponentin proksimalindedir.

Tip 2. Kırık hattı femoral komponentin proksimalinden başlar ve proksimale doğru uzanır.

Tip 3. AP ve lateral planda femoral komponentin içinde kalan kırık

Femur suprakondiler periprostetik kırıklar için 1967’de Neer ve ark., 1991’de DiGioia ve Rubash ve 1994’ te Chen ve ark. tarafından sınıflamalar tanımlanmıştır; fakat günümüzde çok sık kullanılmamaktadır (52).



Şekil 28. Su ve ark. sınıflaması

Gustillo-Anderson sınıflaması

Suprakondiler femur kırıkları yüksek enerjili travma sonrası, ateşli silah yaralanmaları sonrası görülebildiği için açık kırık şeklinde olabilmektedir. Genel kabul gören açık kırık sınıflaması Gustillo-Anderson sınıflamasıdır (Şekil 29).

Tip 1. Yara 1 cm’ den küçüktür. Düşük enerjili yaralanmadır

Tip 2. Yara 1 cm’ den büyüktür. Daha yüksek enerjili yaralanmadır. Yumuşak doku, flep sıyrılması yaygın görülür.

Tip 3. Yüksek enerjili, yaygın yumuşak doku hasarı olan ağır yaralanmadır. 3 alt gruba ayrılır.

3A. Oluşan yaygın yumuşak doku hasarı açık olan kemiğin üzerini örtebilmektedir. Greft gerektiren yumuşak doku problemi olan yaralanmalar da bu grup içerisinde.

3B. Masif kontaminasyon vardır. Periost ekspozedir. Kemiğin üzeri mevcut yumuşak dokuyla örtülemez. Flep ihtiyacı olan yaralanmalardır.

3C. Yaralanmaya tamir edilmesi gereken vasküler yaralanma eşlik etmesi durumudur.



Şekil 29. Gustillo-Anderson sınıflaması

Tscherne ve Gotzen sınıflaması

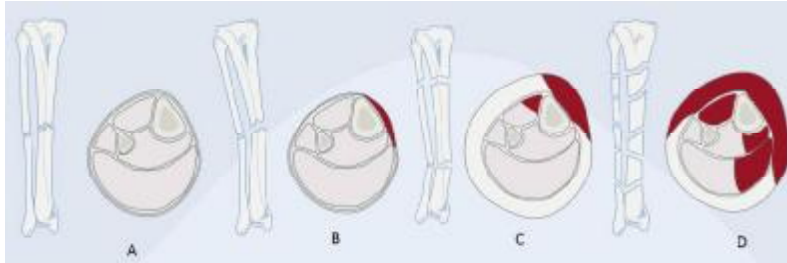
Kapalı kırıklarda oluşan yumuşak doku hasarını göstermek için kullanılan sınıflama sistemidir (Şekil 30).

Tip A. Yumuşak doku travması yok veya çok azdır.

Tip B. Kırık bölgesindeki ciltte veya kasta yüzeysel abrazyon mevcut.

Tip C. Etkilenen bölgeye ek olarak derin kontamine abrazyon mevcut.

Tip D. Kas ve deride yaygın kontüzyon mevcut.



Şekil 30. Tscherne ve Gotzen sınıflaması

2.8. TEDAVİ

İmplant sanayisinde görülen ilerleme neticesinde suprakondiler femur kırığında cerrahi tedavi kontrendikasyon yoksa ilk seçenek olmuştur. Eski yıllarda çoğu kırık gibi bu kırıklarında tedavisinde konservatif tedavi uygulanmaktaydı. Bu tedavi uzun yatış süresi gerektirmektedir. Bunun sonucunda hastalarda yatak yaraları, pnömoni, pulmoner emboli, yağ embolisi, derin ven trombozu, kaynamama ve ekstremitelerde kalıcı deformite gelişmesi gibi komplikasyonlar görülmektedir. Konservatif tedavi günümüzde çocuk hastalarda ve cerrahi için çok yüksek risk taşıyan yaşlı hastalarda daha çok tercih edilmektedir (53).

2.8.1. Konservatif tedavi

Bu tedavi yöntemi şu endikasyonlarda tercih edilir:

- 1.) Nondeplase, inkomplet kırıklar
- 2.) Yaşlı, osteoporotik hastalarda görülen impakte olmuş stabil kırıklar
- 3.) Teknik donanım yetersizliği
- 4.) Bu bölgeyle ilgili uygulanan cerrahi tedavide yeterli tecrübenin olmaması
- 5.) Ek aşırı risk taşıyan klinik durumlar, hastalıklar
- 6.) Kırıkla birlikte spinal kord yaralanmasının görülmesi
- 7.) Aşırı kontamine ve enfekte kırıklarda
- 8.) Rölatif olarak değişmekle birlikte bazı ateşli silah yaralanmalarında
- 9.) Hastanın operasyonu kabul etmemesi

2.8.1.1. Alçılama

Uzun bacak sirküler alçı veya pelvipedal alçı kullanılır. Hastaya göre değişmekle birlikte 4-8 hafta kadar alçı tedavisi sürdürülür. Uzun immobilizasyon neticesinde hastada en büyük sorun olarak diz eklemine ciddi hareket kısıtlılığı ve eklem sertliği görülmektedir.

2.8.1.2. Traksiyon

Kapalı redukte edilebilen, cerrahinin kontrendike olduğu kırığı olan hastalarda tercih edilen yöntemdir. Cilt ve iskelet traksiyonu olmak üzere 2 çeşittir. İskelet traksiyonunda tüberositas tibianın 2 cm inferior ve posteriorundan lateralden mediale doğru geçilen şanz ile traksiyon uygulanır. Ek olarak istenirse kırığın durumuna göre femur distalinden bir şanz daha geçilerek rotasyon kontrol altına alınmaya çalışılır. Burada göz önünde bulundurulması gereken pin dibi enfeksiyonu olması halinde kırığın enfekte hale gelebileceğidir. Bu tedavi yöntemiyle, hasta uzun süre yatağa bağımlı kalmaktadır ve

yukarıda konservatif tedavinin başında bahsettiğimiz komplikasyonlar sık görülmektedir (54).

2.8.1.3. Menteşeli breysleme

İlk olarak 1970 yılında Mooney ve ark. tarafından tanımlanmıştır. Distal fragmanın posterioara deplasmanını engellemek amacıyla diz ekstansiyonda, varus deformitesini engellemek için valgus ve eksternal rotasyon pozisyonunda breys uygulanmalıdır. Mümkünse 1 hafta içerisinde, değilse kırık redüksiyonu ve traksiyon ile takibinin ardından 6-7. haftalarda uygulanmalıdır. Mooney tarafından tarif edilen ve günümüzde kullanılan menteşeli breysler şekil 31’ de gösterilmiştir (55).



Şekil 31. a. Mooney’ in menteşeli breysi, **b.** Günümüzde kullanılan açılabilir dizlik

2.8.2. Cerrahi tedavi

Distal femur kırıklarında eklem yüzeylerini ilgilendiren kısım için amaçlanan, anatomik redüksiyon, rijit fiksasyon ve erken harekettir. Son yıllarda artan implant sanayindeki gelişmeler ve cerrahi sonrasında uygulanan fizik tedavideki iyileşmeler sayesinde cerrahi tedavi popüler seçenek haline gelmiştir. Operasyonda eklem uygulanan rijit tespit sonrası diz eklemine erken hareket başlanması tedavi sonuçlarını olumlu etkilemiştir (56).

Cerrahi tedaviyle; eklem anatomik olarak redükte edilerek, normal anatomik ve mekanik eksen uzunlukları sağlanmış olur. Böylece olası erken gonartroz gelişiminin önüne geçilmiş olur. Hastaların stabil olarak uygulanan tespit ile bakımlarının daha rahat olması sağlanır. Ayrıca kırığın tespit süresi kısaldığı için hastanede yatış süresi de kısalmır. Bu da maddi yükü azaltır. Hastalarda pulmoner komplikasyonlar ve derin ven trombozu görülme riski azalmış olur.

Tüm ortopedik ameliyatlardan önce yapılması çok büyük önem arz eden şey ameliyat öncesi planlamadır. Ameliyattan önce kırığın morfolojisini anlamak, buna göre

kullanılacak implantın seçilmesi ameliyat süresini kısaltmaya faydalı olur. Kısalan ameliyat süresi neticesinde hastada enfeksiyon riski azalır. Plan yapılmadan gerçekleştirilmeye çalışılan kırık cerrahisinde operasyon esnasında yaşanan aksi durumlar cerrahın dikkatinin kaybolmasına ve stresli olmasına neden olacaktır. Bu da hata yapmaya neden olacaktır.

Distal femur kırıklarında cerrahi tedavide 3 temel yöntem kullanılmaktadır. Bunlar eksternal fiksatör, intramedüller çivileme ve plak-vida ile internal tespittir.

2.8.2.1. Eksternal fiksatör

Ciddi yumuşak doku hasarı ve enfeksiyon olan olgularda kullanılır. Tip 3B ve 3C açık kırıklarda yaygın olarak kullanılmaktadır. Hızlı uygulanması, minimal yumuşak doku diseksiyonu gerektirmesi, kolay yara bakımı sağlaması ve erken mobilizasyona izin vermesi avantajlarıdır. Pin dibi enfeksiyonu, dizde hareket kaybı, gecikmiş kaynama ve kaynamama riskinin fazla olması dezavantajlarıdır.

1950'li yıllarda Ilizarov tarafından geliştirilen, K-telleri ve halkalardan oluşan sirküler tip eksternal fiksatörler ve Schanz vidaları ile bunlar arasındaki gövde kısmından oluşan dinamik aksiyel fiksatörlerdir. Bu bölgenin anatomik özellikleri nedeniyle, Ilizarov tipi sirküler eksternal fiksatörler komplikasyonlara neden olabildiğinden dikkatli kullanılmalıdırlar. Özellikle damar yaralanmaları ve yumuşak doku kaybı nedeniyle flep veya greft uygulanması gereken olgularda önerilmemektedir (57).

2.8.2.2. İntramedüller çivileme

Bu yöntemde daha az yumuşak doku diseksiyonu olması, erken yük vermeye izin vermesi, yükü paylaştığı için implantın üzerine binen stresin diğer yöntemlere göre daha az olması önemli avantajlarıdır. Distal kilitleme vidalarının kilitletmesinde yaşanan aksaklıklar nedeniyle cerrahi süresinin uzayabilmesi dezavantajlarıdır. Buna rağmen hâlen femur diyafiz kırıklarında altın standart cerrahi tedavi yöntemidir. Antegrad ve retrograd olmak üzere iki farklı intramedüller çivileme tekniği uygulanmaktadır. Distal femur kırıklarında çoğunlukla retrograd çivi kullanılmaktadır; fakat bu yöntemin çok sayıda dezavantajları mevcuttur. Öncelikle diz eklemine açılmasını gerektirir. Bu işlemde eklemden hareket kısıtlılığı riskini artırmaktadır. İkinci olarak çivinin giriş yerine yakın bölgedeki kilitleme vidalarının hastanın takibinde kırılması sonrası çivin diz ekleminden çıkması görülebilmektedir.

2.8.2.3. Plak-vida ile internal tespit

Suprakondiler femur kırıklarında eski yıllarda konservatif tedavi çoğu kırıkta olduğu gibi, bu kırıklarda da uygulanmıştır; fakat başarısız sonuçların fazla bildirilmesinden sonra cerrahi tedavi ön plana çıkmaya başlamıştır. İntramedüller çivilerle eklem ilişkili kırıklarda yeterli anatomik redüksiyon sağlanamadığı için plak-vida kullanılarak uygulanan tedavi bu kırıklar için çok fazla tercih edilen tedavi yöntemi haline gelmiştir (58).

Periostun korunmasının kırık iyileşmesinde önemli bir faktör olduğu kabul gördükten sonra geliştirilen, periosta daha az hasar veren plak sistemi kullanılmaya başlanmıştır. Yumuşak dokunun kemik üzerinden daha az sıyrılmasının kırık iyileşmesindeki olumlu etkisi anlaşıldıktan sonra daha az cerrahi insizyonla, diğer bir deyişle minimal invaziv cerrahi teknikler ve plaklar geliştirilmiştir. Perkütan olarak vidalama gerçekleştirilmeye başlanmıştır. (59).

Distal femur kırıklarında kullanılan plak-vida sistemleri şunlardır:

95° Açılı Kamalı Plak

Distal femur kırıklarında kullanımı yaygındır. Uygulanabilmesi için her iki kondilin de sağlam olması gerekir. Yaşlı, osteopenik, osteoporotik hastalarda, transkondiler kırıklarda ve parçalı lateral kondil kırıklarında uygulanması mümkün değildir. Uygulanma tekniği zordur. 95° açıyla distale eğimli uç kısmında farklı uzunluklarda kaması ve proksimalde vida delikleri bulunan plaktır. Uygulama tekniğinde distalde karşı korteks ve trokleayı penetre etmemek için 20 derece posteriora eğim verilir. Kamanın kondilin tam ortasında olması için kondil hatlarını bize gösteren farklı yerlere yerleştirilen 3 adet k teli kullanılır (Şekil 32). İlerleyen yıllarda anatomik plakların üretilmesi, mevcut plağın uygulama tekniğinin zorluğu, medial ve lateral plak uygulamasının biyomekanik olarak daha stabil olduğunun görülmesi nedeniyle kullanımı azalmıştır (60).



Şekil 32. 95 derece kamalı plak

Kondiler destek plağı

AO grubu tarafından 1960 başlarında distal femur kırıkları için kamalı plaklar, vida ve çiviler üretilmiştir. Sonrasında özellikle distal femur kırıkları için kondil destek plakları tasarlanmıştır. Bunlar yonca yaprağı şeklinde genişçe kondile yayılan dinamik kompresyon plaklarıdır. Distalinin posterioru anterioruna göre daha geniş ve uzundur (Şekil 33). Tek kondil kırıklarında, aşırı parçalı kırığı olan osteoporotik hastalarda kullanılır. Laterak kondil üzerinden uygulanır. Kemik yüzeye tam olarak oturtulmalı. Proksimalde veya distalde kalması kemikte varus veya valgus komplikasyonuna neden olabilir. Femur suprakondiler kırıklarında ana deforme edici güç aksiyel kompresyondur. Nonunion için 2 ana sebep vardır. Birisi medial yanlış dizilim, ikincisi medialde boşluk ve parçalanma olmasıdır. Bu tarz durumlarda medial destek plağı kullanımı önemlidir. Medial korteksin aşırı parçalı olduğu kırıklarda destek olarak kemik grefti ve destek olarak 2. plak gereklidir. Aksi halde varus oluşması kaçınılmazdır. Koval ve ark. 1997' de yapmış oldukların çalışmada plağın biyomekanik olarak 95 derece açılı kamalı plak ile arasında anlamlı farklılık görülmemiştir (61).

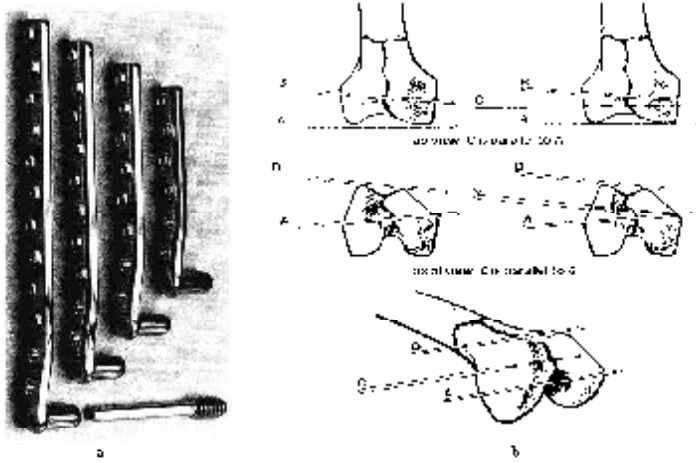


Şekil 33. Kondiler destek plağı

Dinamik kondiler vida plağı (DCS)

AO/ASIF grubu tarafından kondiler destek plağının yetersiz kaldığının görülmesinden sonra tasarlanmıştır. Kamalı plak gibi 95 derece açılıdır. Kamalı plakta bulunan kama yerine bu plakta büyük bir kompresyon yaptıran vida bulunmaktadır. T ve Y şeklindeki kırıklarda lag vidası olarak kullanılabilir. Bu vida kılavuz k teli eşliğinde kanüllü matkap ile oyulduktan sonra gönderilir. Bu şekilde kamalı plak uygulamasındaki plak çakılması sırasında görülebilecek kondil kırıklarından kaçınılmış olur. Ek olarak 2 adet k teli yerleştirilir. Birincisi kondillerin hemen distalinden tibiofemoral eklemi işaretlemek için, ikincisi kondillerin hemen anteriorundan patellofemoral eklem eğimini işaretlemek için yapılır. Plak bu kılavuz tellerin arasında kondilin ön yarısına eklemden 2 cm proksimalde olacak şekilde yerleştirilir (Şekil 34). Sagittal plandaki oluşabilecek bozukluklar vidanın kondil içerisindeki rotasyonu, plağın rotasyonu ile düzeltilebilmektedir (62).

Bu implant aynı zamanda subtrokanterik ve pertrokanterik femur kırıklarında da kullanılmaktadır. İntramedüller çivilemenin kullanımının yaygınlaşmasından sonra kullanımı azalmıştır. Proksimal femur çivi tedavisi ve DCS uygulanan hastaların radyolojik olarak değerlendirilmesinde anlamlı fark görülmemiştir. Ancak DCS' nin geniş cerrahi insizyon gerektirmesi, uygulama tekniğinin zorluğu, hastanın kan kaybının fazla olması, operasyon süresinin uzun olması ve operasyon sonrasındaki kötü fonksiyonel sonuçları nedeniyle proksimal femur çivisi daha üstündür (63).



Şekil 34. a. DCS plakları, **b.** Kılavuz k tellerinin yerleşimi

LISS plak sistemi

LISS, hastaya daha az cerrahi hasar veren tespit sistemi anlamına gelmektedir. Ekstramedüller bir internal tespit sistemidir. Temel özellikleri; cerrahi insizyonunun çok az travmatik olması, perkütan vidalamaya izin vermesi, minimal kemik temasının olması, kilitli ve sabit açılı vida kullanılmasıdır. Diğer plak-vida sistemlerinden farklı olarak bu sistemde vidalar kılavuz sistem üzerinden gönderilir. Sistemde kilitli ve kilitsiz vidalar kullanılabilmektedir. Distal vida delikleri yivlidir. Bu nedenle sabit açılı, kilitli vidalar kullanılmaktadır. Tercih edildiği taktirde vida başının plak üzerinde kalacağı kabul edilerek kilitsiz vida da kullanılabilir (Şekil 9).

Plak, sağ ve sol femur için ayrı ayrı üretilmiştir. Plagın distali femur anatomisine uygun olarak tasarlanmıştır. Anatomik varyasyonu olmayan hastalarda plagın kemik teması çoğu zaman sorunsuz olmaktadır. Plak distalinde 7 adet vida deliği bulunur. Uzunluğu distal delikler hesaba katılmadan proksimale doğru 5, 7, 9, 11 ve 13 delikli olmak üzere değişmektedir. Kilitli ve kilitsiz proksimal delikleri bulunmaktadır. Sistem üzerinde buna uygun matkap uçları ve yönlendiriciler bulunmaktadır. Marti ve ark. yaptığı biyomekanik çalışmada kondiler destek plağı, dinamik kondiler vida sistemi ve LISS plagını karşılaştırmışlardır. LISS sisteminin diğer sistemlerden daha dayanıklı olduğunu belirtmişlerdir (64).

2.8.2.4. Ameliyat sonrası bakım

Tüm açık redüksiyon ve internal fiksasyon uygulanan, özellikle eklem ilişkili kırıklardaki operasyon sonrası rehabilitasyondaki asıl amaç, erken eklem hareketi başlanmasıdır. Post operatif dönemde ilgili ekstremitte uzun bacak atel veya açı ayarlı

dizlik içerisine alınır. Mümkün olan en erken dönemde continuous passive motion (CPM) başlanmalıdır. CPM, kıkırdak iyileşmesini hızlandırır, quadriceps atrofisini önler, ödemi azaltır ve erken diz hareketine imkân sağlar. İkinci günde izometrik egzersizlere başlanır. Rijit fiksasyon uygulanmışsa aktif, koltuk değneğiyle yük vermeden yürüme başlanabilir. 6-8. haftadan sonra yük verme tedrici olarak, hastanın tolere edebildiği seviyede haftalık 10 kg şeklinde artırılır. Takip röntgen görüntülerinde yeterli kaynama görüldüğünde, takribi 3. Aya denk gelir, tam yük vermeye izin verilir (65).

2.8.2.5. Komplikasyonlar

Distal femur kırıklarında tedavi öncesinde görülen komplikasyonlara erken, tedavi sonrası görülenlere geç komplikasyon denilmektedir.

2.8.2.5.1. Erken komplikasyonlar

Açık kırık, damar yaralanması, sinir yaralanması, eşlik eden menisküs yırtığı, çoklu bağ yaralanması ve kan kaybına bağlı hemodinamik şok bu komplikasyonlar arasında sayılabilir.

Açık Kırık: Gerek direkt travmayla gerekse kırık fragmanlarının basısıyla cilt delinerek açık kırık oluşabilir. Açık kırık insidansı %8-38 arasında değişir. Açık kırıklarda enfeksiyon, kaynamama ve dizde sertlik daha fazla görülmektedir. Gustillo-Anderson tip 1' de yara debritletmanı yapılarak profilaktik antibiyotik başlanır. Nihayi tedavi yara iyileşmesinden sonra yapılabilir. Orta veya ciddi derecede yumuşak doku hasarı olan geniş Gustillo-Anderson tip 2 yaralarda kontamine ve canlılığını yitirmiş kemik ve yumuşak dokular debride edilip irrigasyon yapılarak yüksek dozda ikili antibiyotik başlanır. Çoklu travma hastaları dışında fiksasyonun hemen yapılmasını savunanlar olduğu gibi, gecikmiş cerrahi tedaviyi önerenler de vardır. Genellikle yüksek enerjili travmalarla oluşan, geniş yumuşak doku destrüksiyonu ve önemli derecede kontaminasyon olan Gustillo-Anderson tip 3 açık kırıklarda agresif debridman ve irrigasyon gerekir. Bu olgularda başlangı. Tedavisi olarak yara debritletmanı ve eksternal fiksatör uygulanmalıdır (9).

Damar ve Sinir Yaralanması: Yüksek enerjili travmalarla oluşan kırıklarda arter yaralanması riski yüksektir. Birlikte özellikle posterior diz çıkığı olan hastalarda %40'a kadar arter yaralanması bildiren yayınlar vardır. Bunlar %2-3 oranında amputasyonla sonuçlanan ciddi yaralanmalardır. Acil teşhis ve tedavi çok önemlidir. Şüphe varsa hemen anjiyografi yapılmalı, cerrahi tedavi gerekiyorsa ilk 6 saat içinde uygulanmalıdır. Sinir yaralanmaları arasında common peroneal sinir (iskelet traksiyonu sırasında proksimal

fibulaya baskı nedeniyle), pudental ve femoral sinir (intramedüller sırasında aşırı traksiyon sonrası) yaralanmaları görülür. Siyatik sinirin hasarı prevelansı 0,4% ve peroneal sinir için 2% olduğu görülmüştür (66) (67).

2.8.2.5.2. Geç komplikasyonlar

Enfeksiyon, geç kaynama, yanlış kaynama, kaynamama, fiksasyon kaybı, implant yetmezliği, tekrar kırılma (implant çıkarılmasından sonra) görülebilir. Ayrıca diz ekleminde hareket kısıtlılığı, post travmatik artrit ve kas atrofisi de bu hastalarda ilerleyen dönemlerde izlenebilir.

Enfeksiyon: En ciddi komplikasyonlardandır. Açık kırıklar, yüksek enerjiyle oluşan yaralanmalar, geniş cerrahi diseksiyon, operasyon süresinin uzun olması ve yetersiz tespit enfeksiyon için hazırlayıcı faktörlerdir. Enfeksiyon antibiyotik tedavisi veya debridmanla tam iyileşebileceği gibi; septik artrit, enfekte psödoartroz, kronik osteomyelit veya amputasyonla da sonuçlanabilir.

Kaynamama: Distal femur kan dolaşımı ve kansellöz kemik yönünden zengin olduğundan, suprakondiler femur kırıklarında kaynamama az oranda beklenir; fakat hazırlayıcı faktörler varlığında örneğin açık kırıklar, kemik defekti, önemli derecede yumuşak doku hasarı ve kemik beslenmesinin bozulması, stabil fiksasyon sağlanamaması, yetersiz kemik grefti ve enfeksiyon gibi durumlarda kaynamama sık görülür. Kemik stoğunun iyi olduğu kaynamama durumlarında yeniden osteosentez önerilmektedir. Hipertrofik kaynamama stabil internal fiksasyon ve kompresyona genellikle cevap verirler. Atrofik kaynamama ve kemik defekti olan olgularda ek olarak kemik grefti gerekir. Nadir olarak kemik çimentosu kullanılır. Septik psödoartrozlar eksternal fiksasyon + debridman + otojen kemik grefti ve sistemik parenteral antibiyotiklerle tedavi edilirler (68).

Yanlış Kaynama: Kötü kaynama konservatif tedavilerden sonra daha sık görülen bir komplikasyondur. Cerrahi tedavi sonrası kötü kaynama sıklığı %0-11 arasında bildirilmiştir. Rotasyon kusuru, kısalık, varus veya valgus, rekurvatum ve aşırı fleksiyonda kaynama gibi eksen bozuklukları kötü kaynama sonucu oluşan problemlerdir. Malunion tedavisinde amaç bozulan mekanik eksen restore etmektir(69).

İmplant Yetmezliği ve Tekrar Kırık: Erken yük verilmesi, kırığın parçalı olması, özellikle kırık medialinde defekt olması nedeniyle implanta fazla yükün bindiği durumlarda implant kırılabilir. Ayrıca operasyon esnasında plağın bükülmesi vidaların zorlanması metalin metali aşındırabilir ve aşınma bölgelerindeki korozyon buna eklenerek

implant yetmezliğine zemin hazırlayabilir. İmplantın çıkarılmasından sonra %0-11 arasında değişen sıklıklarda tekrar kırık bildirilmektedir. Tekrar kırık oluşumunda sert metal implantın kortikal kemik üzerine zayıflatıcı etkisi, plak altındaki kemikte gelişen iskemik değişiklikler ve devamlı stres gibi hazırlayıcı faktörler vardır. Bu yüzden implantların, özellikle interfragmanter vidalarla ek fiksasyon yapılan olgularda, rutin olarak çıkarılmaları tavsiye edilmez. İmplantlar 18-24 aydan önce kesinlikle çıkarılmamalı, implant çıkarıldıktan sonra hasta 6 hafta koltuk değneği ile kısmen basarak mobilize olmalı, tam aktivitelere 4-6 aydan sonra başlanmalıdır (69).

2.9. BİYOMEKANİK

İnsan vücuduna etki eden iç ve dış kuvvetler, bu kuvvetlerin yapmış olduğu etkileri inceleyen bilim dalına “biyomekanik” denir. Biyomekanik çalışmalar, mekaniğin ilkeleri altında matematiksel metotlar kullanarak, biyolojik yapıları şekilsel olarak tanımlayarak onların yaşamda kuvvet etkisindeki durum ve değişimlerini incelemektedir. Fiziksel ve mekanik yöntemler kullanılarak doku tanımlaması yapılır ve kuvvet etkisiyle nasıl etkiler oluşacağını ortaya koyar. Biyomekanik testlerin uygulanması sırasında kullanılan temel biyomekanik terimler, deneylerin uygulanması ve sonuçların yorumlanması açısından son derece önemlidir (70).

2.9.1. Temel kavramlar

Kütle: Bir cismin hareketinin değişimine karşı gösterdiği direnç denilebilir, sıklıkla ağırlıkla karıştırılır. İkisi tamamen farklı şeylerdir. Ağırlık cisme etki eden yerçekimidir. Konuma göre değişir. Yerçekiminden etkilenir. Kütle yer çekiminden etkilenmez.

Kuvvet: Bir cismin hareket halini veya şeklini değiştiren etkiye “kuvvet” denir. Kuvvet kavramı Newton’ un ikinci kanunu ile tanımlanmıştır. Bu kanun şöyledir: Bir kütle üzerine etki eden kuvvet, söz konusu kütleyle, o kütlenin sahip olduğu ivmenin çarpımına eşittir. Birimi Newton (N) ya da kilogramforce(kgf)’ dur. $1 \text{ kgf} = 9.8 \text{ N}$ ’ dur. Newton’ un üçüncü kanuna göre her kuvvete karşı cisim tarafından karşı kuvvet vardır. Buna “tepki kuvveti” ya da “statik denge” denir. Biyomekanik çalışmalarda uygulanan aksiyel kompresyon yüklerinde cismin statik dengede olduğu farz edilir.

Gerilim: Bir cisme dışarıdan kuvvet uygulandığında cisimde eşit miktarda fakat zıt yönde tepki olan gerilme oluşur. Bu kuvvet cismin boyca uzamasına, ence daralmasına neden olur. Cisme uygulanan kuvvet herhangi bir yönden ve açıdan gelebilir. Bu şekilde 3 farklı tip gerilme oluşur:

- 1.) Çekme gerilmesi (Tensile stress)
- 2.) Basma gerilmesi (Compressive stress)
- 3.) Makaslama gerilmesi (Shear stress)

Bu gerilimlerin hepsi bir arada olabildiği gibi sadece biri ve ikisi de olabilir. Malzeme üzerinde hiçbir yük olmasa bile kendi ağırlığından dolayı içyapısında basma gerilimi oluşur.

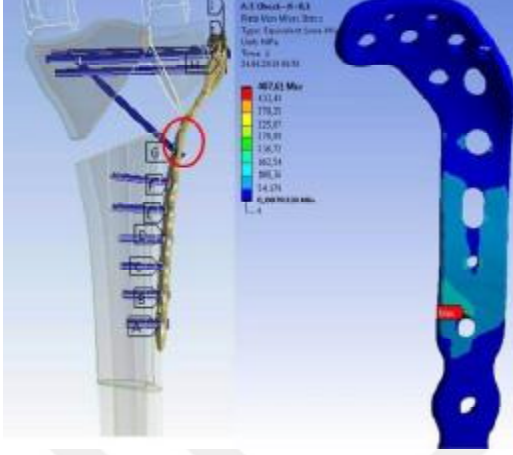
1.) Çekme gerilmesi: Cismin moleküllerini birbirinden ayırmaya zorlayan, etki ettiği elemanı uzatmaya çalışan, aynı doğrultuda ve ters yönde iki kuvvetin cisme etki etmesiyle oluşur.

2.) Basma gerilmesi: Cismin moleküllerini birbirine yaklaştırmaya zorlayan, etki ettiği elemanı kısaltmaya çalışan, aynı doğrultuda ve ters yönde iki kuvvetin cisme etki etmesiyle oluşur.

3.) Makaslama gerilmesi: Cismin moleküllerini birbiri üzerinde yüzeye paralel yönde kaymaya zorlayan farklı seviyelerde ve zıt yöndeki iki kuvvetin cismi aynı anda etkilemesi ile oluşur (71) (Şekil 36).

Von Mises gerilmesi: Bir malzemenin verim verip vermeyeceğini belirlemek için kullanılan bir değerdir. Çoğunlukla metaller gibi kırılkan, yumuşak malzemeler için kullanılan verim kriteridir. Bu kritere göre, bir yapının belirli bir bölümündeki iç enerji belirli bir değeri aşarsa, yapı bu noktada şekil değiştirecektir. Gerçek bir stres değildi. Genel üç boyutlu gerilme ile tek eksenli gerilme verim sınırı arasındaki karşılaştırmayı sağlayan teorik bir değerdir. Sonlu elemanlar gerilme analizi verilerinin değerlendirilmesinde kullanılır. Şekil 35’ de tibia lateral plato plağının bir vida deliği etrafında oluşan von mises stresi gösterilmektedir. Başlangıçtaki denge halindeki (veya deforme olmayan) bir vücut, bir vücut kuvvetine veya yüzey kuvvetine maruz kaldığında, vücut yeni bir mekanik denge veya deforme olmuş duruma gelene kadar buna göre deforme olur. İç gövde kuvvetleri, yerçekimi gibi bir kuvvet alanının sonucudur ve yüzey kuvvetleri, diğer cisimlerle temas yoluyla vücuda uygulanan kuvvetlerdir. Vücuda etki eden stresin bileşenleri kriterden daha büyükse, verimin bir vücutta meydana geleceğini belirtir. Von Mises stresi basit gerilim verimi sınır geriliminden daha büyükse, malzemenin verimli olması beklenir. Von-Mises değerleri ile tüm yapıda meydana gelen kuvvetlerin bileşke değerleri hakkında fikir sahibi olunabilir. Ayrıca Von-Mises değerleri, Yield

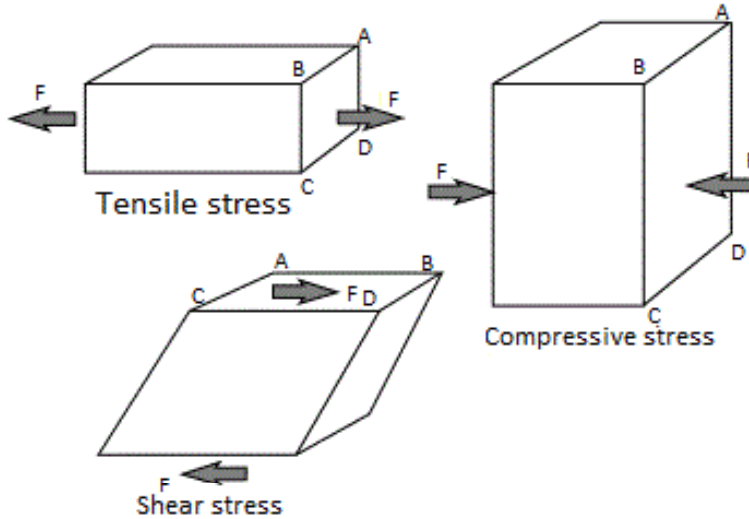
noktasına bağlı olarak analiz edilen materyalin elastik deformasyonu aşır deformasyon olmayacağını göstermektedir. (72).



Şekil 35. Plak vida deliği üzerindeki Von Mises stresi

Kompresyon: Bir cismi ko-lineer kuvvetlerin aynı yönde çekmesi ile cisimde oluşan yükleme modülüdür. Bu kuvvet cismin boyca kısalmasına, ence genişlemesine neden olur.

Stres: Maddenin başlangıçtaki birim yüzey alanının maruz kaldığı kuvvettir. Normal ya da makaslama şeklinde olabilir. Birimi Pa (N/m^2) 'dir. Genellikle megapascal (Mpa) kullanılır. $1 \text{ Mpa} = 1 \text{ N/mm}^2$ (73).



Şekil 36. Stres tipleri

Strain (Gerinim): Kuvvet sonrasında başlangıçtaki birim uzunluğundaki deformasyon miktarıdır. Cismin herhangi bir noktasında oluşan deformasyondur. Eski ve yeni boyutun karşılaştırılması olduğu için birimi % 'dir. Boyuttaki değişim ve orijinal boyut arasındaki

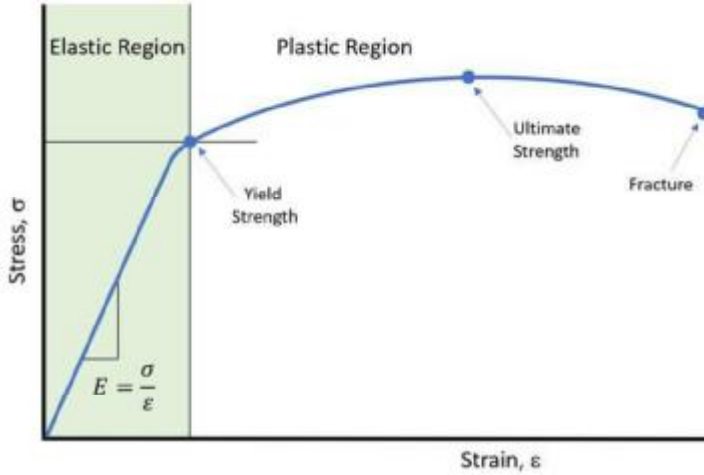
oranın 100 ile çapılmasıyla elde edilir. Gerilme ve gerinim maddenin atomlarıyla alakalıdır. Kuvvet sonrasında cismin yer değiştirmesine karşı koyan kuvvetler gerilimi, yer değiştirme derecesi gerinimi oluşturur (73).

Elongasyon: Bir cisme stres ya da yük uygulandığında görülen deformasyon miktarıdır. Önce elastik sonra plastik deformasyon meydana gelir.

Elastik deformasyon: Cisim üzerindeki stres kalktığında eski haline dönebilmesidir.

Plastik deformasyon: Cismin üzerindeki stres kalktığında eski haline dönememesidir.

Elastisite modülü (E): Birim alanda olan gerilmedir. Bir başka deyişle elastik deformasyon içerisinde stres-strain eğrisinin eğimidir. Birim gerilme ile birim şekil değiştirme arasındaki orandır (Şekil 37). Bir cismin sertlik, rijidite ya da mukavemetinin (dayanımının) ölçümüdür. Elastisite modülü ne kadar yüksekse, deformasyona karşı direnç o kadar yüksektir. Uygulanan bir gerilme sonrası oluşan elastik birim şekil değişikliğinin küçük olacağı anlamına gelir. İlk olarak İngiliz fizikçi Thomas Young tarafından ortaya atıldığı için “young modülü” denir. Aynı zamanda “esneklik kat sayısı” olarak da bilinir. Birimi N/mm^2 (Mpa) ya da gigapascal (Gpa) kN/mm^2 dir (74).



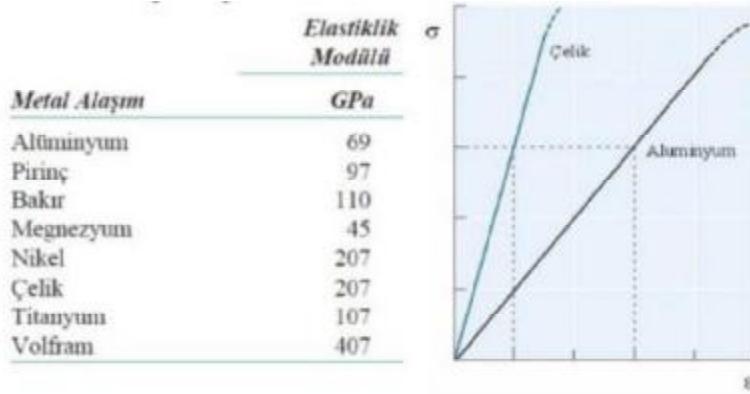
Şekil 37. Stress-strain eğrisi

Burada uygulanan gerilme ve gerilmenin meydana getirdiği elastik şekil değişimi arasında **Hook Kanunu** geçerlidir. Hook kanununa göre gerilme ve şekil değiştirme elastik bölgede doğru orantılıdır. $\sigma = E \cdot \epsilon$ ya da $E = \sigma / \epsilon$ dir. Elastisite modülü yüksek olan malzeme, elastisite modülü kısmen daha düşük olan malzemeye göre elastik sınırlar içerisinde (gerilme ve şekil değiştirmenin doğru orantılı olduğu bölgede) daha büyük gerilme altında daha küçük şekil değiştirme yapacaktır. Malzemelerin elastisite modülü, iki parametreden çok etkilenir;

1.) Kimyasal bileşim

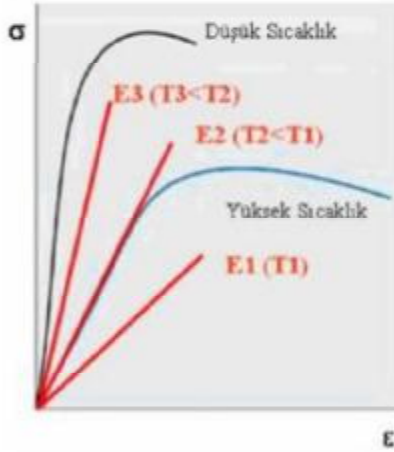
2.) Ortam sıcaklığı

Atomlar arası bağları etkileyen etmenler elastisite modülünü de etkiler. Öte yandan aynı malzeme için malzeme dayanımı diğer deyişle ısı işlem elastisite modülünü etkilemez. Örneğin sertleştirilmiş aynı bileşime sahip çeliğin sert ve yumuşak halleri aynı elastisite modülünü gösterir. Şekil 38’ de farklı kimyasal yapıdaki maddelerin Young modülü değerleri ve stress-strain eğrileri gösterilmiştir (74).



Şekil 38. Farklı kimyasal maddelerin elastisite modülleri

Sertlik eğrinin eğimidir. Eğim materyalin geometrik şeklinden etkilenir. Materyalin çapı artarsa sertlik artar, uzunluğu artarsa sertlik azalır. Ayrıca ortam sıcaklığı arttığında elastik modül azalırken, sıcaklık azaldığında elastik modül artar. Cismin dayanıklılığı, şekil değişikliği buna göre değişir (Şekil 39).



Şekil 39. Ortam sıcaklığının elastisite modülüne etkisi

Elastik limit (Yield point/strength): Cismin kalıcı deformasyon görülmeden dayanabildiği maksimum yüküdür. Yük kaldırılınca eski halinde geri döner.

Yumuşaklık: Plastik deformasyona kırılmadan dayanabilme kabiliyetidir.

En son tensil güç (ultimate strength): Yalnız başına uygulandığında kırılmadan dayanabildiği maksimum güçtür.

Dayanıklılık: Plastik deformasyona uğrayarak; fakat kırılmadan bir maddenin enerji absorbe edebilme kabiliyetidir.

Poisson oranı (v): Çekme ve basmada aksiyel yüklenme sırasında, aksiyel ve lateral gerinim mevcuttur. Bu çekme ve basma yükleri altında cismin elastik sınırlar içerisinde, enindeki birim uzamanın (lateral gerinim), boyundaki birim uzamaya (aksiyel gerinim) oranına “poisson oranı” denir (75).

Poisson oranı=Endeki Birim Uzama / Boydaki Birim Uzama

İzotropik materyal: Bu maddelere farklı yönlerden kuvvet uygulandığında aynı mekanik özellik gösterirler. Tüm yönlerdeki elastik özellikleri aynıdır (örneğin, kâğıt). Bulundukları koordinat sisteminden bağımsızdırlar.

Ortotropik materyal: Farklı yönlerden kuvvet uygulandığında farklı mekanik özellikler gösterirler. Bu cisimlerin elastik modülü, kuvvetin uygulandığı yöne göre değişiklik gösterir (örneğin kemik ya da tendon).

İnsan vücudu kortikal ve kansellöz kemikten oluşur. İkisinin mekanik özellikleri birbirinden çok farklıdır. Kortikal kemik, kansellöz kemikten daha serttir. Kansellöz kemik içeriğindeki porositeden dolayı daha fazla enerjiyi absorbe eder. Bu nedenle kortikal kemikte strain %2' yi aştığında kırılırken, kansellöz kemikte strain %75' i aştığında kırılır (76).

Bir maddeye yük uygulandığında oluşan kuvvetler neticesinde gerinim oluşur. Biyomekanik çalışmalarda gerinim ölçülmesi için bazı yöntemler vardır. Bunlar; strain gauge (gerinim ölçer) analiz metodu, fotoelastik gerilme analizi metodu, sonlu elemanlar metodu, holografik interferometre metodudur.

2.9.2. Femur biyomekaniği

Alt ekstremité cerrahisi uygulamak için alt ekstremitenin eksenlerine hâkim olmak gerekir. Bu konu başlığında sadece femur aksları (eksenleri) üzerinde durulacaktır. Eksenler değerlendirilirken doğru değerler elde etmek için radyografinin ayakta çekilmesi gerekir. Femur mekanik eksenini çizmek için femurun proksimal ve distal eklem eklemlerinin merkezini bulmak gerekir. Bu iki merkezi birleştiren çizgi femurun mekanik

eksenini göstermektedir. Proksimal eklem merkezi femur başının merkezidir. 4 şekilde belirlenebilir:

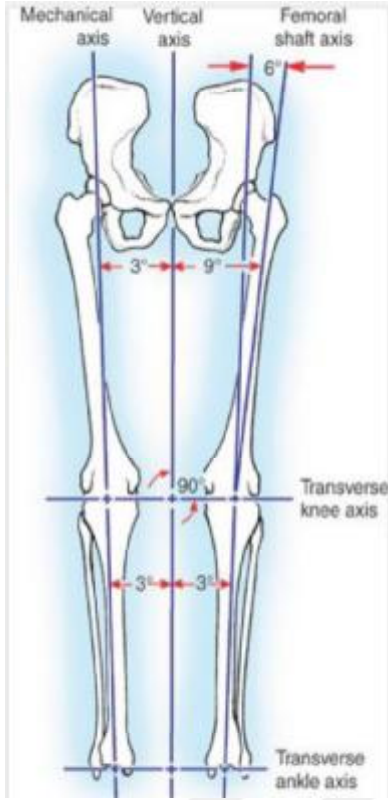
- 1.) Femur başına üstten ve alttan birbirine paralel iki teğet çizilir. Bu çizgilerin, femur başı ile temas noktaları birleştirilir. Böylece dairenin çapı bulunur. Sonra medialden bir teğet çizilir, bu çizginin femur başına temas noktasından çizilen dikmenin çapı kestiği nokta femur başının merkezidir.
- 2.) Üstten ve alttan çizilen çizilere ek olarak medial ve lateralden bu çizgilere dik çizgiler çizilir. Böylece bir kare elde edilmiş olur. Bu karenin köşegenlerinin kesiştiği nokta femur başının merkezidir.
- 3.) Gonyometrenin dairesel kısımları kullanılarak femur başı merkezi bulunabilir.
- 4.) Dijital ortamda femur başına daire çizilir. Dairenin merkezi bulunur. Kullanılan hastane radyolojik görüntüleme sistemine göre değişiklik gösterebilmektedir.

Femur distal eklem merkezi 2 şekilde bulunabilir:

- 1.) Femoral çentiğin (notch) tepe noktası
- 2.) Femur kondillerinin dış kenarlarından çekilen 2 çizgi birleştirilir. Orta noktası alınır. Bu nokta tam olmamakla birlikte femoral notchun tepe noktasına tekabül eder. Mekanik aks, vücut ağırlığının diz eklemine aktarıldığı vektördür. Bu ağırlık diz ekleminde asimetrik olarak dağıtılır. Medial kondil yükün %70'ini alırken, lateral kondil %30'unu alır. Bundan dolayı femur medial kondilinde kompresif yükler hakimken, lateralde tensil yükler hakimdir.

Femurun anatomik eksen, femur diyafizine 3 farklı yerden çekilen dikey çizgilerin orta noktalarının birleştirilmesiyle belirlenir. Anatomik eksen meduller kanala göre bir eksenidir. Bir başka deyişle priformis fossa ile interkondiler notchu birleştiren çizgiye denir. Anlaşıldığı üzere femurun anatomik ve mekanik eksen, tibiada olduğu gibi aynı değil birbirinden farklıdır. Vertikal (dikey) eksen, ayakta duran kişide simfisis pubisin orta noktasından, burası aynı zamanda vücut ağırlık merkezi olarak da bilinir, transvers eksene dik çekilen çizgiye denir (77).

Mekanik aks, vertikal aksa göre 3° valgusta, mekanik aks anatomik aksa göre ortalama 7° valgustadır. Anatomik aks vertikal aksa göre 9° valgustadır (Şekil 40). Bu açıların bilinmesi özellikle total diz artroplastisi sırasında çok önem arz etmektedir (78).

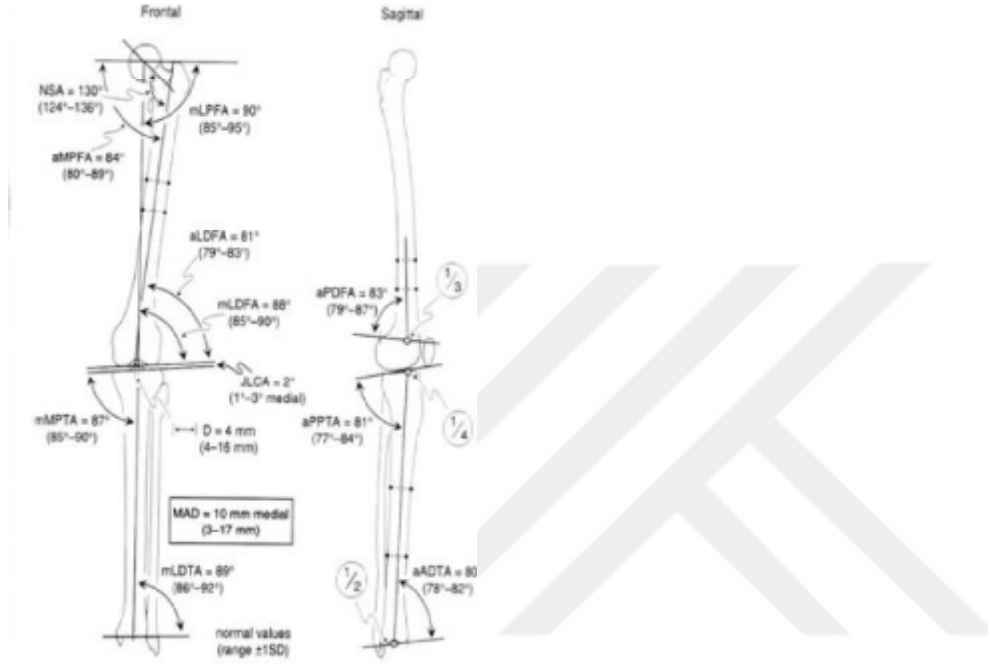


Şekil 40. Alt ekstemite eksenleri

Mekanik ve anatomik aks arasındaki ilişkileri göstermek için 4 büyük harfin ve 1 küçük harfin kullanıldığı tanımlamalar mevcuttur. **Birinci harf** açının yönünü tanımlar. Eğer açı frontal planda ise açı yönü lateral veya medial olur. Sagittal planda ise anterior veya posterior olur. Bu nedenle birinci harf yön kelimelerinin baş harfleri olan L, M, A veya P harflerinden birisidir. **İkinci harf** açının kemiğin proksimalinde ya da distalinde olduğunu gösterir. Proksimalde ise P, distalde ise D harfi ile gösterilir. Üçüncü harf açının hangi kemiğe (tibia, femur) ait olduğunu gösterir. Tibia ya ait ise T, femura ait ise F harfi kullanılır. **Dördüncü harf** hepsinde aynıdır ve açı kelimesinin baş harfi olan A' dır. Bunlardan farklı olarak, 4 büyük harflik açı tanımının önüne küçük harfle a veya m yazılabilir. Anatomik eksene göre açı çizildiğinde “a”, mekanik eksene göre çizildiğinde “m” harfi kullanılır (79).

Distal femurda kullanılan açılar mL DFA, aL DFA ve aP DFA’ dır. Distal femur eklem çizgisi femur mekanik eksenine ile lateralde 85-90° (ortalama 88°) açı yapar. Bu açıya mekanik Lateral Distal Femoral Açı (mL DFA) adı verilir. Bu çizgi anatomik eksenle lateralde 79-83° (ortalama 81°) açı yapar. Bu açıya anatomik Lateral Distal Femoral Açı (aL DFA) adı verilir. Distal femur oryantasyon hattı, femur anatomik eksenine ile posteriorda

79-87° (ortalama 83°) bir açı yapar. Bu açıya anatomik Posterior Distal Femoral Açısı (aPDFA) adı verilir. Femur anatomik eksenini distal femur oryantasyon hattını 2/3 anteriorda keser. Femur kondillerine teğet çizilen çizgi ile tibia kondillerine teğet çizilen çizgi arasındaki açığa, eklem çizgisi konverjans açısı (JLCA) denir. Normal değeri 0-2°'dir (80) (Şekil 41).



Şekil 41. Alt ekstremite akslarının eklem oryantasyon çizgileriyle ilişkileri

2.9.3. Sonlu elemanlar analizi metodu (SEA)

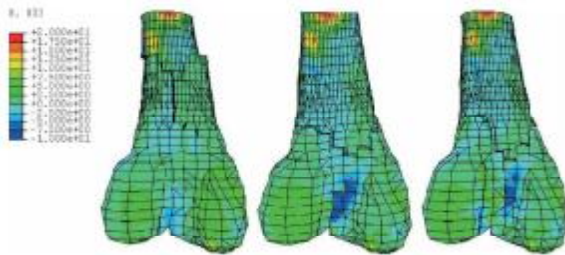
Canlı ya da cansız yapıların gerçeğe en yakın şekilde modellenmesi yapılarak matematiksel olarak ifade edildiği bir analizdir. Ortodontik cerrahi ve ortopedide kullanılan materyallerin biyomekanik olarak değerlendirilmesi için, uygun yükleme koşulları altında uygulanan test yöntemidir. Mandibula kırıklarında, orofasyal cerrahide kullanılır. SEA, ortopedik cerrahide uygulanacak olan fiksasyon yönteminin güvenilirliğini test etmek için sık kullanılır. Yöntemde materyalin özellikleri değiştirilebilmektedir. Femur kemiği üzerinde çoğu kez uygulanmıştır (81).

Bir makine veya implant tasarlanırken, üretimden önce tasarımının kontrol edilmesi gerekir. Bunlar, implantın gerekli şartları sağlayıp sağlayamadığı veya uç limitlerini belirleme amaçlı olabilir. Örneğin, bir merdivenin ne kadar ağırlığa dayandığını bilmek, tasarım için kilit bir parametredir. Bu parametreye uygun, merdivenin boyutlarını ve malzemesini belirlemek gerekir. Klasik yöntem olarak, seri üretim öncesi prototipler

üretim, onların üstünde testler yapabilmektedir. Bu yöntem, sanayi devriminin başından günümüze kadar tüm üreticilerin uyguladığı bir yöntemdir. Basit bir tasarım olan bahçe merdivenin prototipi üretilip testi yapılabilir; fakat kompleks bir tasarım olan uçak ve otomobilin üretilip test edilmesi çok ciddi maddi yük oluşturur. Bu nedenle SEA geliştirilmiştir (82).

İlk olarak 1950 yılında inşaat mühendisliği alanında kullanılmıştır. 1956 yılında uçak sanayinde kullanılmıştır. 1972 yılında implant sanayinde kullanılmaya başlanan metot, sanal ortamda tasarıma istenilen senaryo uygulanıp test edilmesi sağlanır. Bunun için öncelikle, tasarımın bilgisayarda 3 boyutlu çiziminin gerçekleştirilmesi gerekir. İkinci seçenek olarak “tersine mühendislik” yöntemiyle tasarım taranıp sanal ortama aktarılabilir (83).

Dünyadaki herhangi bir nesnede sonsuz nokta bulunur. SEA metodu, tasarımdaki sonsuz noktayı sonlu adete indirgeyerek başlar. Buna “meshleme” denir. Örneğin, bahçe merdivenindeki sonsuz nokta, geometrik şekli bozulmayacak şekilde sonlu noktayla temsil edilebilir. Bu indirgenen noktalara “düğüm noktası (node)” denilir. Düğüm noktalarının artırılması sonucun gerçeğe yakın olmasına olanak sağlar. Bu düğüm noktalarını birleştirip 3, 2 veya 1 boyutlu şekiller oluşturulur, bunlara da “eleman (element)” denir. İsminin sonlu eleman analizi olması bu nedenledir. Mümkün olduğunca çok sayıda eleman kullanmak, kuvvet dağılımının daha duyarlı ölçülebilmesi açısından önemlidir. Tek boyutlu cisimler birbirine düğümlerle, iki boyutlular çizgilerle, 3 boyutlular düzlemlerle sonlu elemanlara ayrılır. Bütün durumlarda elemanlar birbirlerine düğümlerle bağlıdır. Şekil 42’ de örnek bir distal femur kırık modeline uygulanan SEA gösterilmiştir. Bu yöntemde çeşitli matematiksel parametreler mevcuttur. Bu parametrelerin elle hesaplanması mümkün değildir. Yüksek kapasiteli bilgisayarlarda özel programlar/çözücüler yardımıyla hesaplanır. Oldukça çeşitli ticari mühendislik programları vardır. Bunlardan bazıları ANSYS, ABAQUS, Nastran, Radioss ve AMLS’ dir.



Şekil 42. Distal femur kırık modeli SEA

Yöntemde bilinmesi gereken terimler vardır. Bunlar:

1.) Bilgisayar destekli tasarım (CAD): Günümüzde CATIA, UniGraphics gibi programlarla seri üretimi yapılacak parçaların 3D çizimleri yapılıyor. Teknik resim almak, makinelere girmek ve SEA gibi mühendislik uygulamalarında kullanmak amacıyla kullanılır.

2.) Sınır koşulları: Analizin senaryosudur. Hangi şartlarda analiz edileceğini gösterir. Örneğin “arabanın 100 km/s hızla giderken bir duvara çarpması “analizinde ilk hız ve duvar birer sınır koşuludur. Sınır koşullarının gerçeğe uygun olarak uygulanması, sonuçların gerçekliğini etkileyen önemli parametredir.

3.) $F=ma$: Newton’un birinci kanunu. Kuvvet, ivme ile kütlenin çarpımına eşittir. Oldukça basit bir kanun olmasına karşı, çoğu kompleks teorinin temel aksiyomunu oluşturur.

4.) Devamlılık: Sonlu elemanlar metodunda, eleman kavramı burada devreye girer. Tasarım üzerinde hiçbir düğüm noktası birbirinden bağımsız değildir. Elemanlarla bağlanan düğüm noktaları, böylece matematiksel olarak da birbirlerine bağlanır.

5.) Gerilim-gerinim kanunları: Bunlar temel mukavemet kanunlarıdır. Lineer bir malzemede gerilim (stress), elastisite modülü ile gerinimin (strain) çarpımına eşittir. Buna Hook kanunu denir. Malzeme nonlinear olursa çözüm daha zorlaşır.

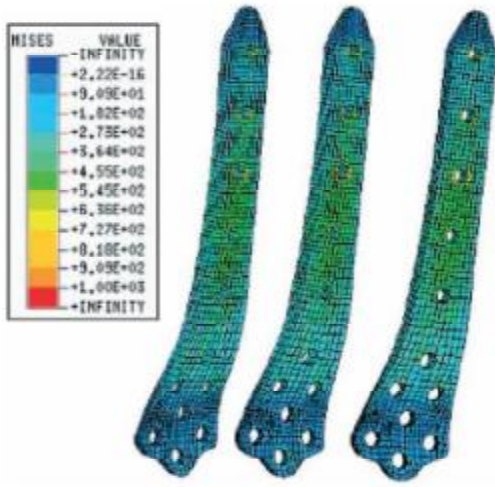
6.) Serbestlik derecesi: Genel şartlarda, uzayda bağımsız bulunan bir nokta 6 farklı şekilde hareket edebilir. Bunlardan 3’ü doğrusal (X, Y ve Z eksenlerinde), 3’ü de döngüseldir (X, Y ve Z eksenleri etrafında). Bir noktanın, hareket edebilme yetisine “serbestlik derecesi” denir. Sonlu elemanlarda, elemanlarla birbirlerine bağlanan noktaların serbestlik dereceleri de sınırlanır.

7.) Sayısal yöntemler: Milyonlara varan denklemleri çözmek için bir sürü sayısal yöntem geliştirilmiştir. Sonlu eleman çözümleri arasındaki temel fark da kullandıkları sayısal yöntem ve bunu uygulama biçimleridir. Bu yöntemler; daha verimli, daha hızlı ve daha az hatalı sonuç vermeleri için geliştirilmeye devam etmektedir (84).

Cegoñino ve ark. 2004 yılında distal femur kırıkları için uygulanan 3 farklı tedavi yönteminin (kondil plağı, LISS plağı ve intramedüller çivi) sonlu eleman analizi yöntemi kullanılarak karşılaştırmıştır. Şekil 43’ de bu çalışmada kullanılan LISS plağı üzerindeki stresi gösteren SEA görüntüsü gösterilmiştir (85).

Sonlu elemanlar gerilme analizi metoduyla problemlerin çözülmesi için bilgisayara girilmesi gerekenler şunlardır:

- 1.) Cismin geometrisini oluşturacak koordinatlar
- 2.) Cismin geometrisine ve boyutuna uygun eleman tipi
- 3.) Elemanların poisson oranı ve elastisite modülü (Young's Modulus) değerleri
- 4.) Modele uygulanan kuvvetler
- 5.) Geometrinin sınır şartları
- 6.) Yapılacak olan analizin tipi



Şekil 43. LISS plağı SEA görüntüsü

2.10. BİYOMATERYALLER

Bu malzemeler insan vücudunda farklı amaçlarla kullanılır. Doğal veya sentetik olabilirler. Ortopedik cerrahide implant adı altında kullanılan biyomateryaller bulunmaktadır. İmplant latince ekmek, ekim anlamına gelmektedir. Kırık uçlarının birbirine temasının sürekliliğini sağlamak amacıyla kullanılır. Bu da kırık iyileşmesinde en önemli basamaklardan biridir. Kemiğe binen yükü, kırık kaynayana kadar implantlar üzerine almaktadır. Tasarlanması planlanan implanttaki temel sorun vücut içerisine yerleştirildikten sonraki ömrü süresince işlevini yerine getirme yeteneğini öngörebilmektir. Bir implantın vücuda uyumluluğu (biyouyumluluk) dışında fiziksel, kimyasal ve mekanik özellikleri de önemlidir.

2.10.1. Biyouyumluluk

Çeşitli kimyasal ve fiziksel koşullar altında çeşitli ortamlardaki biyomalzemelerin davranışı ile ilgilidir. Terim, malzemenin nerede veya nasıl kullanılacağını belirtmeden bir malzemenin spesifik özelliklerini ifade edebilir. Örneğin, bir materyal belirli bir organizmada çok az immün cevap verebilir veya hiç cevap vermeyebilir. Belirli bir hücre tipi veya dokuyla entegre olabilir veya olmayabilir. Çeşitli metallerden yapılan implantların doku ile mekanik, histolojik ve fizyolojik olarak uyumlu olması gerekir. Biyouyumlulukta aranan temel özellikler ıslanabilirlik, kayganlık ve korozyona dirençtir. Dinamik bir süreçtir. Vücudun implanta verdiği yanıt zamanla değişebilmektedir. Biyouyum yalnızca implantın özelliğiyle ortaya çıkan bir durum değildir. Çevre dokularla etkileşimi sonrası ortaya çıkan bir olaydır. İmplantta korozyon ve aşınma sonrası oluşan parçalanma ürünlerinin uzun vadede oluşturduğu etkiler de biyouyumluluk içerisinde değerlendirilmelidir (86).

Korozyon, metallerin dokuda istenmeyen reaksiyona girerek oksijen, hidroksit ve diğer bileşikler oluşturarak bozunmasıdır. İnsan vücudu içerdiği çözülmüş oksijen, hidroksit, klorür gibi iyonlar nedeniyle metalik implantlar için oldukça korozif bir ortamdır. Üretilcek olan implant korozyona dirençli olmalıdır. Korozyon yüzeyin pürüzlendirilmesine, restorasyonun zayıflamasına, metal veya alaşımdan elementlerin salınmasına, toksik reaksiyonlara neden olabilir. Titanium ve alaşımları korozyona yüksek direnç gösterir. İmplant yüzeyinde kısa sürede oksit tabaka oluşturur ve zararlı iyonların geçişini önler. Korozyon nedeniyle çevre dokular renksizleşebilir ve hastalarda elementlerin salınması nedeniyle alerjik reaksiyonlar ortaya çıkabilir (87).

Korozyon türleri;

Çatlak korozyonu: İmplant vida-kemik arayüzü gibi dar bölgelerde oluşur. Metalik iyonlar çözüldüğünde, çatlakta pozitif yüklü bir yerel ortam oluşturabilir ve çatlak korozyonuna neden olur.

Çukur korozyonu: Küçük bir yüzey çukuruna sahip bir implantta meydana gelir. Bunda metal iyonları çözünür ve klorür iyonları ile birleşir. Çukurların oluşmasıyla yüzeyin pürüzlendirilmesine yol açar.

Galvanik korozyon: Bu, elektrik gradyanlarındaki farktan kaynaklanır. Yapay protezlerden gelen nikel ve krom iyonları, implant ve üst yapı arasında sıvı sızması

nedeniyle implant etrafındaki dokulara geçebilir. Bu, kemik reabsorpsiyonuna neden olabilir. Ayrıca implantın stabilitesini etkileyebilir ve sonunda başarısızlığa neden olabilir.

Elektrokimyasal korozyon: Bu anodik oksidasyon ve katodik indirgeme, metal bozulmasına ve elektronlar üzerinden yük transferine neden olur. Bu tip korozyon, metal yüzeyde pasif oksit tabakası bulunmasıyla önlenabilir (88).

İmplantlardan yayılan iyonik ürünler, yerel etkiler oluşturmakla birlikte, implant çevresindeki dokulardan lenfatiklere ve kan akımına karışmasıyla uzakta ve sistemik etkilere neden olabilir. Yerel etkilerin en önemlisi osteolizken, uzak etkiler arasında en önemlisi metale bağlı alerjik reaksiyondur (89).

İmplant materyalleri kimyasal bileşimine göre 3 ana gruba ayrılır: Metal, seramik ve polimer. Yük taşıma ve mekanik özellikleri düşünüldüğünde en uygun metaller olmasına rağmen biyouyumluluk sorunları vardır. Seramikler biyouyumludurlar; fakat kırılındırlar. Polimerlerin yük taşıma mekanik özellikleri zayıftır. Ortopedik cerrahide biyouyumlu metaller şu şekilde gruplara ayrılabilir:

1.) Paslanmaz çelik: Paslanmaz çelik alaşımları ortopedik ve implant cihazları için kullanılır. %18 krom, %8 nikel içerir. Alaşım, çukur korozyonuna en yatkındır ve pasifleştirilmiş (oksit) yüzey koşulunun kullanılmasına ve korunmasına dikkat edilmelidir. Çünkü bu alaşım ana element olarak nikel içerir. Alerjik hastalarda kullanımından kaçınılmalıdır. Yüksek galvanik potansiyele ve korozyon direncine sahiptirler.

2.) Krom-kobalt-molibden alaşımları: Kobalt temel özellikler için sürekli faz sağlar. Krom oksit yüzeyinden korozyon direnci sağlar. Molibden, mukavemet ve dökme korozyon direnci sağlar. Süneklik gibi mekanik özellikleri arttırmak için nikel ve karbonun doğru bir şekilde kontrol edilmesi gerekir. Nikelden dolayı alerjik reaksiyona neden olabileceği göz ardı edilmemelidir (90).

3.) Saf titanyum ve alaşımları: Titanyum, alaşımlar oluşturmak için gümüş, alüminyum, argon, bakır, demir, vanadyum ve çinko gibi diğer birkaç elementle reaksiyona girer. Titanyum alaşımları alfa, beta ve alfa-beta olmak üzere üç biçimde bulunur. Bu tipler, saf titanyum belirli konsantrasyonlarda alüminyum, vanadyum elementleri ile ısıtıldığında ve soğutulduğunda ortaya çıkar. Bu eklenen elemanlar faz durumu stabilizatörleri gibi rol oynarlar. Alüminyum alfa-faz durum dengeleyicisidir ve ayrıca alaşımın mukavemetini artırır ve ağırlığını azaltır. Vanadyum beta-faz stabilizatörü görevi görür. Mukavemeti arttırmak için, bu alaşımlar ısıtılardan geçirilebilir. Biyouyumluluğu

oldukça iyidir. Diğer elementlerle çok az reaksiyona girer. İnert bir metaldir. Manyetik rezonans uyumludur (88).

2.10.1.1. Vida biyouyumluluğu

Vidanın kemikle bütünleşmesi kırık tespitinde çok önemlidir. Vidalama sırasında şunlara dikkat edilmesi gerekir;

a.) Kemiğin delinmesi için matkap ucuna kılıf takılmalıdır. Bu kemikle implantın sürtünmesini azaltarak termal hasar sonucu oluşacak hücre ölümünü azaltacaktır.

b.) Delik açıldıktan sonra tap, geriye doğru yivli uç, kullanılmalıdır. Bu işlem sıcaklığı yarı yarıya azaltmaktadır. Günümüzde üretilen vidaların çoğu kendiliğinden tapleme özelliğine sahip olduğu için bu aşama atlanmaktadır.

c.) Matkap uçları köreltiğinde değiştirilmelidir. Körelmiş uçlar kemikte ısınmaya yol açmaktadır.

d.) Matkap yüksek devirde kullanılmamalıdır.

e.) Vida el tornavidasıyla sıkılmalıdır.

f.) Delme sırasında kemik ve matkap ucu, ısınmayı azaltmak amacıyla serum fizyolojik ile ıslanmalıdır. En son işlem bittikten sonra implant etrafı, vidalama esnasında implant ve vidadan etrafa saçılan metal partiküllerinden arındırmak için serum fizyolojik ile yıkanmalıdır.

2.10.1.2. Plak biyouyumluluğu

Kemik yüzeye uygulanacak olan plakta aranan özellikler şunlardır:

a.) Orta sertlikte olmalıdır. Fazla sertlikte plak kallus oluşumunu önler. Az sertlikte plakta kırılma riski fazladır.

b.) Yüklenmeye ve çevre kas ve tendonların çekmesine karşı dayanıklı olmalıdır.

c.) Vücutta erimemelidir. Uzun süre dayanabilmelidir.

d.) Fazla aşınmamalıdır. Aşınma sonrası tanecik oluşumu en az olmalıdır.

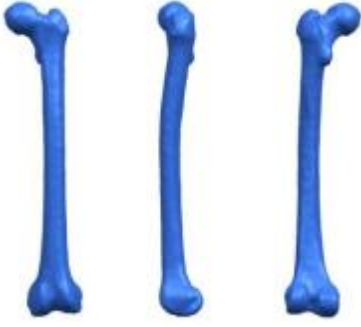
3. MATERYAL VE METOD

Çalışma femur medial kondil anatomisine uygun anatomik plak tasarlanması ve biyomekanik değerlendirmesi için Kasım 2019 ve Şubat 2021 yılları arasında 4 aşamada gerçekleştirilmiştir. Birinci aşama kuru kadavra kemiklerine Bilgisayarlı Tomografi (BT) çekilmesi ve elde edilen verilerle katı model ortaya çıkarılması sonrasında ilgi bölgesi (region of interest) belirlenmesi ve plak tasarımı yapılmasıdır. İkinci aşama, sanal ortamda sonlu eleman analizi (finite element analysis) metodunun uygulanmasıdır. Üçüncü aşama üretimi gerçekleştirilen prototip plağın diz medialinde uygun anatomik bölgeye yerleştirilmesi sırasında yumuşak dokulara verebileceği hasarı tespit etmek amacıyla kadavra diseksiyonu gerçekleştirmektir. Dördüncü ve son aşama plağın Response Ortho Teknolojik Üretim A.Ş. biyomekanik laboratuvarında biyomekanik testlerinin gerçekleştirilmesidir.

3.1. Bilgisayarlı Tomografi çekimi ve plak tasarımı

Bülent Ecevit Üniversitesi Tıp Fakültesi Anatomi laboratuvarlarından 16 adet farklı kişilere ait, farklı boyutlarda kuru kadavra femur kemiği temin edildi. Kullanılan kemiklerin yaş ve cinsiyet bilgilerine erişilemedi. Elde edilen femur kemiklerine ikişerli gruplar halinde radyoloji bölümünde Bilgisayarlı Tomografi çekimi yapıldı. Çekimlerde elde edilen verilerin 2 mm' lik kesitler halinde aksiyel, koronal ve sagittal görüntüleri elde edildi.

BT çekimi ile elde edilen verilerin 3D-Doctor (3D- Doctor version 4.0, able software corp., USA) programı kullanılarak katı modellemeleri yapıldı (Resim 1). Tasarımı planlanan plağın, katı femur modeli üzerinde anterior-posterior, medial-lateral ve posterior-anterior bakış açılarından çizimleri yapıldı (Resim 2). Çizimlerin doğruluğunu teyit etmek için elimizde daha önceden bulundurulmuş femur yapay kemiği medial femoral kondil üzerine ısı altında yumuşayan ve şekil aldıktan sonra hızlıca sertleşen termoplastik malzeme ile istenilen genişlik ve kalınlıkta plastik plak modeli yapıldı (Resim 3). Bu malzeme dijital ortamda tasarlanacak plağın uygunluğunu test etmede yardımcı olarak kullanıldı.



Resim 1. Katı femur kemik modeli

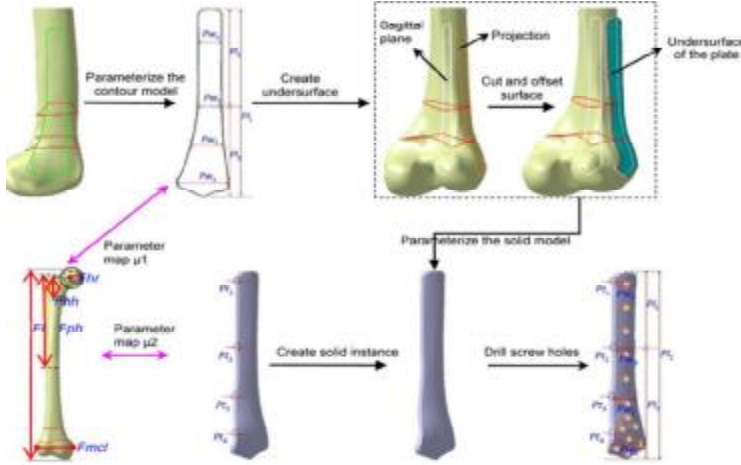


Resim 2. Katı model üzerine uygulanan plak çizimleri



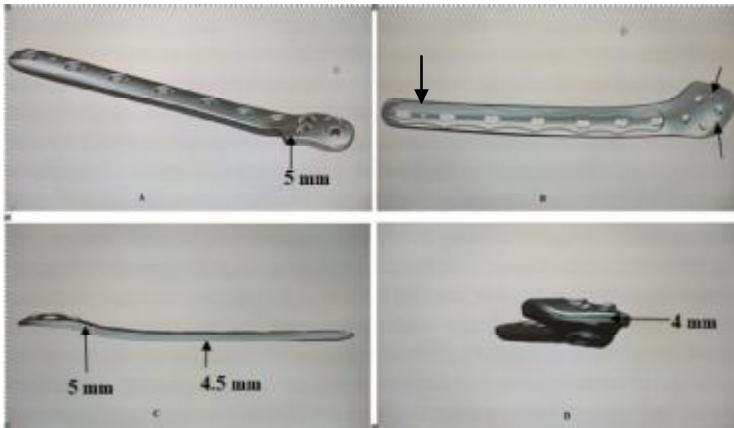
Resim 3. Termoplastik malzemeden yapılan plastik plak modeli

Uni Graphics Nx 8.0 yazılımı kullanılarak Şekil 44' teki aşamalardan geçirilerek plak tasarımı yapıldı.



Şekil 44. Plak tasarım aşamaları

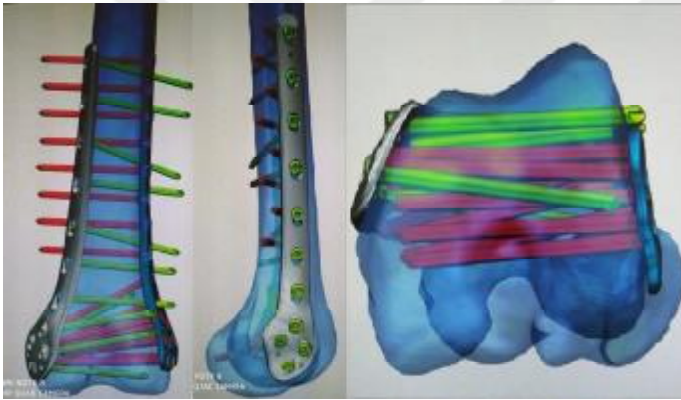
Tasarım sırasında plağın kemik üzerindeki yerleşeceği ilgili bölge, eğim verilecek yerleri, belirli bölgelerde uygulanacak kalınlık, çevre anatomik yapılar hesaba katılarak belirlendi. Plağın kondil üzerindeki distal bölgesi 4,0 mm, eğilmenin olduğu kısım 5 mm ve geri kalan proksimal kısımları 4,5 mm kalınlıkta ayarlandı. Operasyon esnasında plağın kemik üzerindeki pozisyonunu korumak amacıyla, distaline 2 adet, proksimaline 1 adet 2 mm genişlikte K (Kirschner) teli deliği yapıldı (Resim 4).



Resim 4. Tasarlanan plağın son hali ve kalınlık değerleri, **A.** Ön yüzü (eğim olan bölge okla gösterilmiştir), **B.** Arka yüzü (oklar K teli deliklerini göstermektedir), **C.** Lateral yüzü (uzun ok eğim verilen bölge ve kısa ok kalan kısmın kalınlığını göstermektedir), **D.** Aksiyel görünüm (ok kondile oturan kısmın kalınlığını göstermektedir)

Tasarlanan plağın etrafındaki anatomik yapılarla ilişkileri gözden geçirildiğinde patella ile temas etmesi, lateral plak varlığında vidaların özellikle distalde çakışma riski,

adduktor tüberkül, medial epikondil kemik çıkıntılarına uzaklığı, medial patellofemoral ligamente (MPFL) temas etmesi ve distal vidaların femoral çentiğe (notch) girmesi önemli noktalar olarak düşünülmüştür. Bu hususlar dikkate alınarak; plak distalde diz ekleminde 1 cm proksimalde kalacak şekilde tasarlandı. Plagın kondil posterioruna gelen kısmı girintili hale getirilerek adduktor tüberkül ve medial epikondilden uzaklaştırıldı. Diz ekstansiyona alındığında patellaya çarpmaması için plak bükülme kısmına girintileme uygulandı. Tüm bunlar hesaba katılarak dijital ortamda tasarlanan plağa ek olarak aynı model üzerine LISS distal lateral femur plağı da yerleştirildi. Lateral plagın vidalarının yönelimi dikkate alınarak, medial plagın vidalarının yönelimi ayarlandı. Vidalarda çakışma olmadığı ve vidaların femoral notcha girmediği görüldü (Resim 5). Tüm değerlendirmelerden sonra sonlu eleman analizi aşamasına geçildi.



Resim 5. Medial ve lateral plakların vida yönelimleri

3.2. Sonlu eleman analizi (Finite element analysis /FEA)

FEA' da suprakondiler parçalı femur kırığını taklit etmek amacıyla diz ekleminde 6 cm proksimalinden transvers osteotomi uygulanacak şekilde 1 cm defektli kırık modeli oluşturuldu. Oluşturulan modeller 3 farklı gruba ayrıldı.

Birinci gruptaki model üzerine, tasarlanan 7 delikli medial plak, en proksimal deliğe kilitsiz diğer deliklere kilitli 4,5 mm' lik vida kullanılarak toplamda 4 adet osteotomi hattının proksimaline, 1 adet kilitsiz ve 3 adet kilitli vida osteotomi hattının distaline olacak şekilde toplamda 8 adet vidayla fiks edildi (Grup A).

İkinci grupta distal femur lateral kondil üzerine, medial plak ile aynı uzunlukta 10 delikli distal femur anatomik kilitli plağı (LISS plağı, Response Ortho), en proksimal

deliğe kilitsiz diğer deliklere kilitli 4,5 mm' lik vida kullanılarak toplamda 4 adet osteotomi hattının proksimaline, 1 adet kilitsiz ve 3 adet kilitli vida osteotomi hattının distaline olacak şekilde toplamda 8 adet vidayla fikse edildi (Grup B).

Üçüncü gruba distal femurun lateral ve medial kondiline sırasıyla LISS ve tasarlanan medial plak diğer gruplardaki gibi fikse edildi (Grup C).

Oluşturulan modeller ANSYS (ANSYS Inc Release 18.2, Europe) yazılımına aktarıldı. Bu yazılımla 3 boyutlu modeller üzerinde sonlu elemanlar, düğümler ve son olarak ağısı yapı oluşturuldu. Literatürden yararlanarak distal femur kortikal kemik ve kansellöz kemiğin hounsfield unit (HU) değerleri sırasıyla 1800 HU ve 550 HU olarak tanımlandı (91).

Biyomekanik çalışmamızı yapay kemik üzerinde uygulayacağımız için FEA yazılımına, kullanacağımız yapay femur yapay kemik verileri tanımlandı. Kortikal kemik; yoğunluk (density): 1,7 g/cm³, gerilme gücü (tensile strength): 90 MPa, gerilme modülü (tensile modulus): 12,4 GPa, sıkıştırma gücü (compressive strength): 120 MPa, sıkıştırma modülü (compressive modulus): 7,6 GPa, poisson oranı: 0,26 ve elastik modül (Young's modulus): 10 GPa olarak sisteme girildi(81). Kansellöz kemik; yoğunluk (density): 0,27 g/cm³, sıkıştırma gücü (compressive strength): 4,8 MPa, sıkıştırma modülü (compressive modulus): 0,104 GPa, poisson oranı: 0,3 ve elastik modül (Young's modulus): 0,21 GPa olarak sisteme girildi (81). Kullandığımız plak ve vidalar, açılımı titanyum 6-alüminyum 4-vanadyum (Ti6Al4V) alaşımıdır.

Kullanılan titanyum gerilme gücü (tensile strength): 950 MPa, dayanım sınırı (Yield strength): 882-920 MPa, yoğunluk (density): 4,42 g/cm³, elastik modülü (Young's modulus): 114 GPa, poisson oranı 0,35, HU:2921 ve plak ile kemik arasındaki sürtünme katsayısı 0 (sıfır) olarak kabul edildi ve ANSYS sistemine tanımlandı (92) (93). Kullanılan değerler Tablo 1' de gösterilmiştir. Sürtünme katsayısı yerine sınır şartı olarak "no seperation" kullanıldı. Ek olarak vidaların shaft kısmındaki yer değiştirmelerden X ve Z eksenlerindeki yer değiştirme, uygulanan kuvvet aksiyel yönde olduğu için, 0 (sıfır) olarak ANSYS' e kayıt edildi. Y eksenindeki sınır şartı serbest olarak tanımlandı (Tablo 2).

Tablo 1. Kortikal, kansellöz kemiğin ve titanyumun FEA’ da kullanılan değerleri

	Cortical Bone	Cancellous Bone	Titanium (Ti6Al4V)
Density (g/cm ³)	1,7	0,27	4,42
Tensile Strength (MPa)	90		950
Yield Strength (MPa)			882-920
Tensile Modulus (GPa)	12,4		
Compressive Strength (MPa)	120	4,8	
Compressive Modulus (GPa)	7,6	0,104	
Young’s Modulus (GPa)	10	0,21	114
Poisson Ratio	0,26	0,3	0,35
Hounsfield Unit	1800	550	

Tablo 2. ANSYS’ te kullanılan sınır şartları

Type	Displacement
Define By	Components
Coordinate System	Global Coordinate System
X Component	0 mm (ramped)
Y Component	Free
Z Component	0 mm (ramped)
Supressed	No

FEA sonucunda ortaya çıkan bulgular değerlendirilmeden önce kullanılacak bazı temel bilgilerden tekrar bahsetmemiz gerekir. Bu analizdeki tüm gerilme analizi verileri MPa cinsinde olacaktır.

1 MPa=1 N/mm²’ dir. Bu, 1 mm²’ ye uygulanan 1 newton yükü ifade etmektedir. Örneğin bir kurşun kalemin ucu 1 mm² olduğu kabul edilirse 200 MPa olunca kalemin ucunda 200 N yük olduğu anlaşılır.

$$\text{Gerilme (Basıncı)} = \text{Kuvvet} / \text{Alan}$$

Güvenlik katsayısı: Kullanılan malzemenin dayanıklılık sınırının hesaplanan gerilme değerine oranıdır. Malzemenin cinsine, hastanın yaşına göre değişiklik göstermektedir. Minimum 1 olmalıdır. Örneğin titanyumun dayanıklılık sınırı 900 MPa ve güvenlik katsayısı 2 alındığında gerilme değerlerinin 450 MPa' yı geçmemesi gerekir.

Tüm gruplarda FEA sırasında kullanılan eleman (element) ve düğüm noktası (node) sayısı tablo 3' te gösterilmiştir.

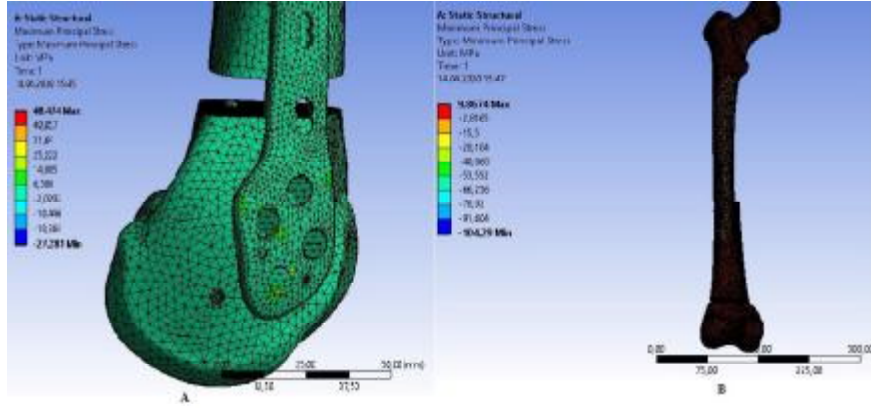
Tablo 3. Gruplarda FEA'da kullanılan eleman ve düğüm noktası sayısı

	Grup A	Grup B	Grup C
Element	296978	330130	295495
Node	460732	518540	459364

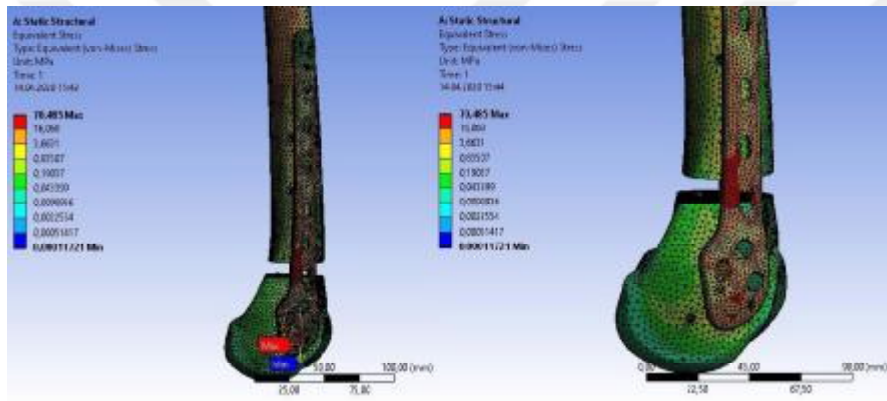
Gerekli olan veriler FEA' ya tanımlandıktan sonra aksiyel yönde 600 N yük uygulandı. Kuvvet vektörü koronal düzlemde 13 °, sagittal düzlemde 8 ° olarak belirlendi (94) (Şekil 45). 3 gruptaki plak ve vidalar üzerindeki Von Mises Stres, Maximum ve Minimum Principle Stres değerleri ile Total Deformasyon verileri kayıt edildi. Ortaya çıkan veriler Resim 6-12 arasında gösterilmiştir.



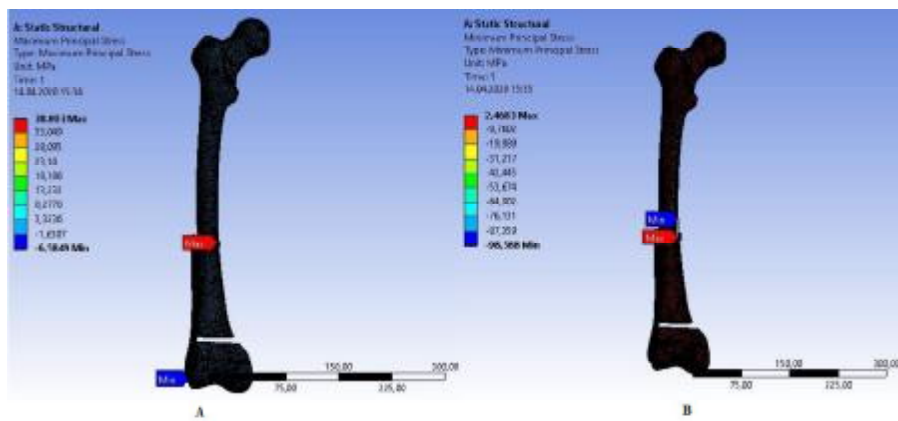
Şekil 45. FEA' da kuvvet uygulama sırasında kemiğin pozisyonu



Resim 6. Grup A' daki principle stres değerleri **A.** Maximum, **B.** Minimum



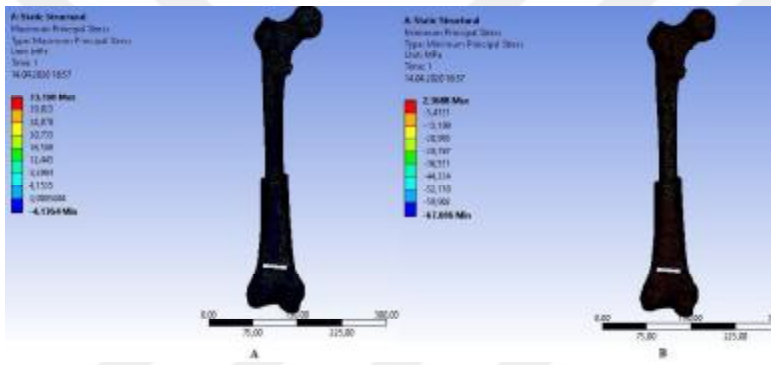
Resim 7. Grup A' daki von mises stres değerleri



Resim 8. Grup B' deki principle stres değerleri **A.** Maximum, **B.** Minimum



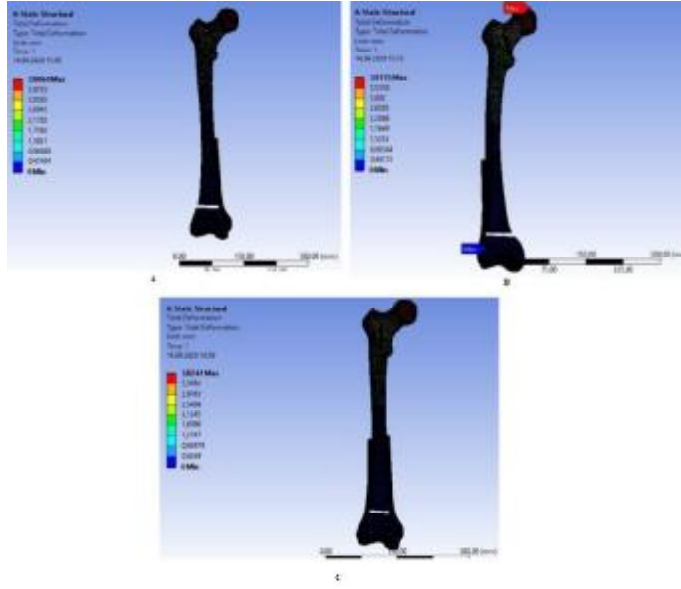
Resim 9. Grup B' deki von mises stres değerleri **A.** Medial plak üzerindeki, **B.** Lateral plak üzerindeki, **C.** Vidalar üzerindeki değerler



Resim 10. Grup C' deki principle stres değerleri **A.** Maximum, **B.** Minimum



Resim 11. Grup C' deki von mises stres değerleri **A.** Lateral plak üzerindeki, **B.** Vidalar üzerindeki değerler



Resim 12. Total deformasyonlar

Sonlu eleman analizi sonuçları tablo 4’ te verilmektedir. Bu çalışmada, insanın ayakta durma pozisyonu için belirlenen sınır koşulları altında femur kemiğinin ağırlığı dikkate alınarak Von-Mises eşdeğer gerilmeleri ve toplam deformasyon miktarı hesaplanmıştır. Sonuçlar incelendiğinde A grubunda medial plakta maksimum stres (70,48 MPa) osteotomi hattında plak üzerinde yoğunlaşmıştır. B grubunda lateral plaktaki en proksimaldeki vida üzerinde maximum stres (97,09 MPa) olduğu görüldü. C grubunda lateral plakta en proksimal vidadanın maximum stres (66,15 MPa) olduğu, medial plak üzerindeki vidalarla aynı değerlerde paylaşılarak distale iletiildiği ve osteotomi hattında minimal değerlere ulaştığı görüldü. C grubunda total deformasyon 3,82 mm olarak ölçülürken, A grubunda bu değer 3,90 mm olarak kaydedilmiştir.

Tablo 4. Sonlu eleman analizi sonuçları

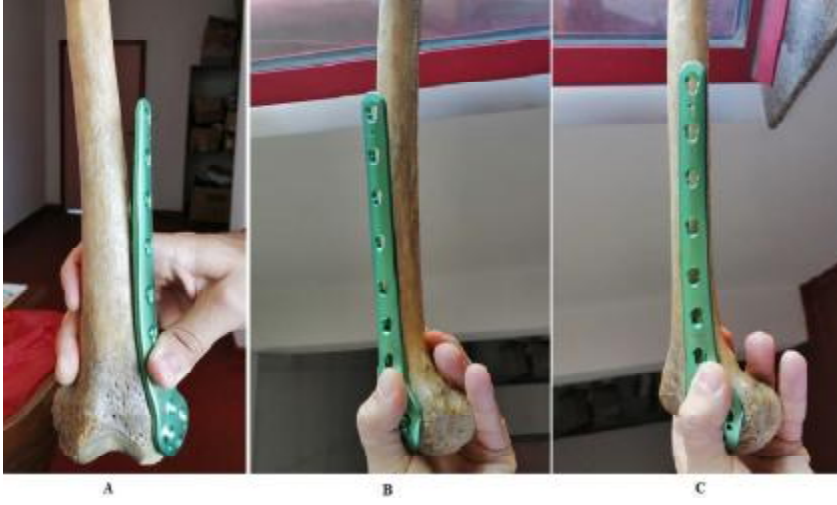
	Min Principle Stres (MPa)	Max Principle Stres (MPa)	Max Von Mises Stres (MPa)	Total Deformation (mm)
A	9,86	48,47	70,48	3,90
B	2,46	38,00	97,09	3,97
C	2,36	33,16	66,15	3,82

Planlanan en uzun (7 delikli) plaktan prototip üretildi (Resim 13). Çeşitli yüzey ve renklendirme işlemlerden geçirildikten sonra son hali verildi ve 2 adet değerlendirmek amacıyla tarafımıza ulaştırıldı.



Resim 13. A. Prototip plağın arka yüzü, B. Ön yüzü, C. Yüzey işlem ve renklendirme sonrası ön yüzü, D. Arka yüzü

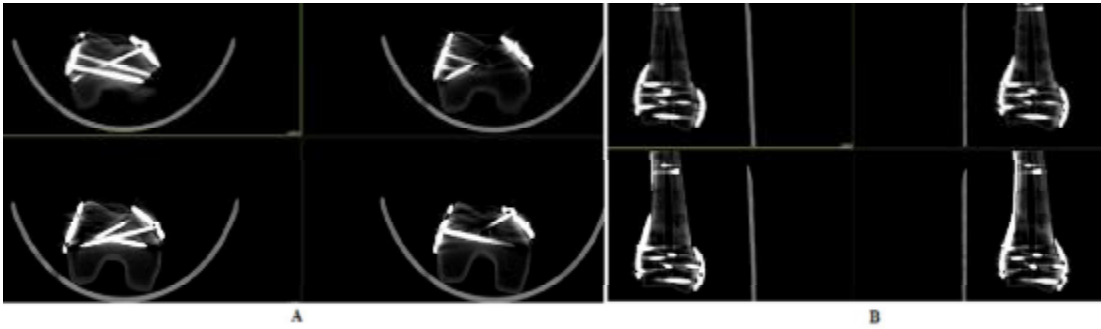
Plaklardan bir tanesi yapay kemik üzerine lateral plak ile birlikte fikse edilmek üzere hazırlandı. İlk bakışta plağın proksimalinin 5. deliğinden itibaren kemik yüzeyden uzakta kaldığı görüldü. Aynı plak, yapay kemik üretiminden kaynaklanan hata nedeniyle olup olmadığı belirlemek için anatomi laboratuvarından alınan kuru kadavra femur kemiği üzerinde tekrar görüntülendi ve problemin devam ettiği gözlemlendi (Resim 14). Yapılan ileri yaş aşırı femoral bowingi olan hastalardaki LISS plak uygulamalarında da karşımıza çıkan benzer sorunu en proksimaldeki deliğe atılacak olan kortikal vida ile çözmekte olduğumuzu düşünerek, aynı şekilde medial plağa uygulamaya karar verildi. Yapay kemik üzerinde medial ve lateral plak fiksasyonu gerçekleştirildi. Mevcut sorun tek kortikal vidayla yapay kemik üzerinde dahi çözüldü ve plağın kemik adaptasyonunun çok iyi olduğu görüldü (Resim 15). Fikse edilen yapay kemik radyoloji bölümünde BT çekimine alındı. Çekim sonrasındaki görüntülerde vidalarda hiçbir şekilde çakışma olmadığı ve femoral notcha vida yöneliminin olmadığı görüldü (Resim 16).



Resim 14. A. Kuru kadavra femur kemiği üzerindeki medial plağın anteriordan görünümü, **B.** Posteromedialden görünümü, **C.** Medialden görünümü



Resim 15. Lateral ve medial plağın yapay kemik üzerine fikse edilmiş pozisyonu



Resim 16. A. Aksiyel kesit BT görüntüsü, **B.** Koronal kesit BT görüntüsü

3.3. Kadavra diseksiyonu

Çalışmamızın 3. aşaması üretimini gerçekleştirdiğimiz plağın kadavra diseksiyonu ile plağın yumuşak doku uyumunu ve cerrahi yaklaşımının belirlenmesi işlemidir. Üniversitemiz tıp fakültesi anatomi laboratuvarında bulunan bayan cinsiyette 10 yıllık kadavra üzerinde çalışıldı (Resim 17). Sağ diz üzerinde diseksiyon için belirleyici olacak anatomik noktalar tespit edildi. Bunlar; medial epikondil ve patella medial sınırır. İkisinin arasından long insizyon yapıldı. Cilt ve cilt altı kesiden sonra vastus medialis ve sartorius anterior kenarı hissedildi. İkisinin arasındaki klivajdan ilerlendi. Sartorius posteriora vastus medialis anteriora ekarte edildi. Distalde medial epikondil kolaylıkla palpe edildi. Devamında yüzeysel MCL görüldü ve işaretlendi (Resim 18). Adduktor magnus tendonu posteriorda görüldü.



Resim 17. Kadavranın diseke edilecek sağ diz medial bölgesi



Resim 18. Vastus medialis (büyük kırmızı yıldız), medial epikondil (küçük kırmızı yıldız)

Vastus medialis ekartasyonundan sonra, kadavranın eski olması sebebiyle görülen patellar tendonun aşırı gergin olması patellanın laterale ekartasyonunu zorlaştırdı patellar tendon transvers olarak kesilerek dokuların lateral ekartasyonu sağlanabildi. Diz medialinde sinovial dokuya ulaşıldı. Dikkatli diseksiyonla femurda yüzeysel MCL yapışma yeri ile adduktor tüberkül arasında ve patellada üst polün 1/3 medial kenarında yapışma yerleri tespit edilerek MPFL' e ulaşıldı (Resim 19). Etrafı gevşetilerek altına plak yerleştirilebilecek hale getirildi. Plak, periost yardımıyla kemik üzeri yumuşak dokudan sıyrıldıktan sonra femur medialine yerleştirildi. Kemipe herhangi bir vidalama işlemi yapılmadı (Resim 20).



Resim 19. Medial patellofemoral ligament (kırmızı yıldız)

Mevcut haliyle yumuşak doku irritasyonunun aşırı düzeyde olmadığı ve cerrahi yaklaşımda da hastayı yaralanmasıyla tehlikeye atacak nörovasküler yapıların olmadığı görüldü.



Resim 20. Plakın anatomik bölgesine yerleştirilmiş hali, yüzeysel MCL (sarı), medial epikondil (mavi)

3.4. Biyomekanik Değerlendirme

Biyomekanik değerlendirme için yapay femur kemikleri (Synbone 2200, Synbone AG, Zizers, İsviçre) kullanıldı. Tüm testler için toplamda 62 adet yapay kemik kullanıldı. Test için 3 ayrı çalışma grubu oluşturuldu. Çalışma gruplarında femur distal eklem yüzünden 6 cm proksimalde, kıl testeresi kullanılarak 1 cm' lik kemik blok çıkarılacak şekilde osteotomi yapıldı. Bu osteotomiyle AO/OTA 33A3 tip kırık modeli taklit edilmeye çalışıldı (102-104) (Resim 21). Grup A' da yapılan kırık modeline tarafımızca tasarlanan medial 7 delikli kilitli plak (Response Ortho Teknolojik Üretim A.Ş, Tuzla, İstanbul) en proksimal deliğe kilitsiz diğer deliklere kilitli 4,5 mm' lik vida kullanılarak toplamda 4 adet osteotomi hattının proksimaline, 1 adet kilitsiz ve 3 adet kilitli vida osteotomi hattının distaline olacak şekilde toplamda 8 adet vidayla fikse edildi. Grup B' de medial plak ile aynı uzunlukta fakat 10 delikli lateral distal femur kilitli plağı (Response Ortho Teknolojik Üretim A.Ş, Tuzla, İstanbul) lik en proksimal deliğe kilitsiz diğer deliklere kilitli vida kullanılarak toplamda 4 adet osteotomi hattının proksimaline, 1 adet kilitsiz ve 3 adet kilitli vida osteotomi hattının distaline olacak şekilde toplamda 8 adet vidayla fikse edildi. Grup C' de medial kondil üzerine medial plak, laterak kondil üzerine lateral plak diğer gruplardakilere benzer şekilde fikse edildi (Resim 22).

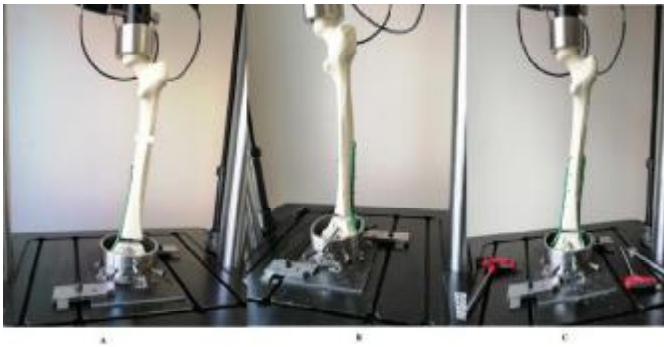


Resim 21. A. Kullanılan malzemeler, B. Yapay kemiğe plakların fiksasyonu için kullanılan sabitleme cihazları ve ek malzemeler, C. Osteotomi sonrası çıkarılan 1 cm' lik kemik bloğu



Resim 22. A. Test için kullanılan lateral (sol) ve medial (sağ) plaklar ön yüzleri, **B.** Lateral (sol), medial (sağ) arka yüzleri

Gruplarımızda kullanılan modeller üzerinde MTS (MTS Systems Corporation 100-257-545d Acumen, ABD) marka biyomekanik test cihazı kullanılarak aksiyel kompresyon, siklik aksiyel kompresyon (yorulma), yetmezlik ve 3 nokta eğme testleri sırasıyla uygulandı. Test cihazına yapay kemiğin femur başı ve kondillerini sabitleyecek aparatlar tasarlandı. İnsanda femurun ayakta duruş şeklini taklit etmek amacıyla 6 derece valgusta mekanik aksta yükler uygulandı. Aksiyel kompresyonda 1 adet osteotomi uygulanmayan yapay femur üzerinde test uygulanarak stiffness (sertlik) ve 100-700 N arası yer değiştirme ölçümleri yapıldı. Bu grupta tüm örnekler üzerinde yapıyı stabilize etmek için 100 N yük ilk etapta verildi. İkinci etapta A, B ve C gruplarına ayrı ayrı 8 kez, 0,5 mm/dk hızında 700 N’ da durdurulacak şekilde yük verilerek aksiyel kompresyon testleri yapıldı (Resim 23). Örnekler üzerinde her bir yüklenme sonrası total yer değiştirme miktarları kaydedildi.



Resim 23. Aksiyel Kompresyon Testi A. Medial plak uygulanan A grubundan bir örnek, **B.** Lateral plak uygulanan B grubundan bir örnek, **C.** İkili plak uygulanan C grubundan bir örnek

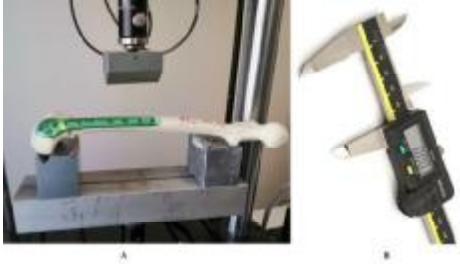
Yorgunluk testi için bir adet osteotomi yapılmamış yapay femura 100 N’ dan 1000 N’ a kadar kademeli artacak şekilde 6 Hz’ te 100 bin siklus aksiyel kompresyon uygulandı. Her gruptan 1 adet örnek üzerinde bu işlem tekrarlandı. A grubundaki örnekte 11004 siklusa ulaşıldığında plağın tespit alanının dışında proksimal bölgede subtrokanterik femur kırıldığı gelişti. B ve C grubunda bütün yüklenmelerde örneklerde hiçbir şekilde kırılma olmadı. Bununla birlikte yer değiştirme mevcuttu.

Yetmezlik testinde her gruptan 5’er adet örneğe ilk olarak 100 N yük stabilizasyon amacıyla uygulandı. Takibinde örneklere 100 N/sn ‘de artışlar olacak şekilde yetmezlik olana kadar yük verildi. Yetmezliğin görüldüğü değerler kaydedildi. İmplant kırılması, bükülmesi, vida etrafında gevşeme, implant proksimalinden kemik kırılması ve osteotomi hattında tam çökme yetmezlik olarak belirlendi (Resim 24).



Resim 24. A. Medial plak grubu, B. Lateral plak grubu, C. Çift plak grubu

3 nokta eğilme testinde her grupta 6’şar adet örnek kullanıldı. Örnekler horizontal olarak testin yapılacağı düzeneğe uygun şekilde yerleştirildi. 100 N/sn’ den başlayarak maksimum 500 N olacak şekilde femur shaftının merkezine koronal planda anteriordan posteriora yük uygulandı. Sonrasında aynı işlemler, tüm örnekler sagittal plana çevrilerek lateralden mediale doğru yüklenmeye devam edildi. Test öncesinde femur kondillerinin ortasında geçen hattın osteotomi hattını kestiği noktalar işaretlendi. Bu noktalar arası 0,01 mm hassasiyetle çalışan Mitutoyo (500-181-30 Absolute Digimatic, Japonya) marka dijital kumpas kullanılarak ölçümler yapıldı. Aynı noktalardan ölçüm her test sonrası tekrarlandı. Osteotomi hattındaki yer değiştirme miktarları kaydedildi (Resim 25).



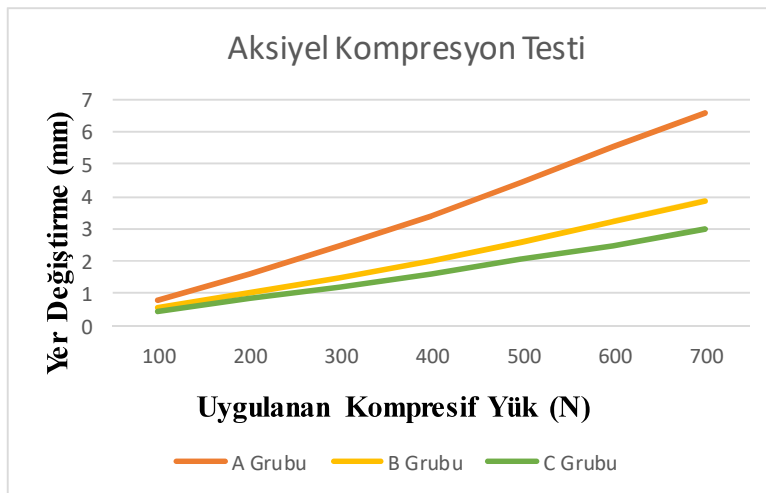
Resim 25. A. Üç nokta eğme testi, B. Dijital kumpas

3.5. İstatistiksel Değerlendirme

İstatistiksel değerlendirmeler SPSS 19.0 (SPSS Inc., Chicago, IL, USA) programı kullanılarak yapıldı. Tanımlayıcı istatistikler aritmetik ortalama±standart sapma ve ortanca (minimum-maksimum) olarak ifade edildi. Grupların karşılaştırılmasında Mann-Withney U testi ile yapıldı ve tüm değerlendirmeler için $p<0.05$ değeri anlamlı kabul edildi.

4. BULGULAR

Aksiyel kompresyon testi uygulanan 3 grubun her bir örneği için 8 kez tekrarlanan 100-700 N yük altında total yer değiştirme miktarlarının ortalama ve standart sapma değerleri tablo 5’ te verilmektedir. Tablo incelendiğinde A grubundaki yer değiştirme B ve C grubundaki yer değişmelere göre her yüklenme değerinde daha fazlaydı. Bu farklılıklar istatistiksel olarak anlamlı bulundu. B ve C gruplarında 100 ve 200 N’ da yer değiştirme miktarlarında farklılık görülmedi. 300 N’ dan sonra B grubunda yer değiştirme miktarları anlamlı olarak daha fazla olduğu tespit edildi (Grafik 1) (Tablo 5).



Grafik 1. Grupların aksiyel kompresyon testindeki yer değiştirme değerleri

Tablo 5. Aksiyel Kompresyon Testi Yer Değiştirme Miktarları (Ortalama, Standart Sapma ve Min-Max Değerleri)

Yük (N)	A Grubu n=8 (mm)	B Grubu n=8 (mm)	C Grubu n=8 (mm)	A/B p*	A/C p*	B/C p*
100	0,81±0,21 (0,48-1,19)	0,54±0,11 (0,39-0,69)	0,43±0,16 (0,28-0,75)	0,013	0,005	0,195
200	1,59±0,26 (1,29-2,03)	1,00±0,15 (0,77-1,18)	0,83±0,16 (0,65-1,10)	0,01	0,001	0,065
300	2,50±0,35 (2,06-3,12)	1,49±0,20 (1,18-1,72)	1,22±0,17 (1,02-1,45)	0,01	0,001	0,021
400	3,42±0,42 (2,78-4,16)	2,03±0,27 (1,64-2,34)	1,62±0,17 (1,41-1,82)	0,01	0,001	0,01
500	4,46±0,67 (3,56-5,80)	2,61±0,35 (2,17-2,98)	2,04±0,17 (1,83-2,26)	0,01	0,001	0,003
600	5,52±0,78 (4,36-6,98)	3,21±0,43 (2,56-3,68)	2,49±0,17 (2,28-2,76)	0,01	0,001	0,002
700	6,61±0,83 (5,24-8,09)	3,85±0,52 (2,95-4,45)	2,98±0,20 (2,74-3,30)	0,01	0,001	0,002
Stiffness (N/mm)	142,10±22,51 (103,92-170,0)	232,77±37,25 (175,55-276,5)	261,33±18,89 (232,56-281,4)	0,01	0,001	0,13

*Mann-Withney U testi

Yorulma testinde öncelikle 1 adet osteotomi uygulanmayan yapay kemiğe test uygulandı. Takiben her gruptan 1 adet örneğe test uygulandı. A grubundaki örnek, test sırasında 11004 siklus seviyesinde kırıldı. B, C grubu ve osteotomi uygulanmayan kemik 100000 siklusa kadar sağlam şekilde kaldı. Kırılma veya osteotomi hattında herhangi bir değişiklik görülmedi. Testin sonucunda gruplardaki maksimum yer değiştirme miktarları A, B, C ve sağlam kemik için sırasıyla 8,92, 2,55, 2,02 ve 3,80 mm olarak ölçüldü (Tablo 6). Yetmezlik sadece medial plak grubunda görüldü. Bununla birlikte yer değiştirme miktarı medial plak grubunda diğer 3 gruba göre daha fazla olduğu tespit edildi. Yer değiştirme değerleri lateral ve çift plak grubunda birbirine yakındı. Osteotomi

uygulanmayan kemikteki yer değiştirme miktarının B ve C grubundakine göre daha yüksek değerde olması dikkat çekiciydi.

Tablo 6. Siklik Aksiyel Kompresyon Testi (Yorulma Testi)

Grup No	Maksimum Yer Değiştirme (mm)	Siklus Sayısı
A	8,92	11004 *
B	2,55	100000
C	2,02	100000
Osteotomi Uygulanmayan	3,80	100000

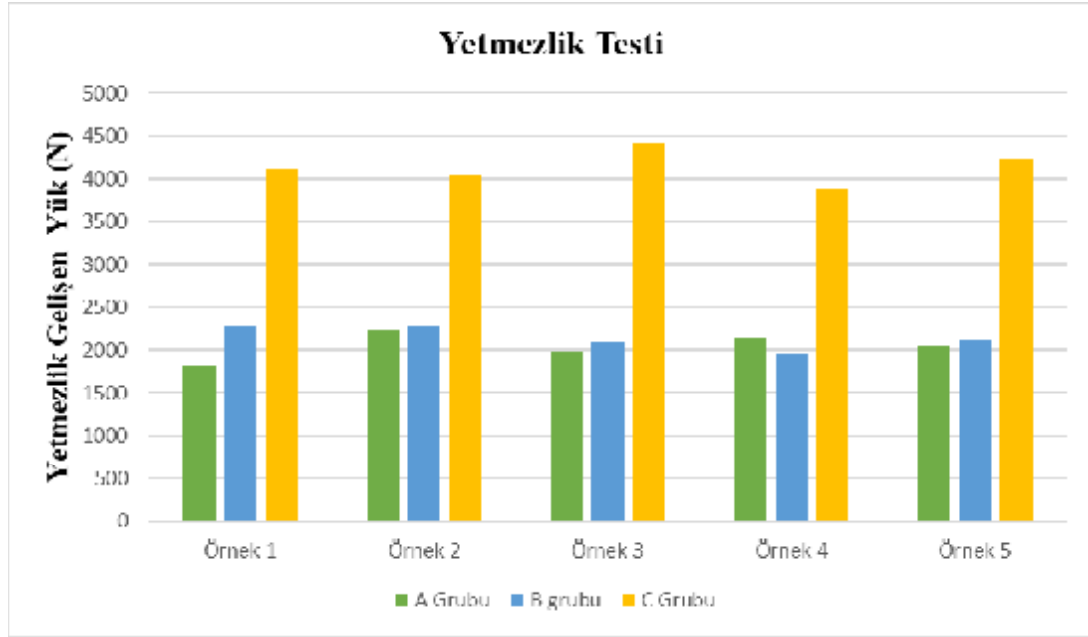
**Kemiğin yetmezliğe uğradığı siklus değeri*

Yetmezlik testinde her gruptan 5 adet örnek üzerinde çalışıldı. Kemiklerin kırılma yükleri ve maksimum yer değiştirme değerleri kaydedildi (Tablo 7). A ve B grupları arasında maksimum yer değiştirme miktarları ve yetmezlik değerlerinde anlamlı farklılık görülmedi. B grubunda C grubuna göre ve A grubunda C grubuna göre hem yer değiştirme hem yetmezlik değerlerinde anlamlı farklılık görüldü. Yer değiştirme ve yetmezlik gelişen yük değerleri ayrıca grafik 2 ve 3 üzerinde gösterilmiştir.

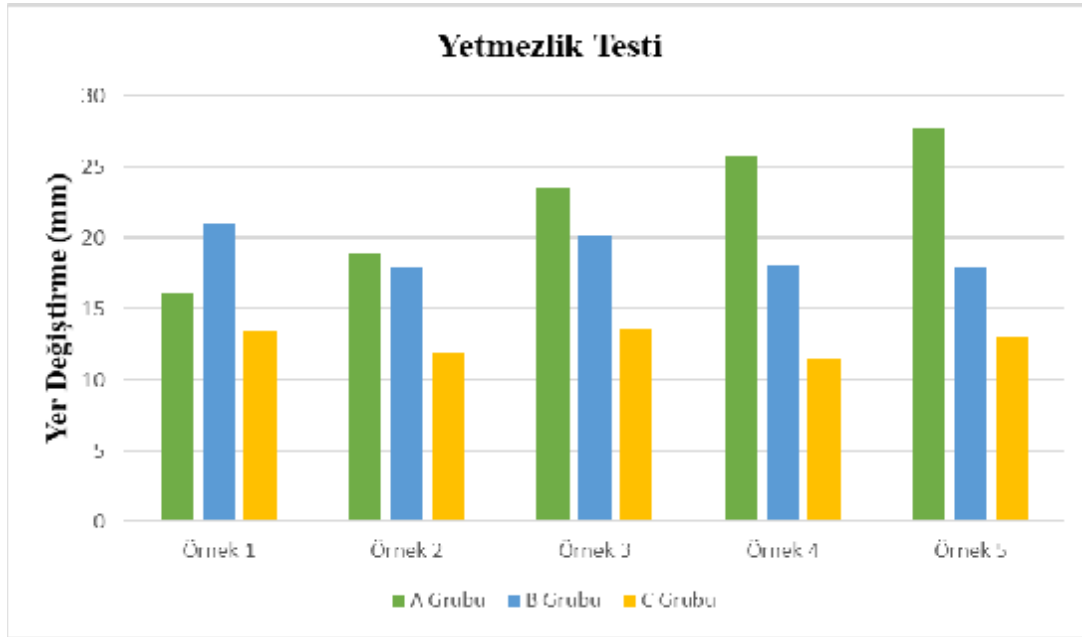
Tablo 7. Yetmezlik testi gruplardaki örneklerin yer değiştirme (mm) ve kemik kırılma yükleri (N) ortalama ve standart sapma değerleri

	Yer Değiştirme (mm)			Kırılma Kuvveti (N)		
Örnek No	A Grubu n=5	B Grubu n=5	C Grubu n=5	A Grubu n=5	B Grubu n=5	C Grubu n=5
1	16,09	21,03	13,42	1808	2292	4120
2	18,93	17,94	11,98	2231	2292	4048
3	25,68	20,12	13,57	2151	2105	4421
4	23,46	18,02	11,53	1987	1950	3898
5	27,71	18,01	13,02	2050	2130	4241
Ortalama	22,37	19,02	12,70	2045	2154	4145
Standart Sapma	4,79	1,45	0,90	162	143	197
p*	0,251			0,347		
		0,009			0,009	
	0,009 (A/C)			0,009 (A/C)		

*Mann-Whitney U testi



Grafik 2. Örneklerin yetmezlik gelişen değerleri



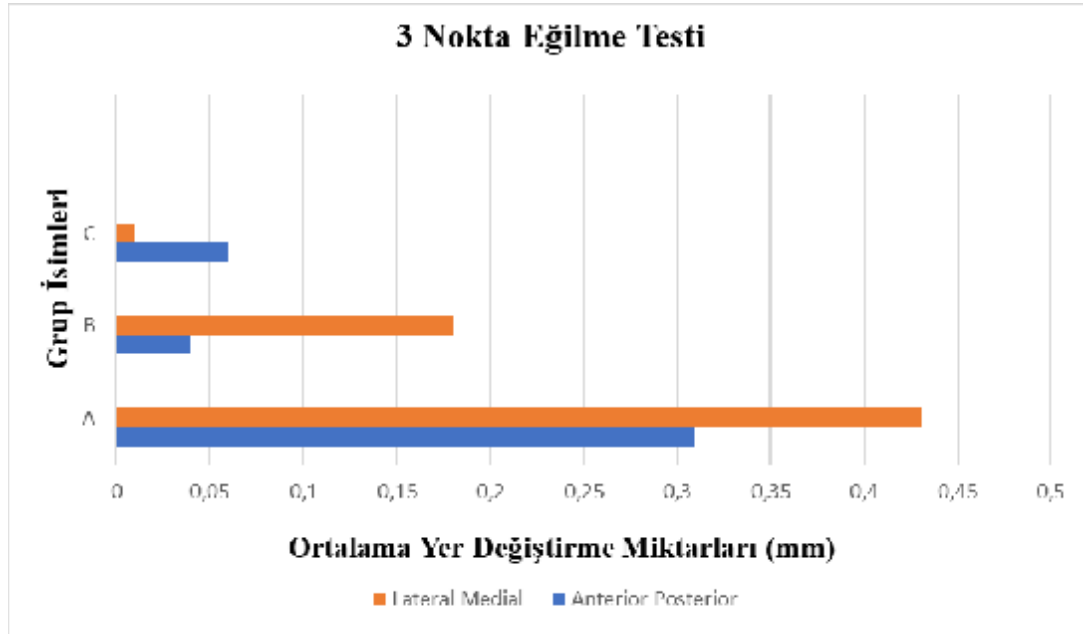
Grafik 3. Yetmezlik testi maksimum yer değiştirme miktarları

Dördüncü olarak her gruptan 6 örneğe 3-nokta eğilme testi uygulanarak veriler elde edildi (Tablo 8) (Grafik 4). Verilerin istatistiksel analizi sonucunda A ve B grubu arasında anteriordan posteriora uygulanan yük ile yapılan testte A grubunda ostetotomi hattında anlamlı olarak daha fazla farklılık görülürken, lateralden mediale uygulanan yük sonrası anlamlı farklılık görülmedi. B ve C grupları arasında anterior posterior planda uygulanan yük sonrası anlamlı farklılık olmazken, sagittal planda lateralden mediale uygulanan yük sonrası anlamlı farklılık görüldü. Medial plak ve çift plak uygulanan gruplar A ve C grupları arasında her iki testte de anlamlı farklılık bulundu.

Tablo 8. Üç Nokta Eğilme Testi

	Osteotomi Hattındaki Değişim (mm)					
Grup No	Anterior- Posterior			Lateral- Medial		
	A	B	C	A	B	C
1	0,52	0,02	0,01	0,57	0,12	0,01
2	0,1	0,03	0,02	0,78	0,18	0,01
3	0,14	0,02	0,04	0,67	0,33	0,01
4	0,31	0,09	0,08	0,49	0,24	0,02
5	0,14	0,03	0,12	0,03	0,1	0,02
6	0,65	0,05	0,09	0,05	0,15	0,03
Ortalama	0,31	0,04	0,06	0,43	0,18	0,01
Standart Sapma	0,22	0,02	0,04	0,31	0,08	0,008
p*	0,004			0,337		
		0,571			0,004	
	0,006			0,005		

*Mann-Withney U testi

**Grafik 4.** Üç nokta eğilme testi osteotomi hattındaki değişim verileri

5. TARTIŞMA

Osteoporotik hastalarda suprakondiler femur kırıklarının lateral femoral plak ile tespiti sonrası en fazla başarısızlık; medial kortekste aşırı parçalanmanın olduğu AO/OTA 33A3 kırık tipinde görülmektedir. Bu tür implant yetmezliğin tedavisinde lateral plağa ek olarak medial plak uygulanması ve kemik greftleme yapıldığı görülmektedir. Steinberg ve ark. ileri yaş, osteoporotik tip 33 A3 ve C3 suprakondiler kırığı olan 32 hastada (8 hasta Rorabeck- Taylor tip 1 ve 2 periprostetik kırık) lateral plak uyguladıktan sonraki takiplerinde implant yetmezliği geliştiğini ve bu hastalara revizyon cerrahilerinde medialden eklenen plak ile başarılı sonuçlara ulaştığını rapor etmiştir. Steinberg yaptığı çalışmanın sonucunda parçalı, osteoporotik ve distale yakın periprostetik femur kırıklarında da primer olarak çift plak uygulanmasını tavsiye etmiştir (97).

Sanders ve ark. interkondiler uzanımı olan AO/OTA 33C2 ve eklem ilişkili parçalı 33C3 tip suprakondiler kırığı olan 9 hastada lateral kondiler destek plağı ile fiksasyon uyguladıkları çalışmasında 3 hastada takiplerinde lateral plaktaki vidalarda gevşeme neticesinde medialden destek plağı uygulamıştır. Çift plak uygulamasından sonraki 24 aylık takibinde hastalarında implant yetmezliği görmemiştir (98).

Tank ve ark. 36 suprakondiler femur kırıklı hastalarına VA (variable angle) kilitli lateral distal femur plağı (Synthes, Paoli, PA) ile tespit uygulamıştır. Takiplerde 8 hastasında (22%) implant yetmezliği görmüştür. Yazar, AO/OTA 33C3 tip femur suprakondiler kırıklarında tespit materyali olarak VA lateral distal femur plağın kullanımını önermemiştir (99).

Total diz protezi yapılan hastalarda suprakondiler bölgede periprostetik kırıklar sıklıkla görülmektedir (100). Bu kırıkların tespitinde distal femurda var olan femoral komponent nedeniyle tek başına lateral plak uygulamasıyla yeterli tespit sağlayacak vida sayısına ulaşmak zor olmaktadır. Çiçek ve ark. Su tip 3 periprostetik femur kırığı olan 22 hastalık retrospektif çalışmasında, tespit için hem medial hem de lateral plak uygulamıştır. Yapılan çalışmada 20 hastada radyolojik kaynama ve klinik olarak başarılı sonuç alınmıştır. Bu çalışmada çift plak uygulamasıyla, redüksiyon kaybı ve implant yetmezliği oranlarının azalabileceği ve erken harekete başlanarak hastaların hayat kalitelerinin artacağı sonucuna varılmıştır (101). Literatürde periprostetik femur kırıklarına uygulanan

sadece lateral plak uygulanmasıyla, çift plak uygulamasının avantaj ve dezavantajlarını karşılaştıran herhangi bir çalışma bulunamamıştır.

Femur distal medial bölgesine uygun imal edilmiş herhangi bir plak çeşidi piyasada bulunmamaktadır. Yapılan çalışmalarda femur medialine konulan plaklar ise, diğer anatomik bölgeler için üretilmiş plaklar, direkt olarak ya da şekil verilerek bu bölgeye adapte edilmeye çalışılmıştır. Se- Ang Jang ve ark. klinik kullanımda olan başka anatomik bölgeler için yapılmış 6 farklı plağı yapay kemikler üzerinde distal femur medialine uygulayarak vidaların yönelimlerini, plakların kemik yüzey ile uyumlarını değerlendirmiştir. Kullanılan plakların bazıları diğerlerine göre diz ekleminden fazla proksimalde sonlanmış. Ekleme yakın yerleştirilenlerde ise vidaların femoral notch içine girdiği görülmüştür (102). Distal femur medial plağımızı tasarlarken işaret edilen bu zayıf noktalar çözümlenerek üretimi gerçekleştirildi. Plağımızın 3 boyutlu şekli bu anatomik bölgeye tam uygun hale getirildi. Plağımızın kondil üzerine oturan distal kısmı eklem seviyesine yeterince uzatıldı. Distal vidaların femoral notcha yöneltmemesi ve lateral plak vidalarıyla çakışmaması sağlanmaya çalışıldı.

Ürettiğimiz distal femur medial kilitli plak için yaptığımız yapay kemik kırık modeli üzerindeki biyomekanik çalışmada aksiyel kompresyon testi sonuçlarımız yorumlandığında, medial plak yer değiştirme oranları lateral ve çift plağa göre daha fazlaydı. Bununla birlikte standart olarak kullanılan lateral plağa ek olarak medial plak da kullanıldığı zaman, 600 N yük altında B grubunda ortalama yer değiştirme miktarı 3,21 mm iken C grubunda 2,49 mm bulunmuştur. Model yapı bütünlüğünün C grubunda B grubuna göre 23% oranında daha fazla korunduğu görülmektedir. Zhang ve ark. 16 adet kadavra femur kemiği üzerinde diz ekleminden 7 cm proksimalden 1 cm' lik kemik blok çıkararak biyomekanik çalışma gerçekleştirmiştir. Çalışmasında rastgele seçilen 8' er adet örnekten oluşan 2 grup oluşturmuştur. Birinci gruba femur lateralinden LCP, diğer gruba lateralinden LCP ve medialden DCP uygulanmıştır. Biyomekanik olarak kemiklere 600 N' da sonlandırılacak şekilde aksiyel kompresyon uygulanmıştır. Testin sonucunda 600 N' daki ortalama yer değiştirme lateral plak uygulanan grupta 3,17 mm, çift plak grubunda 1,46 mm ölçülmüştür. İki grup karşılaştırıldığında çift plak 53% oranında yapı bütünlüğünü koruduğu görülmüştür (103). Çalışmamızda ve Zhang ve ark. çalışmasında da lateral plağa ek olarak medial plak eklenerek çift plak yapıldığında bu kırıklarda stabilitenin arttığı görülmektedir. Bununla birlikte Zhang ve ark. stabilite artışını bize göre

yüksek bulmuştur. Bu çalışmada kullanılan test materyali kadavra kemiği olup, tarafımızca kullanılan ise yapay kemiktir. Biyomekanik testteki davranış cevaplarının aynı olması beklenmemelidir.

Çalışmamızın siklik aksiyel kompresyon testi sonuçları yorumlandığında A grubunda kemiğin 11000 siklуста kırıldığı görüldü. Diğer yandan B, C grubu ve osteotomi uygulamayan gruptaki kemiklerde herhangi bir kırılma görülmedi. C grubunda B grubunda göre total yer değiştirme 21% daha az görülürken, osteotomi uygulanmayan kemiğe göre 47% daha az yer değiştirme görülmüştür. Çift plak uygulaması ile kırığın stabilitesinin belirgin derecede artırdığı görülmüştür. Park ve ark. 18 adet yapay kemik üzerinde LCP ve Tomofix medial distal femur plağı (Tomofix-MDF1, DePuy- Synthes, Zuchwil, Switzerland) kullanarak biyomekanik çalışma gerçekleştirmiştir. Kemiklere diz eklem seviyesinden 6 cm proksimalden 2,5 cm kemik blok çıkaracak AO/OTA 33A3 kırık modeli taklit edilecek şekilde osteotomi uygulamıştır. Çalışmasının ilk 2 grubunu LCP' yi osteotomi hattının distalinde 4 vida kullanarak ve 6 vida kullanarak fikse etmiştir. Üçüncü grupta LCP'ye ek olarak Tomofix osteotomi plağı ile femur medialine destek uygulamıştır. Her gruptan bir örneğe 1000 N yük altında 3 Hz. 100.000 siklus yorulma testi uygulamış. Test sonucunda hiçbir grupta kırılma görmemiştir. Park ve ark. çalışmasındaki yer değiştirmeler ile ilgili yorum yapılmasa da örneklerde kırılma görülmemesi çalışmamıza benzerdir (104).

Yetmezlik testi sonuçlarımız incelendiğinde B grubunda A grubunda göre 6% oranında daha yüksek Newton değerlerinde yetmezlik geliştiği görülmüştür. Bu farklılık anlamlı değildi. C grubunda A grubunda göre 51%, B grubuna göre 49% oranında daha yüksek Newton değerlerinde yetmezlik geliştiği görülmüştür. Bu farklılık istatistiksel olarak anlamlıydı. Park ve ark. yaptığı çalışmanın yetmezlik testinde her gruptan 5'er adet örneğe, femur şaftından kestikten sonra femur kondilleri yukarı bakacak şekilde düzeneğe yerleştirip yetmezlik testi uygulamış. Test sonucunda çift plak uygulanan grupta, osteotomi hattının distaline 4 vida yerleştirilen lateral plak grubuna göre 33% oranında daha yüksek Newton değerlerinde yetmezlik geliştiği görülmüştür (104). Biz çalışmamızda insanın fizyolojik ayakta duruş pozisyonunu taklit etmek için yapay kemikleri 6 derece valgusta tarafımızca tasarlanan femur başı ve kondilleri sabit tutacak apartlarla destekleyerek testlerimizi gerçekleştirdik. Park ve ark. ise yaptığı çalışmada tüm femur kullanmamıştır ve

anatomik pozisyonu sağlamamıştır. İki çalışmanın sonuçlarında çift plak uygulaması ile stabilite arttığı görülmüştür.

Çalışmamızın kısıtlılıklarından birisi imkansızlıklar nedeniyle torsiyon testinin uygulanmamasıydı. Medial plak tasarımının düzenlemesinin ardından taze kadavra kemikleri üzerinde tekrar gerçekleştirilecek biyomekanik testin yapılmasını daha uygun bulmaktayız.

Distal femur medial bölgesine cerrahi girişim ile hasarlanabilecek önemli yapılar mevcuttur. Bu oluşumlar: MPFL, DGA (descending geniculate artery) ve dalları, MCL ve SMGA (superior medial geniculate artery)' dir. Bu bölgedeki arteriyel oluşumlara verilecek zarar sonrası medial kondil kanlanması bozulabilmektedir. Bu bölge ile anatomik kadavra çalışmalarının sayılarının artmasıyla güvenli medial plak uygulamaları yapılabilmektedir. Minimal invaziv teknikle dahi femur medialine plak osteosentezi uygulanmasıyla ilgili çalışmalar mevcuttur. Jiamton ve ark. rastgele seçilen 10 taze kadavranın 20 adet femurunda gerçekleştiği anatomik çalışmada, proksimal tibia lateral kilitli plağı femur medialine minimal invaziv şekilde uyguladıktan sonra femoral arterin anjiyografik olarak görüntülenmesini yapmıştır. Aynı bölgeyi geniş diseksiyonla açtıktan sonra anatomik oluşumlardan risk altında olan yapıları makroskobik olarak görüntülemiştir. Bu çalışmadan yola çıkarak belirlenen distal ve proksimal minimal invaziv cerrahi yaklaşımı belirtmişlerdir. Sonuçta femurun medial distal %60 lık bölgesi plak uygulaması için güvenli bölge olarak kabul etmişlerdir (105). Biz çalışmamızın kadavra diseksiyonu aşamasında Jiampton ve ark. belirttiği approach ile plak uygulamamızı gerçekleştirdik. Approach sırasında adduktor magnus tendonunun posterioruna ilerlenmediği için vasküler yapılara rastlanmadı. Diseksiyonda en çok zorlanılan kısım kadavranın 10 yıllık olması nedeniyle yumuşak dokularının yapışıklıklarına bağlı olarak MPFL sınırlarının kolaylıkla belirlenememesiydi. Taze kadavra üzerinde yapılacak diseksiyonda MPFL' in rahatlıkla ortaya çıkarılabileceğini ve altından plağın kolaylıkla yerleştirilebileceğini düşünmekteyiz.

Distal cilt insizyonunun uzunluğunun ne olacağı ile ilgili bölgenin damarsal yapısı göz önünde bulundurularak belirlenmelidir. Sirisreetreerux ve ark. çalışmada 11 taze kadavranın 22 ekstremitesinde diseksiyon gerçekleştirmiştir. Çalışmaya göre femur distal medial bölgesine gerçekleştirilecek olan bir MIPO yaklaşım için diz ekleminde 1 cm proksimalde adduktor tüberkülün 1 cm anteriorundan 5 cm uzunluğunda longitudinal

insizyon yapılabileceğini belirtilmiştir. Bu şekilde DGA' nın vastus medialis dalı korunabileceğini bildirilmiştir. Adduktor tüberkülün 1 cm anteriorunda vastus medialis split kesilerek ilerlendiğinde osteoartiküler dalının zedelenmesinden kaçınılmış olacağı öngörülmüştür (106).

Çalışmamızda kullandığımız medial plak uzunluğu lateral plak uzunluğuna denk tutulmuştur. Daha uzun veya daha kısa tutulmasının nasıl bir etki yaratacağını tespit edebilmek için biyomekanik çalışma yapılmasını önermekteyiz.

Üretimini gerçekleştirdiğimiz ve biyomekanik teste tabi tuttuğumuz distal femur medial plağın biyomekanik test sonuçlarına bakılarak tek başına kullanılmasını önermemekteyiz. Osteoporotik ve AO/OTA 33A3 tip parçalı femur suprakondiler kırıklarında lateral kondil plağına ek olarak medial plağın kullanılmasının biyomekanik olarak stabiliteyi belirgin oranda arttırdığını ortaya koyduk.

6. SONUÇ

Suprakondiler femur kırıklarında standart uygulama olan distal lateral femur plağının özellikle yaşlı ve osteoporotik hastalarda çoğu zaman yetersiz kaldığı ve bunun sonucunda kaynamama neticesinde implant yetmezliği görülmektedir. Bu hastalarda yaşı ve ek hastalıkları, kardiyak problemlerinin olması nedeniyle ikinci bir cerrahi riskli olmaktadır. Bu nedenle tek operasyonla aynı seansta hem medial hem de lateral plak uygulamasının hastaya çok daha faydalı olduğunu düşünmekteyiz. Klinik pratikte halihazırda kullanılmakta olan ve kondile fazla sayıda vida gönderilebilecek anatomik medial kondil plağı bulunmaması dolayısıyla tarafımızca böyle bir plağı tasarlamaya karar verilmiş ve prototip üretimi gerçekleştirilmiştir.

Üretilen plağın gerçekleştirilen biyomekanik testleri sonucunda ikili plak grubunda tek plak ile karşılaştırıldığında anlamlı sonuç çıkmıştır. Yetmezlik testlerinde de ikili plak grubunun tek başına lateral plak grubuyla kıyaslandığında belirgin olarak yüksek Newton değerlerinde yetmezliğe gittiği ve kırık hattında etkili şekilde stabilite sağladığı görülmüştür. Bu bulgular göz önüne alındığında hipotezimizin doğrulandığını görmekteyiz. Plağın biyomekanik testleri yapay kemikler üzerinde gerçekleştirildiği için taze kadavra kemiğiyle yapılan biyomekanik testlerle tekrarlanmasının faydalı olacağını düşünmekteyiz. Klinik uygulamada rutin olarak bu plağın kullanılması için tasarım ve uygulama tekniklerinin geliştirilmesinin gerekli olduğu kanaatindeyiz.

7. KAYNAKLAR

1. Hirota R, Emori M, Ito T, Watanabe K, Hirano A, Kamiya T, et al. Pseudoaneurysm of the superficial femoral artery after retrograde intramedullary nailing for a supracondylar femoral fracture. *Ann R Coll Surg Engl*. 2014;96(7):e1–3.
2. Muller ME, Algower M, Schineider R WH. manual of internal fixation. In 1979.
3. Perren SM. Evolution of the internal fixation of long bone fractures. *J Bone Jt Surg - Ser B*. 2002;84(8):1093–110.
4. Muratlı Hasan Hilmi, Can Murat BA. kırık tespitinde güncel yaklaşım İnternal Atelleme.pdf. 2003.
5. Rozbruch SR, Müller U, Gautier E, Ganz R. The evolution of femoral shaft plating technique. *Clin Orthop Relat Res*. 1998;(354):195–208.
6. Llinas A, McKellop HA, Marshall GJ, Sharpe F, Lu B, Kirchen M, et al. Healing and remodeling of articular incongruities in a rabbit fracture model. *J Bone Jt Surg - Ser A*. 1993;75(10):1508–23.
7. Immobilization OF, Skeletal IN. The of Surgery and Joint and in the Treatment. 1973;
8. Shahcheraghi G. Hossain, FRCSC DR. Supracondylar fracture of the femur closed or open reduction.pdf. 1993.
9. Moore Thomas J., Watson Timothy GSA et all. Complications of supracondylar femur fractures.pdf. 1987.
10. Egund N, Kolmert L. Deformities, gonarthrosis and function after distal femoral fractures. *Acta Orthop*. 1982;53(6):963–74.
11. Borgen Daniel SBL. Treatment of distal femoral fractures with early weight-bearing. A preliminary report.pdf. 1975.
12. Wiss DA MM. Supracondylar fractures of the femur. *Orthopedics*. 1985;(Jul;8(7)):921–6.
13. Giles JB, DeLee JC, Heckman JD, Keever JE. Supracondylar-intercondylar fractures of the femur treated with a supracondylar plate and lag screw. *J Bone Jt Surg - Ser A*. 1982;64(6):864–70.
14. Acker J M charles. Treatment of fractures of the femur with the Grosse-Kempf rod. *Orthopedics*. 1985;(Nov;8(11)):1393–401.

15. Linn MS, Indresano AA, Schwartz A. Popliteal artery pseudoaneurysm: an unusual complication of tibial traction. *Am J Orthop* (Belle Mead NJ). 2015;44(5):E156–9.
16. H H. Eine neue Methode der Fixierung der Fragmente bei complicierten Fracturen. In *Verein Deutsches Gesellschaft fur Chirurgie*; 1886. p. 134–7.
17. Lane WA. some remarks on the treatment of fractures. In 1895. p. 861–3.
18. STEINBACH LW. on the Use of Fixation Plates in the Treatment of Fractures of the Leg. Vol. 31, *Annals of Surgery*. 1900. p. 436–42.
19. Gardner Michael J. SJA. Minimally Invasive Orthopaedic Trauma. In 2013. p. 3.
20. Kinnaert P. History of the ISS/SIC: Robert Danis, a true general surgeon. *World J Surg*. 2002;26(10):1202–5.
21. Müller ME, Allgöwer M WH. Technik der operativen frakturenbehandlung. In: Berlin: Springer. 1963. p. 223–31.
22. Bagby GW, Janes JM. The effect of compression on the rate of fracture healing using a special plate. *Am J Surg*. 1958;95(5):761–71.
23. Allgower M, Perren S, Matter P. a New Plate for Internal Fixation the Dynamic C O M P R E S S I O N Plate (Dcp). *Inj Br J Accid Surg*. 1970;(July):40–7.
24. 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(6):304–10.
25. Jain R, Podworny N, Hupel TM, Weinberg J SE. Influence of plate design on cortical bone perfusion and fracture healing in canine segmental tibial fractures. *J orthop trauma*. 1999;(13):178–86.
26. Miclau T. RA. Miclau 1995, A Mechanical Comparison of the DCP, LC-DCP, and Point Contact Fixator.pdf.
27. Perren, S., Buchanan JS. Basic concepts relevant to the design and development of the Point Contact Fixator (PC-Fix). *Injury*. 1995;26:SB1–4.
28. Uhthoff HK, Boisvert D, Finnegan M. Cortical porosis under plates. Reaction to unloading or to necrosis? *J Bone Jt Surg - Ser A*. 1994;76(10):1507–12.
29. Arens S, Kraft C, Schlegel U, Printzen G, Perren SM, Hansis M. Susceptibility to local infection in biological internal fixation. Experimental study of open vs minimally invasive plate osteosynthesis in rabbits. *Arch Orthop Trauma Surg*. 1999;119(1–2):82–5.

30. Babst R., Hehli M. RP. LISS-Traktor Combination of the less invasive stabilization system with the AO distractor for distal femur and proximal tibial fractures. 2001;530–5.
31. Schütz M, Südkamp NP. Revolution in plate osteosynthesis: New internal fixator systems. *J Orthop Sci.* 2003;8(2):252–8.
32. Curtis R, Goldhahn J, Schwyn R, Regazzoni P, Suhm N. Fixation principles in metaphyseal bone - A patent based review. *Osteoporos Int.* 2005;16(SUPPL. 2):54–64.
33. Bartoniček J. Early history of operative treatment of fractures. *Arch Orthop Trauma Surg.* 2010;130(11):1385–96.
34. Seligson D. History of Intramedullary Nailing. 2015;3–12.
35. O. K. Femur anatomisi. In: İstanbul, Filiz Kitabevi; 1983. p. 76–9.
36. FH. N. Musculoskeletal system,. In: Volume 8,. CIBA Geigy Corporation; 1989. p. 76–97.
37. KL. M. The lower limb. In: KL M, editor. Clinically oriented anatomy. vol 3. Baltimore: Williams & Wilkins; 1992. p. 373–500.
38. Henry G. Anatomy of The Human Body. In: H. LW, editor. Twentieth. Baltimore; 1918. p. 470–80.
39. Dissanayake R, Spelman C, Balasubramaniam U, McPherson R, Martin T, Buckenham T. Perforating arteries of the thigh: An anatomical and radiological study. *J Med Imaging Radiat Oncol.* 2016;60(2):199–205.
40. Laing P. Gowans. The blood supply of the femoral shaft. *Surgery.*
41. Mehta V, Finn HA. Femoral artery and vein injury after cerclage wiring of the femur: A case report. *J Arthroplasty.* 2005;20(6):811–4.
42. Merican AM, Amis AA. Anatomy of the lateral retinaculum of the knee. *J Bone Jt Surg - Ser B.* 2008;90(4):527–34.
43. Starok M, Lenchik L, Trudeli D. Normal Patellar Retinaculum. *AJR* 1997;(June):1493–9
44. Starok M, Lenchik L, Trudeli D. and Transversely. *Imaging.* 1997;(June):1493–9.
45. Papagiannopoulos G, Clement DA. Treatment of fractures of the distal third of the femur. A prospective trial of the Derby intramedullary nail. *J Bone Jt Surg - Ser B.* 1987;69(1):67–70.

46. Marks David, Isbister Eric PK. Femoral Patients Nailing for in Elderly or Infirm Fractures. :596–601.
47. Martinet O, Cordey J, Harder Y, Maier A, Bühler M, Barraud GE. The epidemiology of fractures of the distal femur. *Injury*. 2000;31(SUPPL.3).
48. Coon MS BB. Distal Femur Fractures. StatPearls Treasure Island (FL): StatPearls Publishing; 2020. Jan-. 2019 Nov 17.
49. Neer Charles, Grantham Ashby SM. Supracondylar Fracture of the Adult Femur. *Bone Jt Surg*. 1967;49(4):591–613.
50. SEINSHEIMER FRANK. Fractures of the Distal Femur. In: 153rd ed. *Clinical Orthopaedics and Related Research*; 1980. p. 169–79.
51. Gerónimo D, López AM. Classification. Vol. 0, *SpringerBriefs in Computer Science*. 2014. 23–71 p.
52. Rorabeck CH, Taylor JW. Classification of periprosthetic fractures complicating total knee arthroplasty. *Orthop Clin North Am*. 1999;30(2):209–14.
53. Schatzker J. 7 Supracondylar Fractures of the Femur (33-A, B, and C) 17.1 Introduction. :409–39
54. Gangavalli AK, Nwachuku CO. Management of Distal Femur Fractures in Adults. An Overview of Options. *Orthop Clin North Am*. 2016;47(1):85–96.
55. MOONEY V, NICKEL VL, HARVEY JP, SNELSON R. Cast-Brace Treatment for Fractures of the Distal Part of the Femur. *J Bone Jt Surg*. 1970;52(8):1563–78.
56. Stover M. Distal femoral fractures: Current treatment, results and problems. 2001;32.
57. Arazi M, Memik R, Ögün TC, Yel M. Ilizarov external fixation for severely comminuted supracondylar and intercondylar fractures of the distal femur. *J Bone Jt Surg - Ser B*. 2001;83(5):663–7.
58. Necmioglu S, Subasi M, Kayikci C. Minimally invasive plate osteosynthesis in the treatment of femur fractures due to gunshot injuries. 2005;
59. Krettek C, Miillerz M, Miclaus T, Francisco S, Francisco S, Hospital G, et al. Evolution of Minimally Invasive Plate Osteosynthesis (MIPO) in the femur. 2001;32.
60. Jazrawi LM, Kummer FJ, Simon JA, Bai B, Hunt SA, Egol KA, et al. New technique for treatment of unstable distal femur fractures by locked double-plating: Case report and biomechanical evaluation. *J Trauma - Inj Infect Crit Care*.

2000;48(1):87–92.

61. Koval KJ, Hoehl JJ, Kummer FJ, Simon JA. Distal femoral fixation: A biomechanical comparison of the standard condylar buttress plate, a locked buttress plate, and the 95-degree blade plate. *J Orthop Trauma*. 1997;11(7):521–4.
62. Schatzker J, Mahomed N, Schiffman K KJ. Dynamic condylar screw: a new device. 1989.
63. Şahin EK, İmerci A, Kınık H, Karapınar L, Canbek U, Savran A. Comparison of proximal femoral nail antirotation (PFNA) with AO dynamic condylar screws (DCS) for the treatment for unstable peritrochanteric femoral fractures. *Eur J Orthop Surg Traumatol*. 2014;24(3):347–52.
64. Marti A, Fankhauser C, Frenk A, Cordey J, Gasser B. Biomechanical evaluation of the less invasive stabilization system for the internal fixation of distal femur fractures. *J Orthop Trauma*. 2001;15(7):482–7.
65. Andrews J, Harrelson G WK. Physical Rehabilitation of the Injured Athlete. In: Fourth Edi. 1998. p. 330–404.
66. Karkos CD, Koudounas G, Giagtzidis IT, Mitka MA, Pliatsios I, Papazoglou KO. Traumatic Knee Dislocation and Popliteal Artery Injury: A Case Series. *Ann Vasc Surg* [Internet]. 2018;50:298.e13-298.e16
67. Sha, Gupta SK, Assistant F, Howe AS, Kaye JA, Jick H, et al. Lower Limb Trauma Cast Application for Common Fractures [Internet]. Vol. 7, BMC Public Health. 2013. 656 p
68. Wu C, Shih C. Orthopaedic dTrauma Surgery Comparisons between plating and Grosse-Kempf interlocking nailing techniques. 1992;232–6.
69. Yang 1990, Supracondylar fractures of the femur.pdf.
70. Y.C. F. Biomechanics: Mechanical Properties of Living Tissues. In: First. Berlin: Springer-Verlag Company; 1965.
71. Littell JD, Ruggeri CR, Goldberg RK, Roberts GD, Arnold WA, Binienda WK. Measurement of epoxy resin tension, compression, and shear stress-strain curves over a wide range of strain rates using small test specimens. *J Aerosp Eng*. 2008;21(3):162–73.
72. E. AA. Advanced Mechanics of Materials and Applied Elasticity. In: First Edit. Boca Raton; 2006.

73. Beer F, Johnston E R DJT. MECHANICS OF MATERIALS. In: Third Edit. New York: Tata Mc Graw-Hill Companies; 2004. p. 47–121.
74. M GJ. MECHANICS OF MATERIALS. In: Sixth Edit. Belmont CA 94002 USA: Bill Stenquist; 2004. p. 1–23.
75. M GJ. MECHANICS OF MATERIALS. In: Sixth Edit. Belmont CA 94002 USA: Bill Stenquist; 2004. p. 23–8.
76. Nazemi SM, Amini M, Kontulainen SA, Milner JS et al. Optimizing finite element predictions of local subchondral bone structural stiffness using neural network-derived density-modulus relationships for proximal tibial subchondral cortical and trabecular bone. Clin Biomech 2017;41:1–8
77. Paley D. Planning Mechanical Axis. 2002;
78. Kattimani R. Component Alignment in Total knee Replacement. Orthop Rheumatol Open Access J. 2018;11(3):3–6.
79. Çakmak M, Özkan K. Alt Ekstremité Deformite Analizi (I). 2005;(I):1–2.
80. Luo CF. Reference axes for reconstruction of the knee. Knee. 2004;11(4):251–7.
81. Papini M, Zdero R, Schemitsch EH, Zalzal P. The biomechanics of human femurs in axial and torsional loading: Comparison of finite element analysis, human cadaveric femurs, and synthetic femurs. J Biomech Eng. 2007;129(1):12–9.
82. Brekelmans WAM, Poort HW, Slooff TJH. A new method to analyse the mechanical behaviour of skeletal parts. Acta Orthop. 1972;43(5):301–17.
83. V. HPA. Software Reuse and Reverse Engineering in Practice. In London, England: Chapman & Hall; 1992. p. 283–305.
84. Oh JK, Sahu D, Ahn YH, Lee SJ, Tsutsumi S, Hwang JH, et al. Effect of fracture gap on stability of compression plate fixation: A finite element study. J Orthop Res. 2010;28(4):462–7.
85. Cegoñino J, Aznar JMG, Doblaré M, Palanca D et al. A comparative analysis of different treatments for distal femur fractures using the finite element method. Comput Methods Biomech Biomed Engin. 2004;7(5):245–56.
86. Reeve L, Baldrick P. Biocompatibility assessments for medical devices—evolving regulatory considerations. Expert Rev Med Devices [Internet]. 2017;14(2):161–7
87. Barfeie A, Wilson J, Rees J. Implant surface characteristics and their effect on osseointegration. Br Dent J. 2015;218(5).

88. Saini M. Implant biomaterials: A comprehensive review. *World J Clin Cases*. 2015;3(1):52.
89. Roberts TT, Haines CM, Uhl RL. Allergic or Hypersensitivity Reactions to Orthopaedic Implants. *J Am Acad Orthop Surg*. 2017;25(10):693–702.
90. Walsh ML, Smith VH, King CM. Type 1 and type IV hypersensitivity to nickel. *Australas J Dermatol*. 2010;51(4):285–6.
91. Birur, NPraveen; Patrick, Sanjana; Gurushanth, Keerthi; Raghavan, AShubhasini; Gurudath S. Comparison of gray values of cone-beam computed tomography with hounsfield units of multislice computed tomography: An in vitro study. *Indian J Dent Res*. 2017;28(1):66–70.
92. Li H, Wang J. An experimental study of abrasive waterjet machining of Ti-6Al-4V. *Int J Adv Manuf Technol*. 2015;81(1–4):361–9.
93. Satapathy PK, Sahoo B, Panda LN, Das S. Finite element analysis of functionally graded bone plate at femur bone fracture site. *IOP Conf Ser Mater Sci Eng*. 2018;330(1).
94. Goffin JM, Pankaj P, Simpson AH. The importance of lag screw position for the stabilization of trochanteric fractures with a sliding hip screw: A subject-specific finite element study. *J Orthop Res*. 2013;31(4):596–600.
95. Heiney JP, Barnett MD, Vrabec GA, Schoenfeld AJ et al. Distal femoral fixation: A biomechanical comparison of trigen retrograde intramedullary (I.M.) nail, dynamic condylar screw (DCS), and locking compression plate (LCP) condylar plate. *J Trauma - Inj Infect Crit Care*. 2009;66(2):443–9.
96. Liang B, Ding Z, Shen J, Zhai Wet al. A distal femoral supra-condylar plate: Biomechanical comparison with condylar plate and first clinical application for treatment of supracondylar fracture. *Int Orthop*. 2012;36(8):1673–9.
97. Steinberg EL, Elis J, Steinberg Y, Salai M, Ben-Tov T. A double-plating approach to distal femur fracture: A clinical study. *Injury* 2017;48(10):2260–5
98. Sanders R, Swiontkowski M, Rosen H, Helfet D. Double-plating of comminuted, unstable fractures of the distal part of the femur. *J Bone Jt Surg - Ser A*. 1991;73(3):341–6.
99. Tank JC, Schneider PS, Davis E, Galpin M, Prasarn ML, Choo AM, et al. Early mechanical failures of the synthes variable angle locking distal femur plate. *J*

- Orthop Trauma. 2016;30(1):e7–11.
100. Tyler Welch, Richard Iorio, Andrew J Marcantonio MSHK et all. Incidence of Distal Femoral Periprosthetic Fractures after Total Knee Arthroplasty. Bull Hosp Jt Dis. 2013;Nov(74(4)):287–92.
 101. Çiçek H, Tuhanoğlu Ü, Oğur HU, Seyfettinoğlu F, Bozkurt M. An alternative treatment for osteoporotic Su Type III periprosthetic supracondylar femur fractures: Double locking plate fixation. Acta Orthop Traumatol Turc. 2018;52(2):92–6.
 102. Jang S-A, Byun Y-S, Han I-H, Shin D. Medial Plating of Distal Femoral Fracture with Locking Compression Plate-Proximal Lateral Tibia: Cases' Report. J Korean Fract Soc. 2016;29(3):206.
 103. Zhang J, Wei Y, Yin W, Shen Y, Cao S. Biomechanical and clinical comparison of single lateral plate and double plating of comminuted supracondylar femoral fractures. Acta Orthop Belg. 2018;84(2):141–8.
 104. Park KH, Oh CW, Park IH, Kim JW, Lee JH, Kim HJ. Additional fixation of medial plate over the unstable lateral locked plating of distal femur fractures: A biomechanical study. Injury 2019;50(10):1593–8
 105. Jiamton C, Apivatthakakul T. The safety and feasibility of minimally invasive plate osteosynthesis (MIPO) on the medial side of the femur : A cadaveric injection study. Injury 2015;16–8
 106. Sirisreetreerux N, Shafiq B, Osgood GM, Hasenboehler EA. Medial Knee Approach: An Anatomical Study of Minimally Invasive Plate Osteosynthesis in Medial Femoral Condylar Fracture. J Orthop Trauma. 2016;30(11):e357–61.

8. EKLER

Ek 1: Etik Kurul Onayı



SAYI : 33479383/46
KONU : Toplantı Kararı

T.C.
ZONGULDAK BÜLENT ECEVİT ÜNİVERSİTESİ
Klinik Araştırmalar Etik Kurul Başkanlığı

21/10/2019

Sayın, Prof. Dr. Selçuk KESER
ZBEÜ Tıp Fakültesi Ortopedi ve Travmatoloji
Anabilim Dalı Öğretim Üyesi

Bülent Ecevit Üniversitesi Klinik Araştırmalar Etik Kurul Başkanlığı'nın 16/10/2019 tarihinde yapmış olduğu toplantıda çalışmanızla ilgili almış olduğu karar ekte sunulmuştur.
Bilgilerinizi ve gereğini rica ederim.

Prof. Dr. Günnur ÖZBAKİŞ DENGİZ
Klinik Araştırmalar Etik Kurul Başkanı

Ek: Karar 1 adet



T.C.
ZONGULDAK BÜLENT ECEVİT ÜNİVERSİTESİ
Klinik Araştırmalar Etik Kurul Başkanlığı

TOPLANTI TARİHİ : 16/10/2019
TOPLANTI NO : 2019/16

KARARLAR :

- 4- Tıp Fakültesi Ortopedi ve Travmatoloji Anabilim Dalı Başkanlığı'nın 2019-170-16/10 Protokol no'lu "Femur Medial Kondil Plağı Tasarımı ve Biyomekanik Değerlendirilmesi" konulu çalışmasının Etik Kurul İlkelerine uygun olduğuna,

Oy birliği ile karar verilmiştir.

A S L I G İ B İ D İ R

Prof. Dr. Günnur ÖZBAKİŞ DENGİZ
Klinik Araştırmalar Etik Kurul Başkanı