

T.C.
KOCAELİ ÜNİVERSİTESİ
TIP FAKÜLTESİ

**FEMUR DİSTAL DİYAFİZ KIRIKLARINDA MEDİAL VE LATERAL
KENARDAN UYGULANAN PLAK-VİDA TESPİT YÖNTEMLERİNİN
BİYOMEKANİK OLARAK KARŞILAŞTIRILMASI: DENEYSEL ÇALIŞMA**

UZMANLIK TEZİ

Dr. Fırat AL

ORTOPEDİ VE TRAVMATOLOJİ ANABİLİM DALI

KOCAELİ-2011

T.C.
KOCAELİ ÜNİVERSİTESİ
TIP FAKÜLTESİ

**FEMUR DİSTAL DİYAFİZ KIRIKLARINDA MEDİAL VE LATERAL
KENARDAN UYGULANAN PLAK-VİDA TESPİT YÖNTEMLERİNİN
BİYOMEKANİK OLARAK KARŞILAŞTIRILMASI: DENEYSEL ÇALIŞMA**

UZMANLIK TEZİ

Dr. Fırat AL

ORTOPEDİ VE TRAVMATOLOJİ ANABİLİM DALI

Tez Danışmanı Öğretim Üyesi: Yrd. Doç. Dr. Bilgehan TOSUN

Ana Bilim Dalı Başkanı: Prof. Dr. Ahmet Yılmaz ŞARLAK

Proje No: 2010/32

KOCAELİ-2011

İÇİNDEKİLER	I
KISALTMALAR	II
TABLolar	III
GRAFİKLER	IV
ŞEKİLLER	V
1-AMAÇ VE KAPSAM	1
2-GENEL BİLGİLER	3
2.1 Femur Anatomisi	4
2.2 Femur Biyomekaniğinin Değerlendirilmesi	6
2.2.1 Femurun Yapısı	6
2.2.2 Femura Binen Yük	6
2.2.3 Kemiğın Mekanik Özellikleri	7
2.2.4 Femur Stres Analizi	7
2.2.5 Alt Ekstremitte Eksenleri	11
2.2.6 Kırık Biyomekaniği	13
2.3 Femur Cisim Kırıkları	13
2.3.1 Giriş	13
2.3.2 Patolojik Anatomi	15
2.3.3 Tanı	16
2.3.4 Sınıflandırma	17
2.3.5 Tedavi	22
2.3.6 Komplikasyonlar	30
3-GEREÇ VE YÖNTEM	35
4-SONUÇLAR	44
5-TARTIŞMA	52
6-ÖZET	59
7-SUMMARY	60
8-KAYNAKLAR	61

KISALTMALAR

ARİT: Açık redüksiyon ve internal tespit

İMÇ: İntramedüller çivileme

ASY: Ateşli silah yaralanması

KİMÇ: Kilitli İntramedüller çivileme

EF: Eksternal fiksator

GAS: Gustilo-Anderson sınıflandırması

EMG: Elektromiyografi

mLDFA: Mekanik lateral distal femoral aç

aMPTA: Anatomik medial proksimal tibial aç

EÇKA: Eklem çizgisi konverjans açısı

WHS: Winquist-Hansen sınıflandırması

TGS: Tscherne ve Gotzen sınıflandırması

AO/OTA: Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen / Orthopaedic Trauma Association grubu

DKP: Dinamik kompresyon plağı

DT-DKP: Düşük temaslı dinamik kompresyon plağı

NT-Fiks: Noktasal temaslı fiksator

DR: Dış rotasyon

İR: İç rotasyon

NS: Numune sayısı

SS: Standart sapma

SHO: Standart hata ortalaması

M: Muskulus

ARDS: Akut Respiratuar Distres Sendromu

TABLolar

Tablo 1: Trapezium X programı yardımıyla kaydedilen L3-15 numaralı örneğe ait veriler	39
Tablo 2: Aksiyel yüklenme sonucu oluşan yeni kırık lokalizasyonları için tanımlanan bölgesel sınıflama tablosu	42
Tablo 3: Grupların dağılım sıklığını gösteren tablo	44
Tablo 4: İmplant yetmezliğini (plak bükülmesini) gösteren sıklık tablosu	44
Tablo 5: Kırık hattı sayılarına göre örneklerin sıklık tablosu	45
Tablo 6: Yeni oluşan kırık hattı lokalizasyonlarına göre oluşturulan grupların sıklık tablosu	45
Tablo 7: Yeni oluşan ilk ve ikinci kırık noktaları için tanımlayıcı istatistiksel değerlendirme	45
Tablo 8: M15 ve L15 gruplarında, ilk ve ikinci kırık noktaları için uygulanan t-test sonuçları.	46
Tablo 9: M18 ve L18 gruplarında, ilk ve ikinci kırık noktaları için uygulanan t-test sonuçları.	46
Tablo 10: İlk oluşan kırık hattında, gözlenen kırık konfigürasyonlarının sıklık tablosu	47
Tablo 11: İkinci oluşan kırık hattında, gözlenen kırık konfigürasyonlarının sıklık tablosu	47
Tablo 12: İlk ve maksimum kuvvet değerleri için tanımlayıcı istatistiksel değerlendirme	47
Tablo 13: M15 ve L15 gruplarında, ilk ve maksimum kuvvet değerleri için uygulanan t-test sonuçları.	48
Tablo 14: M18 ve L18 gruplarında, ilk ve maksimum kuvvet değerleri için uygulanan t-test sonuçları.	48
Tablo 15: Tüm modeller için ölçülen ilk ve maksimum kuvvet değerleri	49
Tablo 16: M15 ve L15 gruplarında, plak bükülmesi açısından oluşturulan çapraz tablo	50
Tablo 17: M18 ve L18 gruplarında, plak bükülmesi açısından oluşturulan çapraz tablo	51

GRAFİKLER

Grafik 1: L3-15 numaralı makete ait kuvvet (N) – Deformasyon (mm) grafiği	40
Grafik 2: Femur modellerinin gruplara göre dağılımı	44

ŞEKİLLER

Şekil 1: Femurun önden ve arkadan görünümü	4
Şekil 2: Uyluk kan dolaşımı A) Önden görünüm B) Arkadan görünüm	5
Şekil 3: Femur cisminin kanlanması	6
Şekil 4: Alt ekstremitte anatomik ve mekanik eksenleri	12
Şekil 5: Koronal planda alt ekstremitte dizilimi	12
Şekil 6: Uygulanan kuvvetin karakterine göre oluşan kırık tipleri	13
Şekil 7: Farklı seviyelerdeki kırıklarda etkiyen kas kuvvetlerine bağlı gelişen tipik deformiteler. A) Proksimal bölge B) Orta bölge C) Distal bölge	16
Şekil 8: Winqvist-Hansen Sınıflandırması	18
Şekil 9: Tscherne ve Gotzen Sınıflandırması	20
Şekil 10: AO/OTA sınıflandırmasında kemiklerin kodlanması	20
Şekil 11: AO/OTA sınıflandırmasında uzun kemikler için kullanılan bölgesel kodlama	21
Şekil 12: Femur cisim kırıklarında kullanılan AO sınıflandırması (alt gruplar)	21
Şekil 13: İmplantların yük aktarım modelleri	25
Şekil 14: Lane plağı	26
Şekil 15: Lambotte plağı	26
Şekil 16: Danis plağı (coaptur)	27
Şekil 17: Bagby ve Janes'in tasarladığı plak	27
Şekil 18: Muller'in tasarladığı plak	27
Şekil 19: Dinamik kompresyon plağı	28
Şekil 20: Noktasal temaslı fiksator	29
Şekil 21: Bükülme momentinin implantlar arasında gösterdiği değişkenlik	32
Şekil 22: Femur cisminde oluşturulan transvers kırık modeline, plak-vida uygulama tekniği.	36
Şekil 23: Shimadzu Autograph AG-X basma-çekme test cihazı ve verilerin kaydedilmesini sağlayan Trapezium-X programı	37
Şekil 24: Shimadzu AG-X basma-çekme test cihazı için hazırlanan bağlantı aparatları	38

- Şekil 25:** Yeni oluşan kırık konfigürasyonlarını gösteren bazı örnekler. **41**
Üst resim: tüm kemik görüntüsü; **Alt resim:** kırık hattının yakından görüntüsü
- Şekil 26:** Aksiyel yüklenme sonucu oluşan yeni kırık lokalizasyonları için tanımlanan bölgeler **42**

1-AMAÇ VE KAPSAM

Femur vücudtaki en uzun kemik olup, vücut ağırlığının büyük kısmının taşınmasında görev alır. Bu önemli görevinden dolayı, çeşitli travmalarla oluşan ve ortopedi pratiğinde önemli bir yer kaplayan femur kırıkları, uygun tedavi edilmediklerinde ciddi morbiditeler gelişmektedir.(1)

Femuru çevreleyen kalın kas tabakaları nedeniyle, ateşli silah yaralanmaları gibi penetran yaralanmalar haricinde, kırıklar genellikle kapalı kırık şeklinde görülür.(2)

Tedavide amaç; ekstremitenin anatomik bütünlüğünü sağlayarak, hastaya erken dönemde hareket kazandırmaktır. Femur kırıklarının tedavisinde kullanılan yöntemler; konservatif ve cerrahi yöntemler olarak ikiye ayrılmaktadır. Konservatif tedavide; traksiyon, alçı, breys tedavisi kullanılmaktadır. Konservatif tedavide gözlenen uzun süreli yatağa bağımlılık, eklem sertlikleri, açısız ve rotasyonel deformitelerin oluşma riski nedeniyle; cerrahi tedavi, konservatif tedaviye oranla daha çok tercih edilir. Kırığın tipi, parçalanmanın derecesi, hastanın yaşı ve sosyoekonomik durumu tedaviye yön verir.(1)

Açık redüksiyon ve internal tespit (ARİT) yöntemleri, kemik anatomisinin kusursuz düzeltilmesi ve erken harekete izin vermesinden dolayı; 1950'li yılların sonlarından itibaren, femur cisim kırıklarında, konservatif tedaviye oranla daha çok tercih edilmeye başlanmıştır.(3,4,5,6,)

Bu yaklaşımda geniş diseksiyona ihtiyaç duyulması ve buna bağlı doku canlılığının yitilmesi sonucu; kaynamama ve enfeksiyon risklerinin arttığı gözlenmiştir. Günümüzde intramedüller çivileme (İMÇ) yöntemleri, femur cisim kırıklarının standart tedavisi haline gelmiştir. (7,8)

İMÇ yöntemlerinin kullanılmasının uygun olmadığı durumlarda, plak-vida tespit yöntemleri kullanılmaktadır. Çoklu travma hastaları, aynı taraflı femur boyun ve cisim kırığı olan olgular, femur proksimal ve distal uç kırıkları, çocuk femur cisim kırıkları, dar medüller kanala sahip femur kırıkları ve damar yaralanmasının eşlik ettiği femur kırıklarında plak-vida tespit yöntemleri tercih edilmektedir. (9,10,11)

Femur gibi eksantrik olarak yük binen bir kemikte tensil ve kompresif yüzler mevcuttur. Kırık yüzlerinin teması ve kompresif etki ortaya çıkması için, tensil yüzden uygulanan plak-vida tespit yöntemi ile tensil yüzdeki yüklerin nötralize

edilmesi gerekmektedir. Bu yüzden femur diyafiz kırıklarında plak uygulaması, kemiğin konveks tarafı olan lateralinden yapılmaktadır. (12,13)

Literatürde suprakondiler bölgede oluşturulan osteotomi modellerinde uygulanan plak ve vida tespit yöntemlerinin biyomekanik açıdan karşılaştırılması için çeşitli çalışmalar (14,15,16) mevcut olmakla birlikte, femur diyafiz kırıklarında buna benzer bir çalışmaya rastlanmamaktadır.

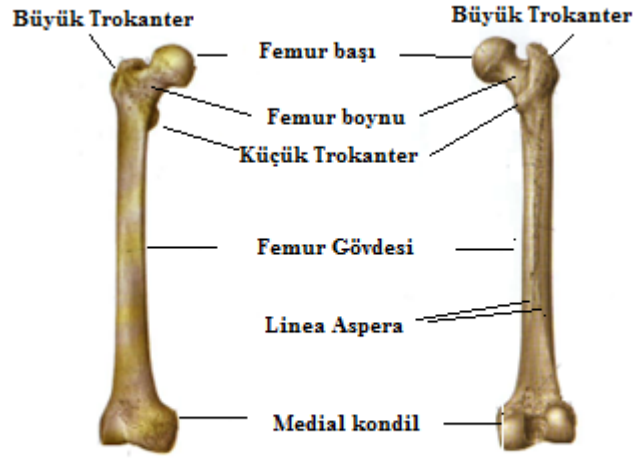
Sadece medial yüzden uygulanan plak-vida tespit yönteminin, vücudun aksiyel yüklenme kuvveti altında; izole lateral plak-vida tespit yöntemiyle yaklaşık olarak benzer” biyomekanik özelliklere sahip olabileceğini düşünmekteyiz. Bu amaçla; medial yaklaşımla damar tamiri uygulanacak olgularda, eşlik eden femur distal diyafiz kırığının tespitinde kullanılabileceğini düşündüğümüz medial plak-vida tespit yöntemiyle, standart uygulanan lateral plak-vida tespit yöntemi biyomekanik açıdan karşılaştırılmıştır. Çalışmamızda, sentetik femur maketlerinin distal diyafizer bölgesinde transvers kırık modelleri oluşturulmuştur. Modellerin her birine, sadece medialden veya sadece lateralden plak -vida tespit yöntemi uygulanarak eş gruplar oluşturulmuş ve aksiyel yüklenmeye maruz bırakılarak biyomekanik açıdan karşılaştırılmıştır.

2-GENEL BİLGİLER

2.1 FEMUR ANATOMİSİ

2.1.1 Kemik Yapı:

Femur vücuttaki en uzun ve en kalın kemiktir. Uzunluğu vücut uzunluğunun dörtte biri kadardır. Femur diyafizi geniş bir medüller kavitesi olan kompakt silindirik yapıdadır. Uçlara doğru kompakt yapı incelik ve kavite trabeküler kemik ile dolmaya başlar. (17,18,19)



Şekil 1: Femurun önden ve arkadan görünümü

Femur ayakta iken oblik görünümündedir. Uzun eksenini yukarıdan aşağıya ve dış yandan iç yana doğrudur. Ayrıca konveksliği öne bakan hafif bir eğrilik gösterir. Kalça ve diz eklemleri arasında bulunur ve vücut hareketlerinin önemli bir kısmında görev alır. Femuru; proksimal, gövde ve distal olarak üç bölgede inceleyebiliriz. (Şekil 1). Proksimal bölge; baş, boyun, büyük trokanter, küçük trokanter ve subtrokanterik bölgeden oluşur. Femur başı bir kürenin üçte ikisi kadardır. Asetabulumla eklemler. Eklem yüzünün ortasında ufak bir çukurluk yer alır ve buraya teres ligamanı tutunur.

Femur boynu, baş ile gövdeyi birbirine bağlayan kısımdır. Eksenini yukarıdan aşağıya iç yandan dış yana doğrudur. Femur boyun-cisim açısı erişkinde ortalama 127° 'dir. Femur başının anteverziyonu $12-14^\circ$ civarındadır. Büyük trokanter, femur gövdesinin boyunla birleştiği bölgede bulunan büyük çıkıntıya verilen addır. Femur

gövdesinin üst sınırının, arka ve dış yanında bulunur. İç yan yüzündeki çukurluğa trokanterik fossa adı verilir. Küçük trokanter ise, gövde ile boyun bileşkesinde, arka ve iç yan tarafta yer alan çıkıntıdır.

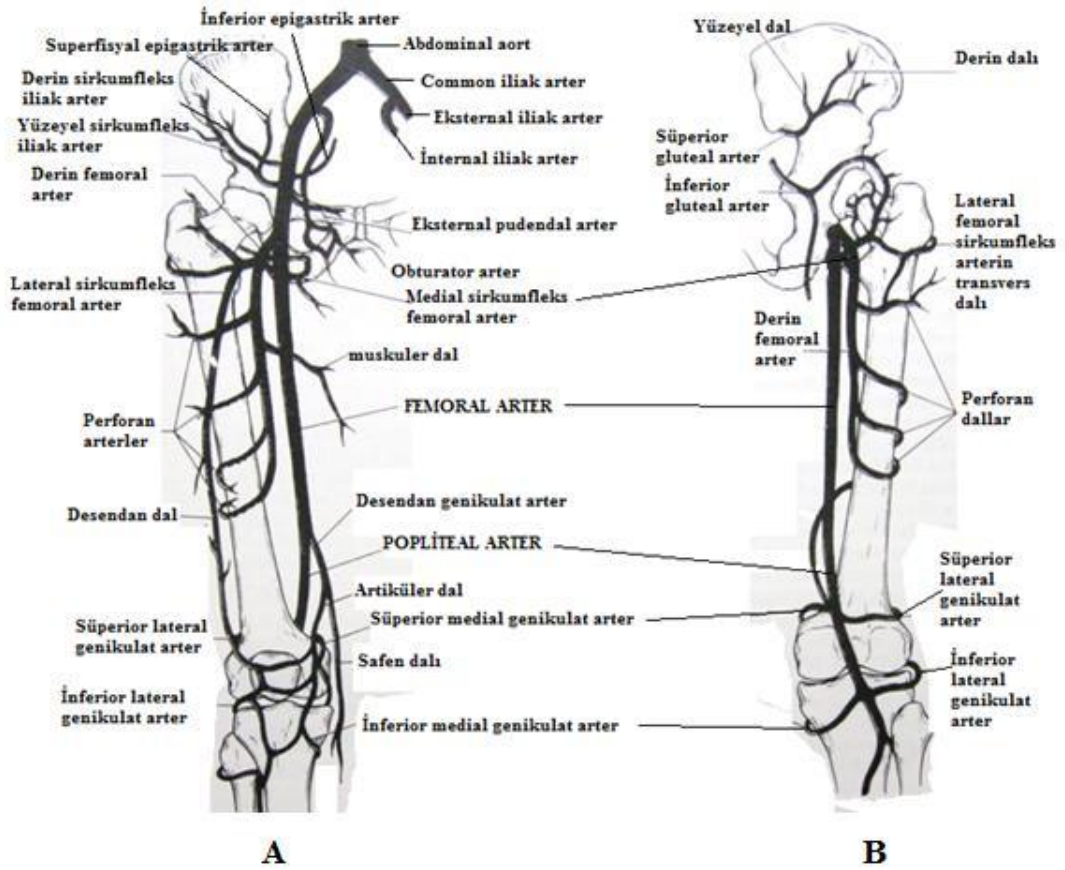
Distal femur; suprakondiler ve kondiler bölgelerden oluşur. Her iki kondil arasında, ön tarafta patellar eklem yüzeyi bulunur. Arka yüzde ise kondiler fossa bulunur. İç epikondilin altında adduktor tüberkül mevcuttur. (18,19,20,21)

Femur gövdesi, proksimalde trokanter minörün 5 cm aşağısı ile distalde adduktor tüberkülün 5 cm yukarısı arasında kalan bölge olarak kabul edilir. Gövde, tübüler bir yapıdadır. Öne hafif konvekstir. Ön, yan ve iç yüzeyi düzdür. Arkada ise linea aspera mevcuttur. Femurun besleyici arterleri, kemiğe linea asperadan girerler. Linea aspera iki dudaktan oluşur. Proksimal ve distalde diverjan bir yapı gösterir. Proksimalde lateral dudak gluteal tüberosite, medial dudak küçük trokantere doğru ilerlerken; distalde dudaklar medial ve lateral kondillere ilerler. (19,20,22,23)

Medüller kanal genişliği seviyelere göre farklılık gösterir. Kanalın en dar yeri istmus adını alır ve genellikle proksimal 1/3 femurun alt sınırında yer alır.

2.1.2 Vasküler Yapı:

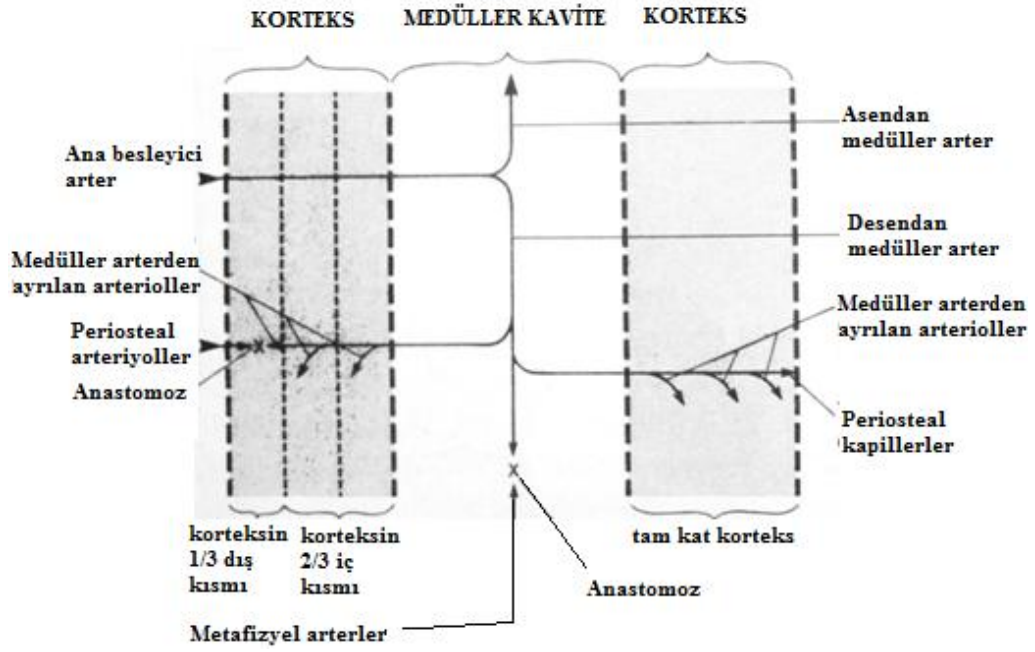
Femurun kan dolaşımı tüm uzun kemiklerde olduğu gibi periosteal, metafizyel ve endosteal yolla gerçekleşir. Eksternal iliak arter, inguinal ligaman altından geçerek femoral üçgene girmesiyle femoral arter ismini alır. Femoral üçgenin içinde verdiği en önemli dalı derin femoral arterdir. Derin femoral arter; yüzeyel femoral artere eşlik ettikten sonra, adduktor longus kasının arkasından uyluğun arka bölümüne geçerek burada 3-4 adet perforan dal verir. En önemli dalları; femoral üçgende verdiği medial ve lateral femoral sirkumfleks arterlerdir. Medial femoral sirkumfleks arter; iliopsoas ve iliopektineus kaslarının arkasında seyreder. Femur başı ve boynunun hemen hemen tüm kanlanması sağlar. Femoral arter yaralanmaları, çevre yumuşak doku desteğinin az olması nedeniyle genellikle bu seviyede olur. (Şekil 2) (18,24)



Şekil 2: Uyluk kan dolaşımı *A: Önden görünüm, B: Arkadan görünüm

Femurun besleyici arteri çoğunlukla tektir ve femurun üst yarısında linea asperanın yanından giriş yapar. Besleyici arter, derin femoral arterin dalıdır. Periosteal arterler de linea aspera boyunca kemiğe girerler. Kortikal yüzeye dik ilerleyerek korteksin dış 1/3'ünü beslerler; iç 2/3'ünü ise endosteal damarlar besler (şekil 3). Cerrahi sırasında linea asperanın sıyrılması, beslenmeyi bozarak kaynama gecikmesine yol açar (22,25).

Femur cisim kırıklarında, endosteal dolaşım genellikle bozulur ve periosteal damarlar proliferasyon olarak, iyileşme için gerekli ana kaynağı oluştururlar. İyileşmenin geç evrelerinde, medüller dolaşım aşamalı bir şekilde yeniden düzenlenir.(22)



Şekil 3: Femur cisminin kanlanması

2.2 FEMURUN BİYOMEKANİK DEĞERLENDİRİLMESİ

2.2.1 Femurun Yapısı

Femur yapısının tanımını tam olarak yapan; femurun iç ve dış yapısı arasındaki yapısal ve fonksiyonel ilişkiyi gösteren ilk kişi Koch (26) olmuştur. Koch, femuru; proksimal bölüm, gövde ve distal bölüm olarak, 3 ayrı bölümde incelemiştir. Proksimal bölüm; baş, boyun ve küçük trokanteri içerir. Gövde; küçük trokanter ile distal bölge arasında kalan kısmı içerir. Distal bölüm ise; femur alt ucunda eklem yüzünü oluşturmak amacıyla, gövdenin genişlemeye başladığı noktadan itibaren tüm distal yapıları içermektedir. Koch bu üç bölgenin her birinin longitudinal, sagittal ve transvers kesitlerini inceleyerek, iç ve dış yapılarının farklı olduğunu ortaya koymuştur.

2.2.2 Femura Binen Yük

Femura etki eden kuvvetlerin bilinmesi önemlidir. Yürüme ve günlük aktiviteler sırasında, femura etki eden yüklenmeler tespit edilip, femur kırıklarının hangi bölgelerde daha sık ortaya çıktığı gösterilebilir. Bu amaçla, femura etki eden kuvvetleri tanımlamaya çalışan ilk girişim; Braune ve Fischer'e (27) aittir. Yürüme

esnasında vücudun çeşitli bölgelerine etki eden kuvvetleri hesaplamaya çalışmışlardır. Ancak yerin ayağa verdiği tepki kuvvetini ölçmek için kullanabilecekleri uygun alet olmaması nedeniyle; çalışmalarından kesin sonuç elde edememişlerdir.

Femura etki eden kuvvetleri ölçmek amacıyla; direkt veya elektromiyografi (EMG) gibi yarı-direkt metotlar geliştirilmiş olsa da, bunların uygulanmasındaki zorluklar nedeniyle indirekt metotlar tanımlanmıştır. Bu metotlara göre; insan vücudu, katı eklemler sistemi şeklinde modellenmiştir. Model üzerine dinamik ve statik kuvvetler uygulanarak, insan vücudunda ortaya çıkacak moment ve etki kuvvetleri tahmin edilmeye çalışılmıştır.(27)

2.2.3 Kemiğin Mekanik Özellikleri

İnsan femurundaki kortikal ve kansellöz kemiğin mekanik özellikleri; germe, yüklenme, makaslama, bükülme, dönme ve etki testleri ile değerlendirilebilir. Kemik; heterojen, viskoelastik ve anizotropik bir materyaldir. Bu nedenle kemiğin mekanik davranışı; kemiğin eksenine göre olan yüklenmenin yönü, süresi, sıklığı ile yüklenme oranından etkilenir. Ayrıca yaş, cinsiyet ve ırka bağlı olarak da, kemiğin mekanik davranışı değişebilir.(27)

2.2.4 Femur Stres Analizi

İnsan femurunun içyapısında ortaya çıkan stres alanlarının ortaya konulması; kırıkların başlangıç noktası olduğu düşünülen, daha fazla yük binen alanların tespitinde önemlidir. Böylelikle daha etkili implantlar ve eklem protezleri tasarlanabilmektedir. Femurun karmaşık yapısal özelliği ve biyomekanik davranışı nedeniyle; stres analiz metotlarının uygulanmasında, daha basitleştirilmiş varsayımların kabul edilmesi gerekmektedir. Literatürde femurun mekanik davranışının değerlendirilmesinde; sıklıkla, matematiksel ve deneysel metotlar kullanılmıştır. Matematiksel metotta, kolon teorisi (beam theory) ve sonlu elemanlar analizi kullanılırken; deneysel metotta gevrek kaplama, gerinim ölçümü, fotoelastisite yöntemleri kullanılmaktadır. Bu yöntemler femurun doğrudan kendisine veya model femur üzerine uygulanmalarına göre direkt veya indirekt metotlar olarak sınıflandırılabilirler.

2.2.4.1 Matematiksel metotlar

Matematiksel metotlarda, femurun iç bölümündeki stres dağılımını değerlendirmek için femur modeline gerek duyulduğundan; bu metotlar, indirekt metotlar arasında değerlendirilir. Model, gerçek femurun temel özelliklerini taşımali ve yeterli düzeyde gerçeği yansıtmalıdır. Modelin başarısı, direkt metotlarla elde edilen sonuçların karşılaştırılması ile değerlendirilebilir. Femur stres analizlerinde kullanılan matematiksel metotlar; kolon teorisi ve sonlu elemanlar analizi olarak ikiye ayrılabilir.

Kolon Teorisi (Beam Theory)

İnsan femurunda stres analizi ile ilgili ilk çalışmalar 1917 yılında Koch (26) tarafından yapılmış ve yayınlanmıştır. Bu çalışma, birçok eksiklikler içermesine rağmen; halen, en ayrıntılı ve titiz yapılan çalışma olarak bilinmektedir. Koch, femur materyalleri üzerine genel kuvvet prensiplerini uygulayarak; izotropi, homojenite ve esnek gövde gibi özellikleri simüle etmiştir. Çalışmalarını daha önce sağlıklı olan, 90 kg ağırlığındaki, kadaverik erkek femurunda yapmıştır. Femur kesitlerinde yapısal özelliklerin tam analizini yaparak; vücudun ağırlık merkezini ve femurda oluşan stres alanlarını tanımlamıştır. Ayrıca femur boyunca etki gösteren aksiyel ve makaslama kuvvetlerini ve bu kuvvetlere bağlı oluşan eğilme momentini ortaya koymuştur. Düz yapıların basit eğilme teorisini kullanarak, makaslama kuvvetlerini hesaplamış ve oluşan stresin yönünü ve değerini ortaya koymuştur. Bu sonuçlara göre, esas gerilim traselerini belirlemiş ve femur cismi üzerinde en fazla gerilime maruz kalan kısmın proksimal femur bölgesinde, gerilim traselerinin kesişme noktasında olduğunu göstermiştir.(27)

Koch, femur iç yapısının tanımını tam olarak yapmış ve Wolf kanununu da temel alarak femurun fonksiyonel yapısını ortaya koymuştur. Femurun iç ve dış yapısının, vücut ağırlığıyla oluşan gerilim kuvvetlerine karşı direncini göstermiştir. Femur baş ve boyun bölgesinde en yüksek değerlerini alan makaslama kuvvetlerine karşı direnç, proksimal femurdaki spongioz kemikle sağlanmaktadır. Femur cisminde ise, makaslama kuvvetleri en küçük değerlere ulaşırken, eğilme kuvvetlerine bağlı gerilimler en yüksek değerlerdedir. Femur cismi, eksantrik duruşu nedeniyle, vücut ağırlığının etki ettiği varsayılan nötral eksenden uzakta olmasına rağmen; mevcut oyuklu yapısı ve çevresindeki kuvvetli kortikal kemik sayesinde eğilme kuvvetlerine

karşı en dayanıklı yapıyı oluşturmaktadır. Femur alt ucunda ise, lateral eğilme kuvvetlerine karşı stabiliteyi arttırmak amacıyla, kompakt kemikten spongioz kemiğe geçiş şeklinde yapılanma mevcuttur.(27)

1969 yılında, Toridis'in (28) yaptığı çalışmada, femur üç boyutlu olarak simüle edilmiştir. Böylece iki boyutlu analizlerde kullanılan aksiyel ve makaslama kuvvetleri ve bükülme momentlerine ek olarak, dönme momentleri de değerlendirilmeye alınmıştır. Koch'un çalışmasından farklı olarak, femur başına etki eden kuvvetin hesaplanmasında; vücut ağırlığına ek olarak, kas kuvvetlerini de göz önüne almıştır. Toridis, her ne kadar çalışmasında kullandığı femur analiz yöntemlerini açıklamış ve gerilim alanını hesaplamada kullanılan yaklaşık formülleri vermiş olsa da; üç boyutlu analizlerin, gerilim değerlerine olan katkısını gösterecek rakamsal hesaplama yapmamıştır. Bu yüzden bu çalışmadan faydalanarak, dönme momentinin etkisi hakkında değerlendirme yapılamamaktadır. Ayrıca, femur izotropik materyal olarak nitelendirilmiş; kortikal kemik ile spongioz kemik arasındaki farklı mekanik özellikler değerlendirmeye katılmamıştır.

Rybicki ve ark.'ları (29), insan femuru üzerindeki gerilimleri; hem basit kolon teorisi, hem de sonlu elemanlar analizi içindeki süreklilik metodunu kullanarak hesaplamışlardır. Analizlere, eklem ve kas kuvvetleri dahil edilmiştir. Her iki yöntemin sonuçlarının karşılaştırıldığı çalışmada; kolon teorisinin, femur cisminin yüklenme hesabında kullanılabileceğini gösterirken; femur proksimal ve distal bölgelerindeki farklı geometrik yapı nedeniyle, yük dağılımının bu yöntemle hesaplanamayacağı sonucuna varmışlardır. Bu bölgelerde, sonlu elemanlar analizindeki süreklilik modeli kullanılması gerektiğini belirtmişlerdir.

Piotrowski ve Wilcox (30), 1971 yılında, uzun kemiklerdeki dönme ve bükülme kuvvetlerini gösterebilmek amacıyla bilgisayar programı geliştirmişlerdir. Dönme kuvvetleri, bu programda Laplace eşitliğine göre hesaplanırken; bükülme kuvvetleri, kolon teorisinin temel formülleri kullanılarak hesaplanmıştır.

Literatürde benzer şekilde insan femuru yüklenme analizlerinde kolon teorisi metodunun kullanımıyla ilgili çeşitli yayınlar mevcuttur.(31,32)

Sonlu Elemanlar Analizi (Finite Element Analysis)

Sonlu elemanlar metodu, karmaşık yapıların mekanik analizlerini kolaylaştıran bir yöntem olarak ilk ortaya atıldığı andan itibaren, mühendislik

dünyasında popüler hale gelmiştir. Bu metotta, incelenen yapı küçük parçalara ayrıldıktan sonra; ilgili denklemler, tüm yapı yerine bu küçük parçalara uygulanmaktadır.

Sonlu elemanlar metodu, biyomekanik çalışmalarda da yaygın olarak kullanılmaktadır. İlk olarak, Brekelmans ve ark.'ları (33) tarafından, insan femuru üzerindeki bir çalışmada kullanılmıştır. Bu çalışmada femur, Koch'un tariflediği geometrik yapıya benzer olacak şekilde; homojen ve izotropik elastik materyal içeren, iki boyutlu elemanlar olarak simüle edilmiştir. Ayrıca çalışmada; hem Koch'un (26) tariflediği gibi tek kuvvet modeli, hem de Rydell'in çalışmasında (34) belirttiği kas kuvvetlerini temsilen ikili kuvvet modeli kullanılmıştır. Sonlu elemanlar analizine göre; femurdaki esas yüklenmeler ve yüklenme eğrileri tespit edilmiştir. Buna göre elde edilen sonuçlar, Koch'un çalışmasındaki bulguları desteklemektedir.

Valliappan ve ark.'ları (35), proksimal femurun üç boyutlu sonlu elemanlar analizini yapmıştır. Svensson ve ark.'ları (36), Charnley tipi total kalça protezi uygulanmış hastaların femurlarındaki yük dağılımlarını, bu yöntemi kullanarak araştırmışlardır. Hampton ve ark.'ları (37), implante edilmiş femoral stem üzerindeki yük dağılımının üç boyutlu sonlu elemanlar analizini düzenlemişlerdir.

2.2.4.2 Deneysel metot:

İnsan femurundaki yük dağılımlarını tanımlamak için kullanılan matematiksel metotların hepsi, indirekt metot iken; deneysel yöntemlerin bir kısmı direkt, bir kısmı ise indirekt metottur. Direkt yöntemlerden gevrek kaplama, fotoelastik kaplama ve gerinim ölçümü kullanılırken; indirekt yöntemlerde fotoelastik yöntemler kullanılmaktadır.

Gevrek kaplama:

Küntscher (38,39,40) , kaplama materyali olarak eritilmiş reçine kullanarak, yöntemi femurda uygulayan ilk kişi olmuştur. Bununla birlikte yöntem, femurda ilk defa Evans ve Lissner (41) tarafından doğru bir şekilde uygulanmıştır. Çalışmaları; 10 erişkin kadavra femurunda, makineyle oluşturdukları progresif yüklenmeyi gösteren 16 teste dayanmaktadır. Bu çalışmada, kaplamada çatlaklar şeklinde ortaya çıkan deformasyonun, femur boynunun üst kısmında ve femur cisminin dış kısmında

oluştugu gözlenmiştir. İlk çatlaklar boyunda oluşurken; yüklenmenin artmasıyla, femur cisminin dış bükey yüzünde de çatlaklar meydana gelmiştir. Çatlakların oluştuğu noktalar, kırılmanın başlangıç noktası olarak kabul edilmiştir. Bu çalışmadan; femurun, çoğunlukla gerilim kuvvetlerine maruz kalarak kırıldıkları sonucu çıkarılmaktadır. Literatürde gevrek kaplama yöntemiyle yapılmış benzer çalışmalar da bulunmaktadır. (42,43)

Fotoelastik kaplama:

Bu yöntem, iki ve üç boyutlu yapılardaki yüzey yüklenmelerinin açıklanması amacıyla kullanılır. Bu metot, insan femur çalışmalarında kullanılmıştır (44)

Gerilim ölçümü (strain gauge):

İki ve üç boyutlu yapılardaki yüzey yüklenmelerini ayrıntılı şekilde gösterebilen bir metottur. Mühendislik uygulamalarında kullanılmaya başlandıktan kısa süre sonra, biyomekanik uygulamalarda da kullanılmaya başlanmıştır. Gurdjian ve Lissner (45), açılmış köpek kafatasında, beyin sarsıntısını araştırmak amacıyla bu yöntemi kullanmışlardır.

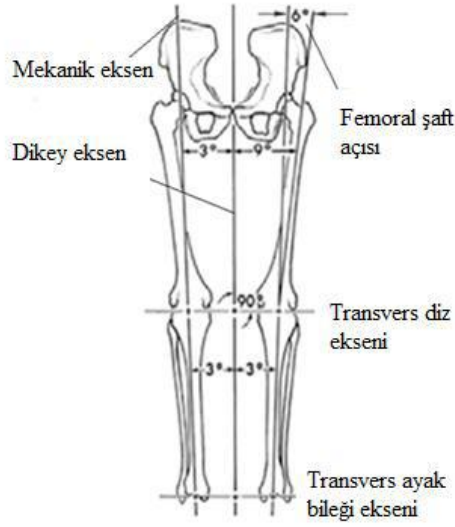
Evans (46), canlı köpeklerin, uzun süreli ekspozite olan kemiklerine ölçüm aletlerini bağlayarak, yürüme fazında olan yüklenmeyi kaydetmeye çalışmıştır. Çalışmada bu yöntemin, teknik problemlerden dolayı, canlı kemiklerde uzun süreli yüklenmeyi göstermekte yetersiz kaldığı bildirilmiştir.

Fotoelastisite:

İndirekt metottur. İnsan femurunda, ilk kez 1940 yılında, Milch (47) tarafından yapılan araştırmada kullanılmıştır. Ayrıca Haboush (48) tarafından, 1952 yılında, plak-vida ile tespit edilmiş femur boyun kırıklarında iki boyutlu fotoelastik analizler kullanılmıştır.

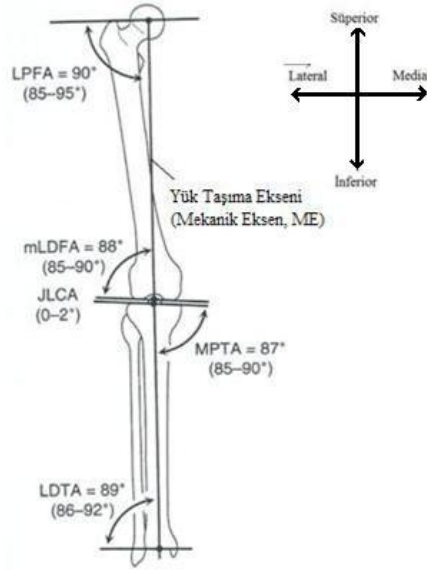
2.2.5 Alt Ekstremitte Eksenleri

Mekanik eksen, femur başı merkezinden diz eklemi merkezine, oradan da ayak bilek ekleminin ortasına uzanan doğrultudadır. Dikey eksen ise; ayakta duran bir kişide, simfisis pubisin tam ortasından geçen (vücut ağırlık merkezi) ve transvers eksenle 90°'lik açı yapan bir eksen olarak ifade edilmektedir. (49,50,51,52) (Şekil 4)



Şekil 4:Alt ekstremité anatomik ve mekanik eksenleri

Mekanik eksen, dikey eksene göre 3° valgustadır. (49,50) Femur anatomik eksenini, piriformis fossa ile diz eklemi merkezinden geçen eksendir. Mekanik eksen, femur anatomik aksına göre 5°-9° (ortalama 7°) valgustadır.(50)



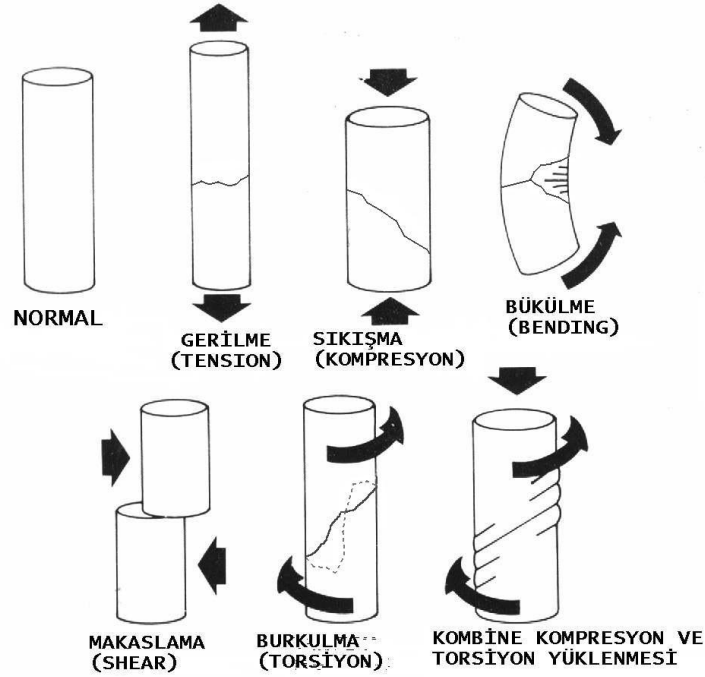
Şekil 5: Koronal planda alt ekstremité dizilimi

Koronal planda, femur kondillerine teğet çizilen çizgi ile mekanik eksen arasındaki açığa, mekanik lateral distal femoral açı (mL DFA) denir. Tibia kondillerine teğet çizilen çizgi ile tibia anatomik aksı arasındaki açığa, anatomik medial proksimal tibial açı (aMPTA) denir. mL DFA değeri $90^{\circ} \pm 5^{\circ}$; aMPTA

değeri $87^{\circ} \pm 3^{\circ}$ arasındadır. Femur kondillerine teğet çizilen çizgi ile tibia kondillerine teğet çizilen çizgi arasındaki açıya, eklem çizgisi konverjans açısı (EÇKA) denir. Normal değeri $0-2^{\circ}$ dir. (50) (Şekil 5)

2.2.6 Kırık biyomekaniği

Kemiğe uygulanan kuvvetin karakteri, oluşacak kırık tipini belirler. Gerici (tensil) kuvvetlerle transvers kırıklar, sıkıştırıcı (kompresif) kuvvetlerle kısa oblik kırıklar, döndürücü (torsiyonel) kuvvetlerle spiral oblik kırıklar, bükücü (eğici) kuvvetlerle ise kelebek fragmanlı kırıklar oluşmaktadır. (53) (Şekil 6)



Şekil 6: Uygulanan kuvvetin karakterine göre oluşan kırık tipleri

2.3 FEMUR CİSİM KIRIKLARI

2.3.1 Giriş

Femur, en uzun, en sağlam ve çevresinde en çok kas kitlesi bulunan kemik olmasına rağmen; direkt darbe ve indirekt zorlanmalarla en çok kırık gözlenen kemiklerdendir. Vücut ağırlığının büyük kısmının taşınmasında görev alır. Bu önemli görevinden dolayı, çeşitli travmalar ile oluşan ve ortopedi pratiğinde önemli yer kaplayan femur kırıkları uygun tedavi edilmediklerinde ciddi morbiditeler

gelişmektedir. (1) Çevresindeki yoğun kas kitlesi ve zengin damarlanma nedeni ile kaynama gecikmesi ve psödoartroz oldukça nadir görülmektedir. Kaynama için beklenen ortalama süre 14-18 haftadır. Gelişen komplikasyonlar ile bu süre uzayabilir.

Femur cisim kırıkları, küçük trokanterin 5 cm distali ile adduktor tüberkülün 5 cm proksimali arasında kalan bölgedeki kırıklar olarak tanımlanır. Femur cisim kırıkları, vücuttaki tüm kırıkların yaklaşık % 8'ini oluşturmaktadır.(55,56)

Femur cisim kırıkları; daha çok genç erişkin erkeklerde, yüksek enerjili travmalar sonucu oluşur. Hastaların yaş ortalaması çeşitli serilerde benzerlik göstermektedir. Akbaş ve ark.'ı yaş ortalamasını 36, Ertürer ve ark.'ı 36, Arpacıoğlu ve ark.'ı 30, Wiss ve ark.'ı 28 olarak bildirmiştir. (7,10,58,59)

Akbaş ve ark.'nın serisinde hastaların %71'i, Ertürer ve ark.'nın çalışmasında %78'i, Arpacıoğlu ve ark.'nın çalışmasında %76'sı, Wiss ve ark.'nın çalışmasında ise %88'i; erkek olarak bildirilmiştir. Bu durum, erkeklerin kadınlara oranla günlük yaşamda daha aktif çalışmalarıyla ilişkilendirilmiştir. (7,10,58,59)

Femur diyafiz kırıkları; trafik kazaları, yüksekten düşme ve ateşli silah yaralanmaları gibi yüksek enerjili travmalarla oluşur. Akbaş ve ark.'ları %80.8, Ertürer ve ark.'ları %54.8, Arpacıoğlu ve ark.'ları %56.5 oranla; en sık nedenin trafik kazaları olduğunu bildirmişlerdir (7,10,58)

Femur cisim kırıkları, yüksek enerjili travmalar ile oluşabileceği gibi; travmanın şiddetiyle uyumsuz olarak basit travmalarla da oluşabilmektedir. Özellikle ileri yaş grubunda görülen bu tip kırıklarda, patolojik kırığın araştırılması gerekmektedir. (22) Atletler ve askeri personelde, fizik kondisyonu arttırmak amacıyla yapılan yoğun egzersizler stres kırıklarına yol açabilir. Bu kırıklar, sıklıkla proksimal femur ve 1/3 orta cisim bölgesinde gözlenir.(22)

Femuru çevreleyen kalın kas tabakaları nedeniyle, ateşli silah yaralanmaları gibi penetran yaralanmalar haricinde, kırıklar genellikle kapalı kırık şeklinde görülür.(2)

Kapalı kırık oranları Akbaş ve ark.'larının çalışmasında %90.5, Ertürer ve ark.'larının çalışmasında %76, Arpacioğlu ve ark.'larının çalışmasında %91.7 olarak bildirilmiştir. (7,10,58)

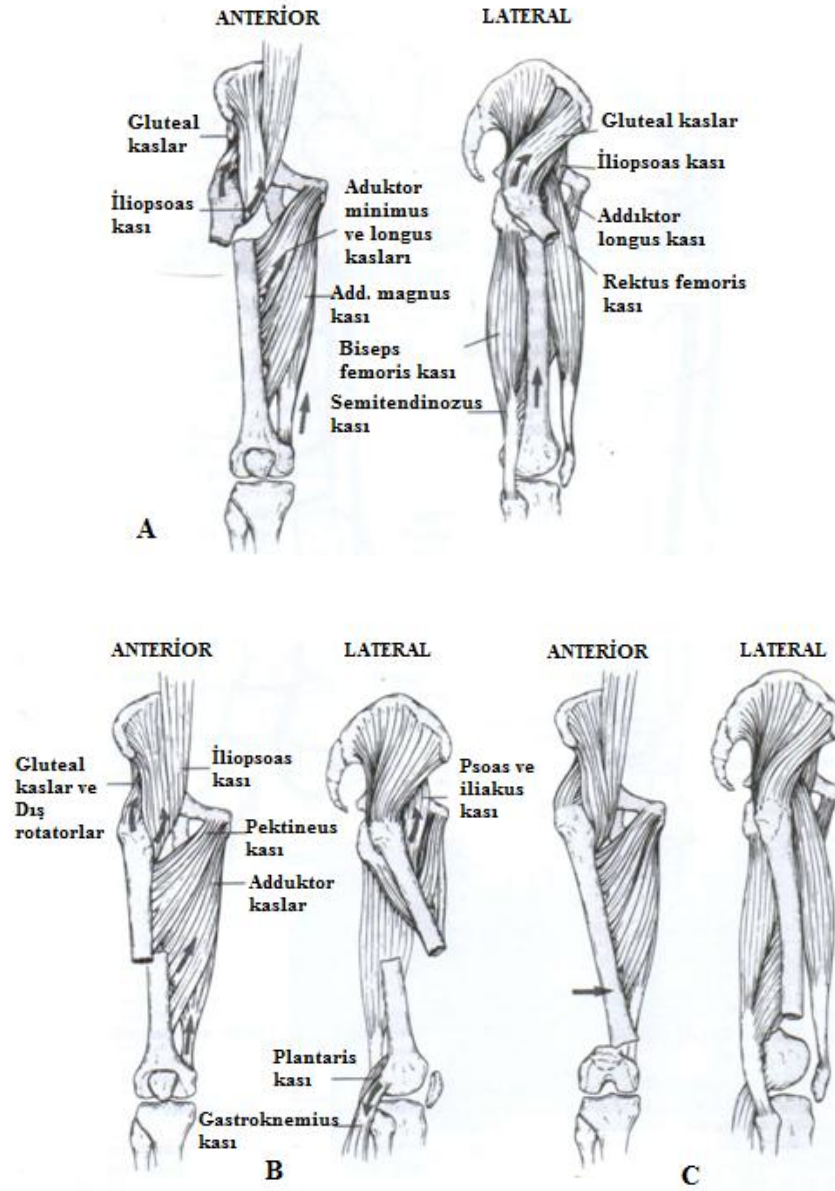
Ekstremitte ASY'nın; %47-59'na majör yumuşak doku hasarı, %59'na sinir yaralanması, %24'ne damar yaralanması, %44-47'ne kırıklar eşlik etmektedir.(60,61)

Femur cisim kırıklarına; femur proksimal bölge kırıkları, kalçanın arkaya doğru olan kırıklı çıkıkları, dizin kollateral bağ yaralanmaları, distal femur kırıkları ve tibia kırıkları eşlik edebilir. Ayrıca yüksek enerjili travmaya bağlı; kafa, göğüs, batin ve pelvik bölgelerde, kemik dışı dokularda da yaralanmalar oluşabilir.(54,57) Literatürde eşlik eden diğer yaralanmalar; Winqvist ve ark.'larının çalışmasında %55, Durak ve ark.'larının çalışmasında %73, Arpacioğlu ve ark'nın çalışmasında ise %37 oranında bildirilmiştir.(7,8,54)

2.3.2 Patolojik Anatomi

Femur cismi, en sık 1/3 orta kısmından kırılır. Bunun nedeni; femurun fizyolojik anterolateral eğiminin bu bölgede maksimum olması ve direkt travmaların sıklıkla bu bölgeyi hedef almasıdır (55).

Kırıktan sonra, kas kuvvetlerinin etkisi ile femur cisminde deformite gelişir. Etki eden bu kuvvetlerin anlaşılması, redüksiyon için uygulanması gereken traksiyonun yönü açısından önemlidir.(şekil 7). Proksimal 1/3 kırıklarda; iliopsoas kasının çekmesi ile proksimal fragman fleksiyon ve dış rotasyona, gluteus medius ve minimus kaslarının çekmesiyle abduksiyona yer değiştirir (Şekil 7-A). Orta 1/3'lük kısmın kırıklarında proksimal fragman için klasik bir konum izlenmezken; distal fragman adduktor kasların çekmesi ile medialize olur. Gastroknemius kası fleksiyon postürüne, hamstring kasları proksimal migrasyona yol açar. (Şekil 7-B). Distal 1/3 kırıklarda ise; gastroknemius kası distal fragmanı posteriora çekerek damar-sinir yaralanmasına neden olabilir.(şekil 7-C) (22,55,62)



Şekil 7: Farklı seviyelerdeki kırıklarda etkiyen kas kuvvetlerine bağlı gelişen tipik deformiteler. **A)** Proksimal bölge; proksimal fragman fleksiyon-dış rotasyonda. **B)** Orta bölge; apeksi lateralde, angulasyon ve kısalık. **C)** Distal bölge; distal fragman fleksiyonda

2.3.3 Tanı

Tanı; anamnez, fizik muayene ve radyolojik görüntüleme yöntemleri ile konulur. Yürüyememe, kırık bölgesinde şişlik, ağrı, deformite ve tutulan ekstremitede kısalık mevcuttur. Dikkatli bir nörovasküler muayene yapılmalıdır. Muayene esnasında, kas spazmı ve ağrı nedeniyle kas gücünün azalmış olabileceği unutulmamalıdır.

Femur cisim kırıkları sıklıkla yüksek enerjili travma sonucu oluştuğu için, bu tür kırıklara eşlik edebilecek yaralanmaların araştırılması gerekir. İpsilateral ekstremitte yaralanmaları açısından, aynı taraf kalça ve diz eklemi muayeneleri yapılmalıdır. Kırık varlığında eklem hareket açıklığı ve bağ muayenesi yapılması güçtür ve kırığın deplasmanına yol açabilir. Ancak diz bağ yaralanmaları sıklıkla eşlik ettiğinden, kırık tespiti sonrasında bağ muayenesi mutlaka yapılmalıdır.

Radyolojik değerlendirme, teşhisi doğrulamak ve preoperatif planlama yapmak amacıyla kullanılır. Kırığın altındaki ve üstündeki eklemlerin görüntülenmesi esastır. Femur, kalça ve diz grafileri; kırık deplasmanına, kanamaya ve yumuşak doku zedelenmesine yol açmadan özenle çekilir. Ayrıca travma serisine ait akciğer, omurga ve pelvis grafileri de seriye eklenmelidir.

2.3.4 Sınıflandırma

İdeal sınıflandırma; tedavi seçiminde yol göstermeli ve hastanın prognozu açısından bilgi verebilmelidir. Maalesef femur diyafiz kırıkları için prognostik değeri olan bir sınıflandırma yoktur. Femur kırıkları; kırığın morfolojisine, kırık fragmanların temas yüzeyine ve yumuşak doku travmasının ciddiyetine göre sınıflandırılır.

2.3.4.1 Tanımlayıcı Sınıflama

A) Kemik doku sağlamlığına göre: Travmatik, patolojik ve yorgunluk(stres) kırıkları,

B) Kırık hattının, kemiği çevreleyen deri ya da mukoza yoluyla, dış ortamla ilişkide olup, olmamasına göre: Kapalı ve açık kırıklar,

C) Kırık oluşturan kuvvete göre: Direkt mekanizma ile olan kırıklar, indirekt mekanizma ile olan kırıklar, direkt ve indirekt mekanizma kombinasyonu ile olan kırıklar,

D) Kırık sayısına göre: Tek kırık hattı, birden fazla kırık hattı

E) Kırık deplasmanına ve kırık konfigürasyonuna göre:

i) Ayrılmış (deplase) kırıklar: Transvers, oblik, spiral, kopma ve parçalı kırıklar şeklinde,

ii) Ayrılmamış (nondeplase) kırıklar: Fissür, yaş ağaç, torus, çökme, kompresyon, impakte ve epifizin ayrılmamış kırıkları şeklinde olabilir

F) Kırığın kemikteki anatomik lokalizasyonuna göre: Proksimal bölge kırıkları, cisim kırıkları, distal bölge kırıkları, epifiz bölgesi kırıkları, kırıklı - çıkıklar (Kırıklı birlikte, kırığın olduğu kemiği ilgilendiren eklemde çıkık olması)

G) Kırılan kemiğin histolojik yapısına göre: Spongios bölge kırıkları, kortikal bölge kırıkları

2.3.4.2 Winqvist ve Hansen Sınıflandırması (WHS)

Sınıflandırma, kırık parçalardaki kortikal temas ve parçalanma miktarına dayanır. (şekil 8) Kilitli intramedüller çivi (KİMÇ) uygulaması gerekliliğinin değerlendirilmesinde faydalıdır.

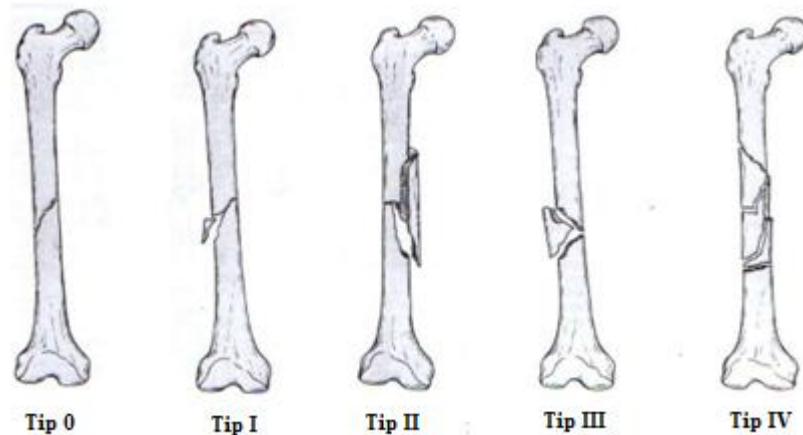
Tip 0: Basit transvers veya oblik kırık.

Tip I: Parçalanma yoktur, sadece çok küçük kelebek fragman vardır. %75'in üzerinde kortikal temas mevcuttur.

Tip II: Kelebek fragman daha büyüktür. Kortikal temas %50-75 arasındadır. Bu iki grup stabil olarak kabul edilir. Dinamik intramedüller çivileme endikasyonu olmasına rağmen; postoperatif redüksiyon kaybı riskini göze almamak için statik çivileme yapılır.

Tip III: Parçalı kırıktır. Daha büyük kelebek fragman vardır. %50'nin altında kortikal temas mevcuttur. Rotasyon ve uzunluk kontrolünü sağlamak amacıyla statik intramedüller çivileme endikedir.

Tip IV: Ciddi parçalanma mevcuttur. Majör kırık fragmanlar arasında kortikal temas yoktur. Statik kilitlenen çivileme şarttır.



Şekil 8: Winqvist-Hansen Sınıflandırması

Açık kırıklar; direkt travmaların %20'sinde görülmektedir ve tedavi şeklinin belirlenmesinde etkilidir. Açık kırıkların sınıflandırılmasında yaygın olarak Gustilo-Anderson sınıflandırması kullanılmaktadır.

2.3.4.3 Gustilo-Anderson Sınıflandırması (GAS)

Tip I: Ciltte 1 cm'den küçük yaralanma mevcut olup, düşük enerjili travma ile oluşmuştur. Nispeten temiz yaralanmalardır.

Tip II: Ciltteki yaralanma 1 cm'nin üzerindedir, daha yüksek enerjili travmalarla oluşur. Yaygın yumuşak doku hasarı, cilt flebi ve yumuşak doku avulsiyonu tarzında yaralanma yoktur.

Tip III: Yüksek enerjili travmalarla oluşur. Ağır yumuşak doku yaralanması eşlik eder. Kendi içinde 3 ayrı gruba ayrılır.

Tip III a: Yaygın yumuşak doku laserasyonu veya flebi mevcuttur. Kemiğin üzeri yumuşak doku ile kapatılabilir.

Tip III b: Kemik fragmanları ve periost açıktadır. Yaygın yumuşak doku hasarı ve periosteal ayrılma mevcuttur. Masif kontaminasyon vardır. Fragmanların üstü yumuşak doku ile kapatılamaz.

Tip III c: Nörovasküler yaralanma kırığa eşlik eder.

Kapalı kırıklarda, travmanın şiddetine bağlı olarak, çeşitli derecelerde yumuşak doku hasarı meydana gelmektedir. Yumuşak doku travması Tscherne ve Gotzen tarafından sınıflandırılmıştır.

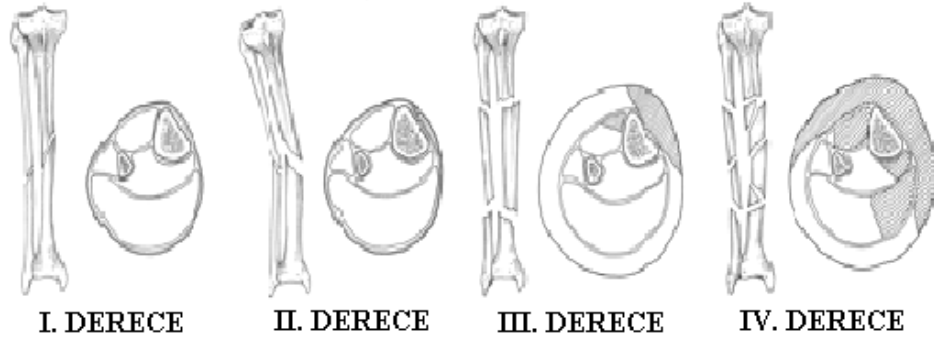
2.3.4.4 Tscherne ve Gotzen Sınıflandırması: (TGS) (Şekil 9)

I. Derece: Yumuşak doku travması yok veya çok az.

II. Derece: Kuvvetin etki ettiği alanda ciltte veya kasta lokal kontüzyonel hasarla beraber oluşmuş yüzeysel abrazyon mevcut.

III. Derece: Etkilenmiş alandaki kas veya deride lokal kontüzyonel hasarla beraber oluşan derin kontamine abrazyon mevcut.

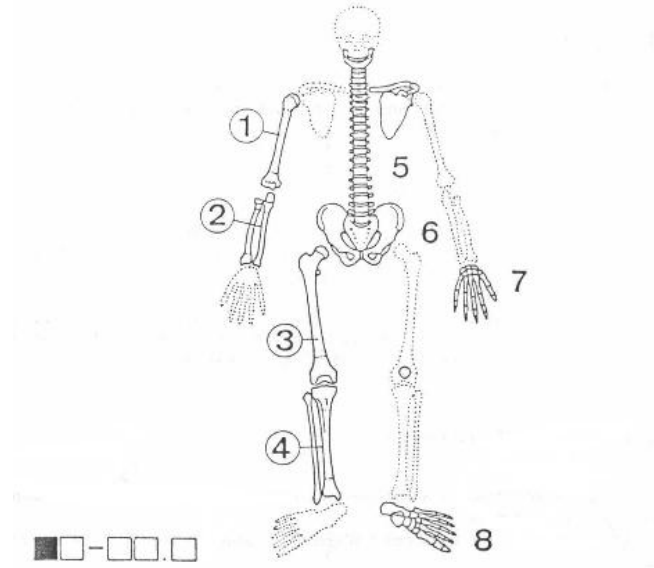
IV. Derece: Etkilenmiş alandaki kas ve deride yaygın kontüzyon ve ezilme mevcut.(63)



Şekil 9: Tscherne ve Gotzen Sınıflandırması

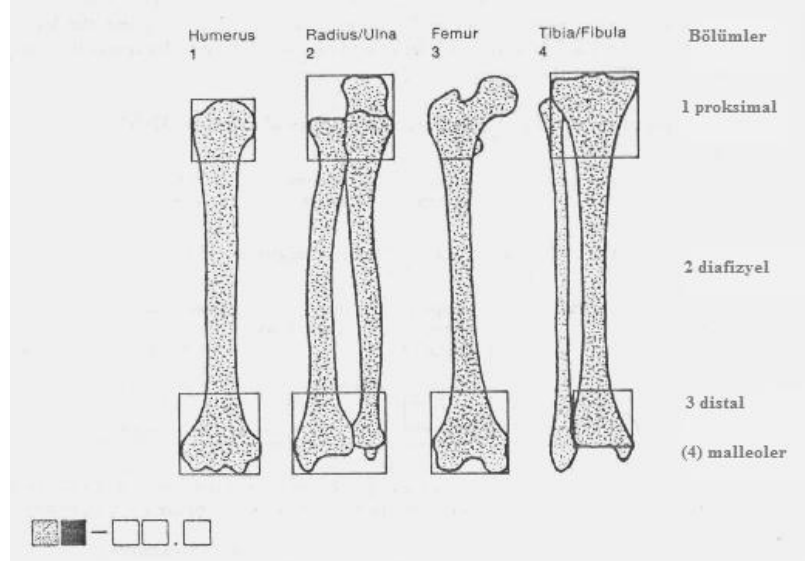
2.3.4.5 AO/OTA Morfolojik Sınıflandırma:

AO Grubunun yapmış olduğu sınıflandırmada, önce uzun kemikler numaralandırılır. Buna göre humerus 1, önkol 2, femur 3, tibia 4 numara ile kodlanır. (şekil 10)



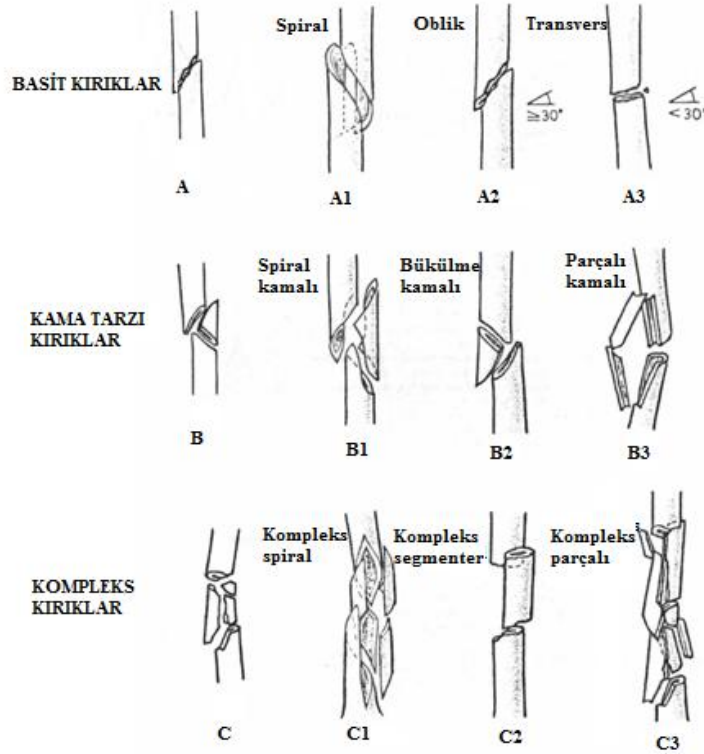
Şekil 10: AO sınıflandırmasında kemiklerin kodlanması

Uzun kemik kırıkları kendi içinde; proksimal bölge kırıkları 1, cisim kırıkları 2, distal bölge kırıkları 3 olarak kodlanır. (Şekil 11)



Şekil 11: AO/OTA sınıflandırmasında uzun kemikler için kullanılan bölgesel kodlama

Kırık alt gruplamasında; basit kırıklar A, kama tipi kırıklar B, kompleks kırıklar C olarak kodlanır. Bu gruplar da kendi arasında; A1-A2-A3; B1-B2-B3; C1-C2-C3 olarak alt gruplara ayrılır. (Şekil 12)



Şekil 12: Femur cisim kırıklarında kullanılan AO sınıflandırması (alt gruplar)

Bu sınıflandırma, kırık tipi ve lokalizasyonunu baz alarak; femur kırıklarını 27 farklı alt gruba ayırır. Sınıflandırma ön-arka ve yan grafiler ışığında yapılır. A1 spiral kırıkları, A2 oblik kırıkları ve A3 transvers kırıkları içerir. B1 spiral kama, B2 bükülme kama ve B3 parçalı kama kırıkları içerir. C1 bütün kompleks spiral kırıkları, C2 segmenter kırıkları ve C3 kompleks parçalı kırıkları içerir (Şekil 12) (64)

2.3.5 Tedavi

Femur cisim kırığı şüphesi bulunan bir hastada, ilk tedavi travma alanında başlar. Kırık uçlarının damar, sinir, kas ve cilt gibi yumuşak dokuları daha fazla yaralamaması ve olası şok tablosuna engel olmak için; kırıkların geçici tespitlerle sabitlenmesi çok önemlidir. Gerekirse hasta travma alanında resüsite edilmelidir. İlk müdahale tamamlandıktan sonra, esas tedaviye geçilmelidir.

Femur cisim kırıklarında nihai tedavinin amacı; ekstremitenin anatomik bütünlüğünü sağlayarak, hastaya erken dönemde fonksiyonlarını kazandırmaktır. Hastanın yaşı, sosyoekonomik durumu; kırığın tipi, lokalizasyonu ve parçalanmanın derecesi; çevre yumuşak dokularının durumu, nörovasküler yaralanmalar ve eşlik eden diğer yaralanmalar tedavi yönteminin belirlenmesinde etkilidir.(1,56) Femur kırıklarının tedavisinde kullanılan yöntemler; konservatif ve cerrahi yöntemler olarak ikiye ayrılmaktadır. Konservatif tedavide; traksiyon, alçı ve breys tedavisi kullanılmaktadır. Cerrahi tedavi yöntemleri; intramedüller çivileme (İMÇ), plak-vida ile internal tespit ve eksternal fiksatörlerle (EF) tespittir.

2.3.5.1 Konservatif tedavi:

A.Cilt traksiyonu (indirekt traksiyon): Tarihsel değeri olan bir yöntemdir. En büyük dezavantajı, cilt nekrozu olmadan redüksiyonu sağlayabilecek yeterli traksiyonu uygulayamamaktır. Günümüzde yetişkinlerde; immobilizasyon veya nakil durumlarında, iskelet traksiyonu uygulama imkanı yok ise; ağrıyı azaltmak amacıyla uygulanır. Kas kitlesinin az ve direncin düşük olduğu küçük çocuklarda, kırığın nihai tedavisi olarak uygulanabilir.

B. İskelet traksiyonu (direkt traksiyon): 1970'ler öncesinde femur cisim kırıklarının nihai tedavisinde kullanılırken, günümüzde preoperatif dönemde kırık takibinde kullanılmaktadır.

Cerrahiye uygun olmayan hastalarda uygulanabileceği belirtilse de; bu hastalar aslında uzun süreli yatak istirahati gerektiren bu tedavi yöntemi için uygun aday değildirler. Bu yöntemin amacı; femoral uzunluğun sağlanması, rotasyonel ve açılanmaya yol açan kuvvetlerin nötralize edilmesidir.

Femur cisim kırıklarında iskelet traksiyonu, distal femurdan veya proksimal tibiadan yerleştirilen pinlere asılan ağırlıklarla sağlanabilir. Distal femur traksiyonu, direkt uzunlamasına bir traksiyon sağlasa da; vastus kasında pine bağlı skarlaşma nedeniyle, kırık kaynaması sonrası daha fazla diz sertliğine neden olmaktadır. Tibial tüberkülden uygulanan iskelet traksiyonu, eşlik eden diz bağ yaralanması varlığında kontrendikedir.

Her iki yöntem de teorik olarak, pin dibi enfeksiyonuna ikincil gelişen diz septik artritine yol açabilir. Bunun dışında; kısalık, hastanede uzun kalış süresi, akciğer ve cilt problemleri ve kötü pozisyonda kaynama diğer komplikasyonlarıdır.

C. Alçı breysi: Yumuşak dokulara uyguladığı çevresel destek nedeni ile kırığı parsiyel olarak yükten kurtararak ve artan şekilde yük vermeye izin vererek yürümeyi sağlayabilen eksternal destektir.

Özellikle femur cisminin orta ve distal 1/3 bölgelerindeki kırıklarda uygulanır. 1970 yılında Mooney ve Nickel, dizden menteşeli uzun bacak alçısı ile femur distalindeki kırık tedavisinde, çok iyi sonuçlar yayınlamışlardır. 1972'de Sarmiento, dizden menteşeli breyse ait başarılı sonuçlar yayınlamıştır. 1973'de Connolly, her seviyedeki femur cisim kırıklarında kullanılabilecek, pelvisi içine alan, dizden menteşeli uzun bacak yürüme alçısı ve breys sistemi ile ilgili çalışmalarını bildirmiştir.(55)

Alçı breys ile takip edilen vakalarda; en iyi sonuçlar, öncesinde bir süre iskelet traksiyonu ile takip edilmiş olan gruplardan elde edilmiştir.

Alçı breysi tedavisinde karşılaşılabilecek problemler arasında; redüksiyon kaybı, kötü pozisyonda kaynama, kısalık ve açılanma bulunur. Kaynamama oranı çok yüksektir. Modern kırık tedavisinde yeri yoktur.

2.3.5.2.Cerrahi Tedavi

A. Eksternal fiksator (EF) uygulaması: Tip IIIB ve IIIC açık kırıklar ile politravmatize hastalardaki femur cisim kırıkları, eksternal fiksator (EF) uygulaması

endikasyonları arasında yer alır. Ayrıca internal fiksasyonu tolere edemeyecek olan hastalarda da göreceli endikasyon mevcuttur. Kısa cerrahi süresi, daha az cerrahi kanama, postoperatif yara bakımında kolaylık ve erken mobilizasyona izin vermesi avantajları arasında sayılabilir. Komplikasyonları arasında kırığın distraksiyonu, %50'lere varan pin dibi enfeksiyonu, pin gevşemesi ve dizde hareket kısıtlılığı yer alır.

İyi bir fiksator yerleşimi için, şanz vidalarının mümkün olduğunca kırık hattına yakın yerleştirilmesi ve barın kemiğe yakın uygulanması gerekir. Kırık şekline bağlı olarak, daha katı tespit amacıyla, fiksatorler femurun dış yanından veya ön tarafından uygulanabilir. Sirküler eksternal fiksatorlerin, kırık komponentler üzerindeki stabilitesi daha fazladır.

B. İntramedüller çivileme (İMÇ): Modern intramedüller fiksasyon yöntemi, Küntscher'in çalışmalarına dayanmaktadır. Küntscher'in tasarladığı yonca yaprağı şeklindeki kapalı redüksiyonu sağlayan çiviler, bazı değişikliklere uğrasa da; günümüzde kullanılan çivilerin temelini oluşturmaktadır.

Günümüzde yaygın olarak kullanılan intramedüller çiviler;

i- Standart intramedüller çiviler: Küntscher, AO, Schneider, Samson gibi çivilerdir. Kemiğin uzunluğu boyunca kanalı doldurarak, birçok noktadan endosteal temas ile stabilite sağlanması prensibine dayalı çalışırlar. Endikasyonları istmik bölge kırıklarıdır.

ii- Fleksibl intramedüller çiviler: Rush ve Ender çivileri bu gruptadır. Bu grup içinde Ender çivileri, erişkin femur cisim kırıklarında en fazla kullanılanıdır. Üç nokta prensibine dayalı görev yapar. Oyma işlemi yapılmadan kullanılır.

iii- Kilitli intramedüller çiviler: intramedüller çiviye proksimal ve distalden kilitleme vidaları eklenerek elde edilmişlerdir.

Kırık tespitinde temelde iki metot vardır.

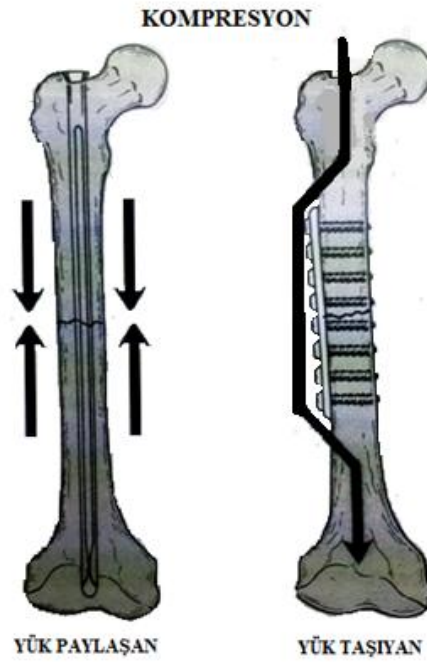
- **Statik kilitleme:** Proksimal ve distalden kilitleme vidalarının yerleştirilmesini ifade eder. Bu metot özellikle Winquist-Hansen Tip III ve IV kırıklarda olduğu gibi, kortikal temasın az olduğu parçalı kırıklarda; uzunluk ve rotasyonun kontrolü amacıyla kullanılır.

- **Dinamik kilitleme:** Proksimal veya distal kilitleme vidalarından sadece birinin yerleştirilmesi olarak tanımlanır. Winquist Hansen Tip I ve II gibi stabil

kırıklarda kullanılır. Parçalı kırıklarda kullanılırsa, rotasyon ve uzunluğun kontrolü sağlanamaz.

Günümüzde kapalı femur cisim kırıkları ve GAS tip III B ‘ye kadar olan açık kırıkların ideal tedavisi intramedüller çivileme yöntemidir. Açık veya kapalı olarak uygulanabilir. (58)

Daha az cerrahi diseksiyon gerektirmesi ve periosteal dolaşımın daha az bozulmasına bağlı, daha düşük enfeksiyon gelişme oranı ve daha yüksek kaynama oranı görülür. Erken fonksiyonel iyileşme sağlayarak erken mobilizasyona izin verir. Kuadriseps kasında daha az skara neden olması, parçalı kırıklarda uzunluk ve dizilimin sağlanması, refraktür oranlarının düşük olması; yöntemin avantajları arasında yer alır. Ayrıca İMÇ, yük taşıyan plağın aksine; yükü kemikle paylaşarak internal atel gibi görev yapar. Bunun sonucu binen yük, kırık iyileşmesine ve konsolidasyona yardımcı olur.(şekil 13)



Şekil 13: İmplantların yük aktarım modelleri.

Açık uygulandığında, kapalı İMÇ’ye göre; enfeksiyon riskinin bir miktar artması, hematoma boşalması nedeniyle kaynamada bir miktar gecikme görülmesi, kan kaybının artması dezavantajlarıdır. Skopi kullanımına bağlı artmış radyasyon maruziyeti, kırık redüksiyonu ve rotasyonel stabiliteyi sağlamada güçlük, skopi ve

traksiyon masası gibi daha fazla donanıma ihtiyaç duyulması; kapalı uygulamadaki dezavantajlardır.

C. Plak ve vida ile tespit

Kırıkların internal tespitinde, 100 yılı aşkın zamandır plaklar kullanılmaktadır. İlk defa 1895 yılında, Lane tarafından, internal tespit amacıyla metal plak kullanılmıştır. Ancak korozyon problemlerinin ortaya çıkmasıyla nedeniyle kullanımı terk edilmiştir. (şekil 14). Daha sonra 1909 yılında Lambotte (şekil 15) ve 1912 yılında Sherman kendi plak modellerini geliştirmişlerdir. Metalürjideki gelişim sayesinde, plakların korozyon direnci arttırılmıştır. 1948 yılında Eggers tarafından tasarlanan plakta, vida başlarının üzerinde kaymasına izin veren 2 adet oval yuva mevcuttur. Plağın yapısal güçsüzlüğü ve tespitin yetersizliği nedeniyle, bu plağın kullanımı da terk edilmiştir.



Şekil 14: Lane plağı



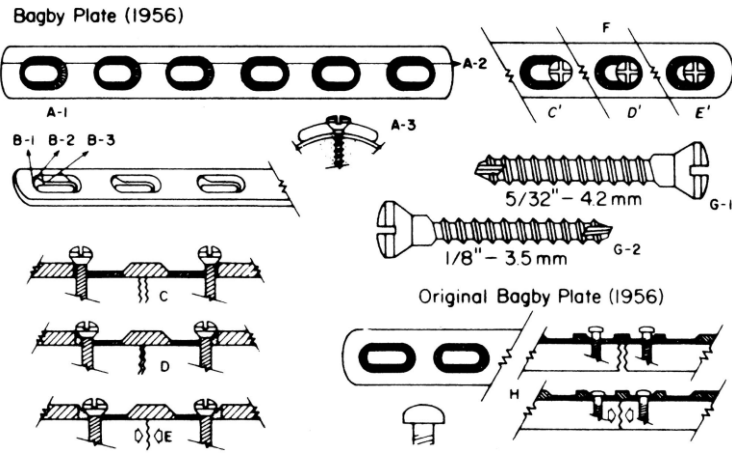
Şekil 15: Lambotte'nin plağı (1909) her iki uçta ince, yuvarlak ve konik şekildedir

Danis, 1949 yılında, kırık fragmanlar arasında kompresyonun gerekliliğini tanımlamıştır. Bu amaç doğrultusunda 'coapteur' ismini verdiği plakla, fragmanlar arası hareketi azaltıp, tespit stabilitesini arttırmıştır.(şekil 16) Böylelikle günümüzde primer kemik iyileşmesi olarak bilinen sürece yol göstermiştir.



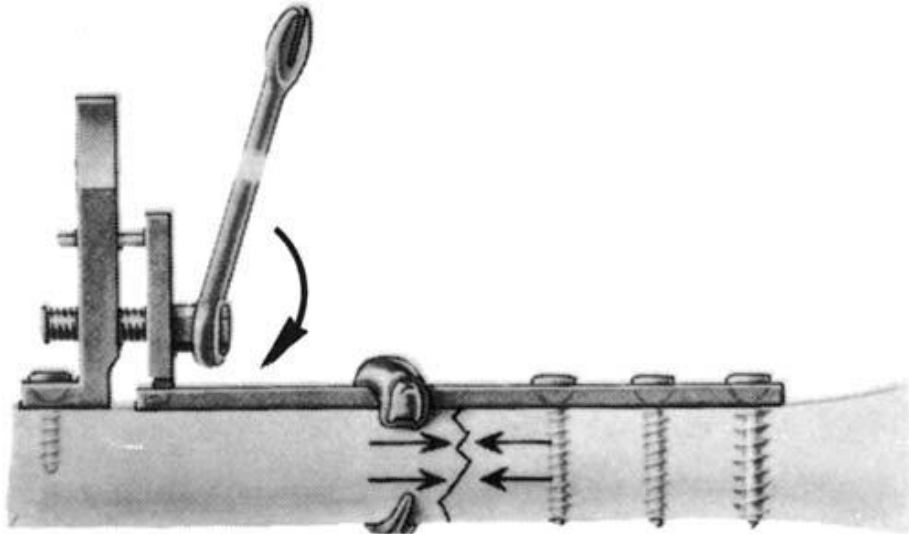
Şekil 16: Danis plağı (1949) 'coaptateur'

1958 yılında Bagby ve Janes, özel olarak tasarlanmış oval delikleri sayesinde; vidaların sıkılmasıyla fragmanlar arası kompresyon yapan plağı tanımlamışlardır. (şekil 17)



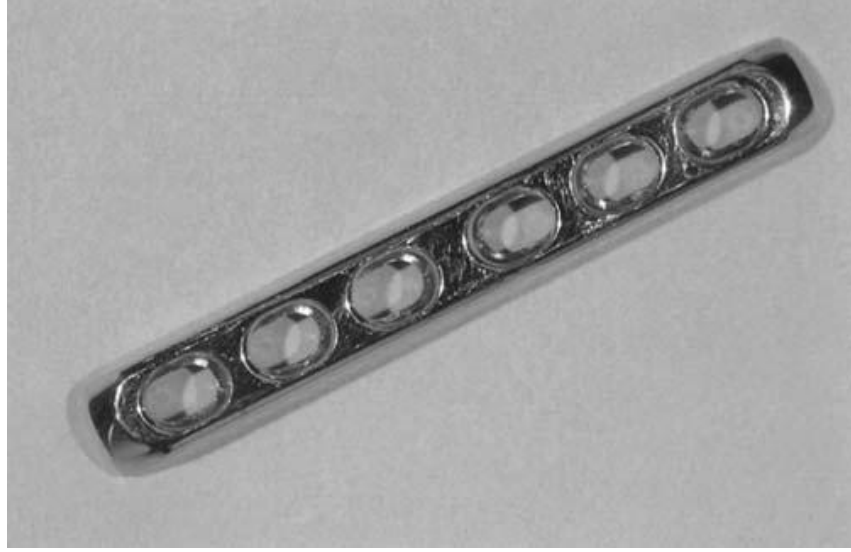
Şekil 17: Bagby ve Janes'in tasarladığı plak

1965 yılında Müller ve ark.'ları tarafından, kemiğe geçici olarak tutturulan gerdirici yardımıyla, fragmanlar arası kompresyon yapan plak sistemi tariflenmiştir. (şekil 18)



Şekil 18: Müller'in tasarladığı plak

Plak üzerinden kompresyon amaçlı gerdirici kullanımı, oval delikli dinamik kompresyon plağının (DKP) bulunmasıyla terk edilmiştir. (şekil 19)



Şekil 19: Dinamik kompresyon plağı

DKP' larının avantajları; düşük yanlış kaynama oranları, stabil internal tespit sağlayarak eksternal tespit yöntemlerine ihtiyaç duyulmaması ve böylece komşu eklemlere erken hareket verilebilmesidir.

DKP' larının dezavantajları ise; gecikmiş kaynama görülebilmesi ve mikroskopik düzeyde tespit edilebilen kırık ayrışmalarının devam etmesi nedeniyle plak çıkartıldıktan sonra refraktür oluşma riskinin bulunmasıdır.

DKP' larının kortikal temas yüzeylerinin fazla olması ve buna bağlı olarak periosteal kanlanmayı bozması nedeniyle, 'düşük temaslı, dinamik kompresyon plakları (DT-DKP) tasarlanmıştır. Bu plakların, DKP' larına oranla %50 daha az kortikal temas sağladığı savunulmaktadır.(65)

Plaklar fonksiyonel olarak 4 grupta toplanır;

Nötralizasyon plağı: Döndürme, bükülme ve makaslama kuvvetlerini nötralize etmek amacıyla kullanılır. Kelebek veya kama tipi fragmanı olan kırıklarda, sıklıkla interfragmanter vida fiksasyonu sonrası kullanılır.

Kompresyon plakları: Döndürme, bükülme ve makaslama kuvvetlerini nötralize eder. Kırık alanında kompresyon oluşturur. Transvers veya kısa oblik cisim kırıklarında kullanılır.

Destek plakları: Kompresyon ve makaslama kuvvetlerini önlerler. Metafizler veya epifizler kırıklarda tercih edilirler..

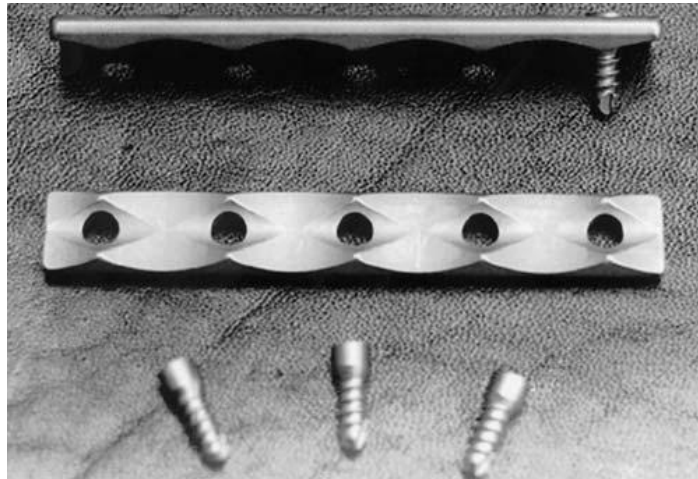
Köprü plakları: Anatomik redüksiyon sağlanamayacak, parçalı instabil kırıklarda veya defektli kırıklarda kullanılırlar.

1960'ların başında, AO prensipleri ile modern plaklama yöntemi şekillenmiştir. Anatomik redüksiyon ve katı tespit, mutlak şartlardı. Femur için genellikle, kırığın her iki tarafında sekiz korteksin vidalar ile tutturulması yeterli olarak kabul ediliyordu.(66)

Günümüzde İMÇ yöntemlerinin başarısı ve yaygın bir şekilde kabul görmesi nedeniyle; plak-vida tespiti, erişkin femur cisim kırıklarının tedavisinde kısıtlı durumlar dışında yer bulamamaktadır. Plak tespiti; AO Tip A kırıklarda, anatomik yerleştirme ve katı tespit yöntemiyle uygulanabilir. AO Tip B ve özellikle AO Tip C kırıklarda, aşırı periost sıyrılması ve yumuşak doku yaralanmasından kaçınmak amacıyla; subkutan veya submüsküler teknikle köprüleme yöntemi uygulanır. Kilitli vida kullanılan plakların daha başarılı olduğu belirtilmektedir.

AO grubu tarafından 1990'lı yılların başına kadar, kırık fragmanların kompresyonu ile stabilizasyonu, internal tespitte temel dayanak olarak kabul edilirken; biyolojik osteosentezin tarif edilmesiyle bu yöntem terk edilmeye başlanmıştır.(67)

Biyolojik osteosentezin tanımlanmasıyla, 'noktasal temaslı fiksator' (NT-Fiks) geliştirilmiştir. Stabilitate, plak üzerine kilitlenebilen mono kortikal vidalarla sağlanır. Kemığın plağa doğru çekilmesini engelleyerek fiksator gibi davranmaktadır. (şekil 20)



Şekil 20: Noktasal temaslı fiksator

2.3.6 Komplikasyonlar

Bunları 3 grupta toplayabiliriz:

- A. Travmayla ilgili komplikasyonlar:** Ateşli silah yaralanması, ezilme yaralanmaları, çoklu yaralanmalar ve açık kırıklar gibi kırığı oluşturan zorlamaların neden olduğu komplikasyonlardır.
- B. Kırık tedavisi ile ilgili olanlar:** Kırık redüksiyonu esnasında olan komplikasyonlar; konservatif tedavi ile birlikte uzun süreli hareketsizlik ve iskelet traksiyonunda uygulanan pine bağlı komplikasyonlar; cerrahi tedavide uygulanan implantlara ait problemler ve enfeksiyon.
- C. Geç komplikasyonlar:** Ekstremitte kısalığı, rotasyon, açılanma, kaynama gecikmesi, implant yetmezliği ve psödoartroz bu grupta sayılabilir.

Genel komplikasyonlar

1-Şok: Femur cisim kırıkları, 1500-2000 cc kadar kanamaya ve buna bağlı hipovolemik şoka neden olabilir. Transfüzyon ve genel şok tedavisi uygulanır.

2- Arter yaralanması: Günlük yaşamda femur cisim kırığına eşlik eden damar yaralanması nadir görülür. Fried G. (1978) ve Wolinsky P.R (1996) tarafından sıklığı 1/1000 vaka olarak bildirilmiştir.(55) Femur distalinde addüktör hiatusunda; femoral arter gergin olduğundan küt travmayla sanıldığından az yaralanır.

Ekstremitelerde olan ASY'nın; %47-59'na majör yumuşak doku hasarı, %59'na sinir yaralanması, %24'ne damar yaralanması, %44-47'ne kemik hasarı eşlik etmektedir.(60,61)

Periferik nabızların alınamaması veya düzensiz olması, yaralanma yerinden nabızla eş zamanlı kanama olması, hematom gelişimi, şok tablosu damar yaralanması açısından uyarıcı olmalıdır. Acil doppler ultrasonografi ve arteryografi, tanı ve tedavi planlanması aşamalarında gereklidir. Damar tamiri yapılacaksa, öncelikle eksternal veya internal tespit yöntemiyle fiksasyon hızla sağlanmalıdır. Ardından medialden damar onarımı uygulanır.

3. Sinir yaralanmaları: Siyatik ve femoral sinirler derinde olduğundan, femur cisim kırıklarına eşlik eden sinir yaralanmaları daha çok ASY gibi penetran yaralanmalar sonucu oluşmaktadır. Ayrıca peroneal sinirin aşırı gerildiği durumlarda peroneal sinir felci görülebilir.

4. Açık kırık: Genel durum düzeltilir düzeltilmez; yaralanmadan sonraki ilk 8 saat içinde yara debridmanı ve kırığın tespiti (minimal osteosentez, İMÇ, EF, özel koşullarda plak tespiti) yapılır. Çok kirli ve parçalı olmayan yaralarda, yaranın primer kapatılması veya gecikmiş greftle onarımı yapılarak; antibiyoterapi uygulanır. Gerekli durumlarda seri debridmanlar uygulanır.

5. Akut Respiratuar Distres Sendromu (ARDS) ve pulmoner komplikasyonlar: Travma, şok veya enfeksiyon gibi olaylardan sonra gelişen pulmoner ödeme ikincil ortaya çıkan solunum yetmezliği tablosudur. Bulguları takipne, dispne, hipoksemi ve azalmış akciğer uyumudur. Uzun kemik kırıkları sonrasında gelişen ARDS'nin tanısı en iyi arteryel kan gazı ile konulur. Normal destek tedavisi sıklıkla başarısız olup; %50 mortalite oranı mevcuttur. Tedavide basınçlı mekanik ventilasyon önemlidir; ancak steroidlerin faydası gösterilememiştir. Femur gibi uzun kemik kırıklarının erken stabilizasyonu, pulmoner komplikasyon riskini azaltır.

6-Gecikmiş şok ve yağ embolisi: Femur cisim kırıkları sonrasında %10'a varan yağ embolisi riski mevcuttur. Yağ embolisi nedeniyle ölüm oranı yüksektir. Kırık sonrası ilk birkaç gün içinde ani gelişen ruhsal bozukluk, ajitasyon, konfüzyon, baş ağrısı, taşikardi, solunum hızlanması, ateş ve göğüs ağrısı ilk belirtileridir. Daha sonra ciltte peteşiler, akciğer ödemi, arteryel basıncın 50mmHg'nın altına düşmesi ve idrarda yağ bulgusu gözlenir. Tedavi olarak oksijen verilir. Ağır olgularda morfin ve diüretikler tedaviye eklenerek, otomatik basınçlı solunum cihazlarıyla solunum desteklenir.

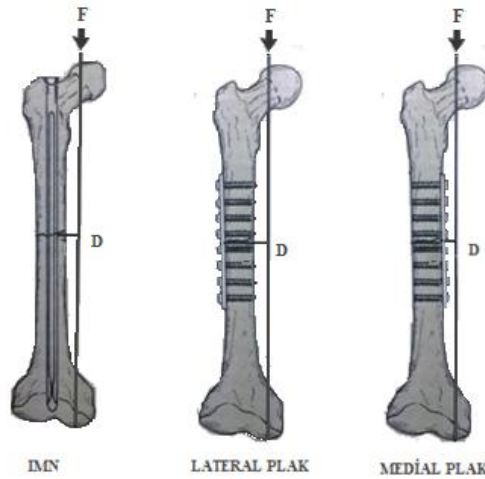
6. Sepsis: Hastaneye geç başvuran açık kırık olgularında, ezilme tarzı yaralanmalarda, anal bölgeye doğru uzanan yaralanmalarda, geniş yumuşak doku diseksiyonu uygulanan cerrahi girişimlerden sonra ortalama 3-5 gün içerisinde başlayan; ateş yüksekliği, kızarıklık ve ödem enfeksiyonun erken belirteçlerindedir. Tedavisi; cerrahi drenaj, debridman ve yaradan üretilen etkene uygun antibiyoterapinin düzenlenmesi ile sağlanır. Kurşun gibi enfeksiyona neden olabilecek yabancı cisim varsa çıkartılır. Yerleştirilen İMÇ ve plak gibi tespit materyalleri ilk aşamada çıkartılmaz.

7.Enfeksiyon: İyi debride edilmeyen ölü kemik ve dokuların bulunması, kontamine yaralanmalarda primer kapama işleminin uygulanması, cerrahi esnasında geniş kas diseksiyonu ve periost sıyrılması, uzun ameliyat süresi, asepsi kurallarına

uyulmaması ve tekrarlayan cerrahi girişimler, enfeksiyona neden olabilir. Çok parçalı kırıklarda, yumuşak doku yaralanmasının fazla olması nedeniyle; tip III B ve III C açık kırıklarda risk daha yüksektir. Ameliyattan haftalar veya aylar sonra uylukta şişme, eritem ve ameliyat yerinden pürülan akıntı olabilir. Radyografi ve gereğinde fistülografi ile enfeksiyon odağının yeri ve ölü kemik (sekestr) varlığı hakkında bilgi edinilir.

8. İmplant yetmezliği: 1960'lı yıllardan itibaren, Sherman-Eggers ve Lane plağı gibi zayıf yapıdaki plakların terk edilmesi ve DKP' larının standart kullanılmaya başlanmasıyla, daha az görülmeye başlanmıştır. Temel neden, kaynamama veya plak gibi yükü üzerine alan implantlarda oluşan siklik yüklenmelerdir.

Plaklar femur cisimi lateraline; eksantrik olarak yerleştirildiğinden bacağa yük verildiğinde kaldıraç kolu İMÇ'ye göre 1-2 cm daha uzun olacaktır. Böylelikle çiviye göre, lateralden uygulanan plak daha az stabilite sağlar ve stresle daha çok bükülerek kırık iyileşmesini kötü etkiler. Medialden uygulanacak plakta ise; kaldıraç kolu daha kısa olacağından, aynı kuvvet altında, daha az bükülme momentine maruz kalır. (şekil 21)



Şekil 21: Bükülme momentinin implantlar arasında gösterdiği değişkenlik Bükülme momenti= F (kuvvet) x D (uzaklık). F= mekanik aks doğrultusunda uygulanan kuvvet, D= Uygulanan kuvvet ile implant arasındaki uzaklık. (D) mesafesi; IMN, lateral plak ve medial plak uygulamalarında değişkendir.

9. Refraktür gelişimi: İnternal tespit esnasında, yumuşak doku diseksiyonunun fazla olması ve medial desteğin yetersizliği, refraktür gelişiminde başlıca faktörlerdir (68). Breederveld ve ark.'ları (69) tarafından 1985'te yapılan

çalışmada, operasyon sonrası refraktür gelişen 148 femur cisim kırıklı hasta incelenmiş ve plak-vida osteosentezi uygulanan hastalarda %13 oranında refraktür geliştiği bildirilmiştir. Erken kallus formasyonu ve implant çıkarılmasını takip eden süre en riskli dönemdir. Bu nedenle AO/ASIF grubu femur cisim kırıklarında uygulanan plakların, 24-36 ay geçmeden çıkarılmamasını önerir. Plağın altındaki kortikal kemiğin kanlanmasının bozulması nedeniyle kemik rezorpsiyonu olur ve bunun normale dönmesi uzun süre alır. Plak erken çıkartılırsa, osteopeni ve çıkarılan vida yataklarındaki azalmış dirence bağlı olarak refraktür olabileceğinden; plak çıkartılan ekstremiteye, 12 hafta süreyle tam yük verilmemesi önerilmektedir.(70)

10.Kaynama gecikmesi: Kaynama gecikmesi, kaynamamaya göre daha sık görülür. Femur kırığı sonrasında 3-4 ay süre geçmesine rağmen, kırık hattında ağrı ve duyarlılık olması; kaynama gecikmesi yönünden, klinik ve radyolojik incelemeyi gerektirir. Kaynamada gecikme; açık kırıklarda, enfekte kırıklarda, yetersiz tespitite ve erken yük verme sonucunda görülebilir. Statik KİMÇ uygulanmış vakalarda, kırık kaynamasının hızlandırma amacıyla dinamizasyon uygulanır.

11. Kaynamama/psödoartroz: Femur kırığı sonrasında 4-5 ay süre geçmesine rağmen, kırık yerinde yeterli kallus dokusunun oluşmamasıdır. Parçalı kırıklarda eşlik eden yumuşak doku yaralanması veya geniş cerrahi yumuşak doku diseksiyonu; çoklu yaralanmaya bağlı oksijenizasyon ve kanlanmanın bozulması; teknik olarak yeterli katı tespitin sağlanamaması temel etkenlerdir. İleri yaş ve kronik hastalıklar da kaynamayı olumsuz yönde etkilemektedir.

Femur kırıklarında kaynamama sıklığı; Roetman ve Pihlajamaki tarafından yapılan farklı çalışmalarda (71,72) %12.5 olarak; Schroeder (73) tarafından ise %14 olarak bildirilmiştir. Kaynamama tanısı için, floroskopi altında kırık kemikte hareket ve rotasyon stresine tepki araştırılır.

AO grubu psödoartrozları; hipertrofik, oligotrofik ve atrofik olarak 3 gruba ayırır ve tedavilerini buna göre düzenler. Birinci grupta psödoartroz bölgesi açılmadan; ikinci grupta greftlemeyi takiben; üçüncü grupta ise psödoartroz bölgesinin rezeksiyonunu ve greftlenmesini takiben, kompresyon plağı ile tespiti önerilmektedir.

12. Yanlış kaynama: Femur kırığı sonrası, adduktor kasların çekmesiyle varus açılanması sık gözlenir. Koronal planda 8° varus, 15° valgus; sagittal planda 15°'ye kadar olan açılanmalar kabul edilebilir. 10°'ye kadar iç rotasyon (IR), 15°'ye kadar dış rotasyon (DR) deformiteleri de kabul edilebilir. 3 cm 'den fazla olan ekstremitte kısalığı tedavi gerektirir. Bu sınırları aşan açılanma ve rotasyonlarda, subtrokanterik veya suprakondiler bölgeden yapılan osteotomiler ile düzeltme sağlanır.

13. Heterotopik kemikleşme: Özellikle İMÇ uygulanan olgularda, kalça eklemi çevresinde görülür. Genellikle, cerrahiden sonra 3. ayda görülmeye başlansa da; 6 ay civarında olgun hale gelir. Kafa travması geçirenlerde ve yoğun bakım ünitesinde uzun süre yatan hastalarda daha sık görülür. Başlangıçta düşük doz radyoterapi önerilebilir. Cerrahi eksizyon, tüm vücut kemik sintigrafisi ile aktif dönemde olmadığı gösterildikten sonra yapılmalıdır.

14. Dizde sertlik: Femur kırıklarından sonra sık görülür. Kırığı oluşturan travma ile kuadriseps kaslarının yaralanması ve burada oluşan kanamanın fibrozis ile iyileşmesi sonucu gelişir. Ayrıca uzun süreli tespit sonrası gelişen kas atrofisi ve perikapsüler sertliğe veya dize yakın geçilen iskelet traksiyonuna bağlı olarak gelişebilir. Bu komplikasyonu engellemede en önemli ilke; dizin, 6 haftadan uzun süre hareketsiz bırakılmamasıdır. Erken dönemde izometrik kuadriseps egzersizlerine başlanmalıdır.

Kırık iyileşmesinden 4 ay süre geçmesine rağmen diz eklem hareket açıklığı 90°'den az ise genel anestezi altında manipülasyon, rehabilitasyona dirençli vakalarda ise kuadrisepsplasti uygulanabilir.

3-GEREÇ VE YÖNTEM

Femur cisim kırıklarında kullanılan internal tespit yöntemlerinden olan plak-vida uygulamasının; farklı iki kırık seviyesi için (sırasıyla, distal eklem seviyesinin 15 cm ve 18 cm proksimalinden), farklı iki yaklaşımla (sırasıyla, medial ve lateral) uygulandıklarında ortaya çıkan biyomekanik farklılıklarını araştırmak amacıyla deneysel çalışma yapıldı.

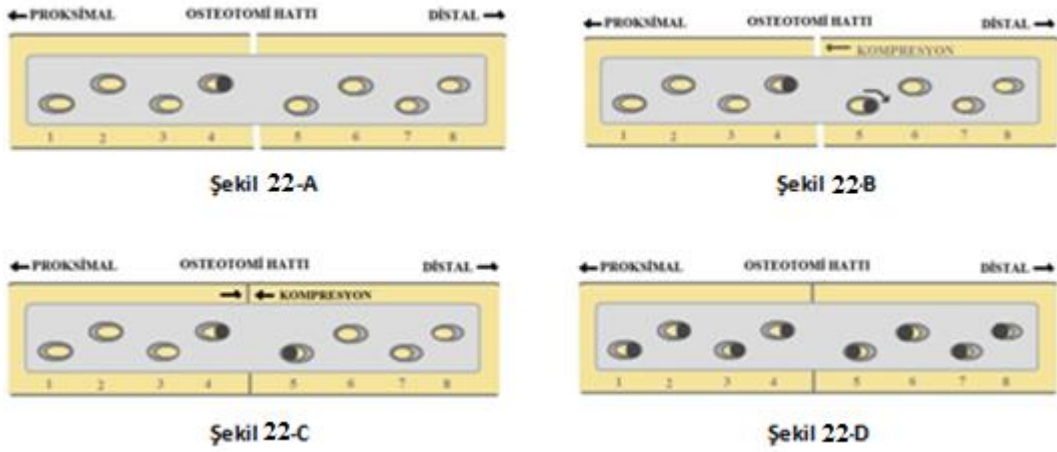
Bu çalışmada, Keklikoğlu Plastik San. Tic. Ltd. Şti (KAYSERİ) tarafından üretilmiş ANATOMİTÜRK (TS-EN-ISO:9001-2000) marka 60 adet sol, sentetik femur maketi kullanıldı.

Femur maketlerinin; baş çapı 46 mm, baş-boyun açısı 127°, transkondiler çapı 74 mm, medial kondil ön arka çapı 55 mm, lateral kondil ön arka çapı 65 mm olarak belirlendi. Büyük trokanterin en üst noktasından lateralde eklem yüzüne olan mesafe 42 cm, femur cisim boyu (küçük trokanter ile distal eklem yüzünün 10 cm proksimali arasında kalan mesafe) 26 cm olarak belirlendi. Distal eklem mesafesinden 10 cm ile 18.6 cm proksimali arasında kalan bölge, femur cisminin 1/3 distal bölgesi olarak belirlendi.

Oluşturulacak kırık modelinin, distal femoral cisim bölgesinde ve transvers (<30°) uzanım gösterecek şekilde olmasına dikkat ederek, el testeresi ile distal eklem yüzünün 15 cm ve 18 cm proksimalinden kesiler uygulandı.

Kırık hattında kompresyon oluşturabilmek amacıyla; 8 delikli, 4.5 mm'lik, geniş, çelik DKP' ları (ORCER -CE 1014 Lot: 0003417) kırık tespitinde kullanıldı. Kırık tespitinde uygulanan tekniğin, sonuçlara olan etkisini en aza indirmek amacıyla; çalışmanın deneysel kısmı, tek bir uygulayıcı tarafından gerçekleştirildi. Sentetik femur maketleri üzerinde oluşturulan iki farklı kırık modeline (sırasıyla, distal eklem yüzünden 15 cm ve 18 cm proksimalde oluşturulan), iki farklı yönden (sırasıyla, medial ve lateral) DKP' ları uygulanarak; 4 grup oluşturuldu. Grup 1: 15 cm'den osteotomi uygulanıp, medial kenardan plak ve vida uygulanan grup (M-15); Grup 2: 18 cm'den osteotomi uygulanıp, medial kenardan plak ve vida uygulanan grup (M-18); Grup 3: 15 cm'den osteotomi uygulanıp, lateral kenardan plak ve vida uygulanan grup (L-15); Grup 4: 18 cm'den osteotomi uygulanıp, lateral kenardan plak ve vida uygulanan grup (L-18) olarak belirlendi.

Gruplara uygun olacak şekilde osteotomiler yapıldıktan sonra, 8 delikli 4.5'lik geniş DKP' larının 4 deliği osteotominin proksimalinde, 4 deliği ise distalinde kalacak şekilde yerleştirilerek, kemik klempı yardımıyla tutturuldu. Daha sonra, plağın 4. deliğinin nötral tarafından 3.2 mm lik matkap ucu ile her iki korteks drillendi. Uygun uzunlukta 4.5 mm'lik kortikal vida, nötral pozisyonda yerleştirilerek sonuna kadar sıkıldı. (şekil 22-A) Daha sonra 5 no.lu delik eksantrik olarak drillendi. (şekil 22-B) Uygun uzunlukta 4.5 mm'lik kortikal vida, kırık hattı redükte pozisyonda iken sonuna kadar sıkılarak, kırık hattında kompresyon sağlandı. (Şekil 22-C) Daha sonra plak üzerindeki tüm delikler uygun şekilde drillenerek, vida tespiti uygulandı.(şekil 22-D)



Şekil 22: Femur cisimde oluşturulan transvers kırık modeline plak-vida uygulama tekniği. A- İlk vida proksimaldeki 4. deliğe, nötral pozisyonda konulur ve sıkılır. B- İkinci uygulanacak vida, proksimalden 5. deliğin eksantrik tarafından uygulanır ve sıkılır. C- 5. deliğe uygulanan vida tam olarak sıkıldığında osteotomi hattında kompresyon sağlanır. D- Daha sonra tüm vidalar uygulanır.

Femur maketlerinde aksiyel yüklenme modelini simüle edebilmek amacıyla Shimadzu Autograph AG-X (seri no:I33004600566, 2007, Kyoto, JAPAN) test cihazı (şekil 23) (bundan sonra test cihazı olarak belirtilecektir) kullanıldı. 10 kN yük kapasiteli bu cihaz, Trapezium X programı (versiyon 1.2.1, 2007, Japan) ile kontrol edilmektedir. Bu program vasıtasıyla, yapılan deneylerden elde edilen veriler bilgisayara kaydedildi.

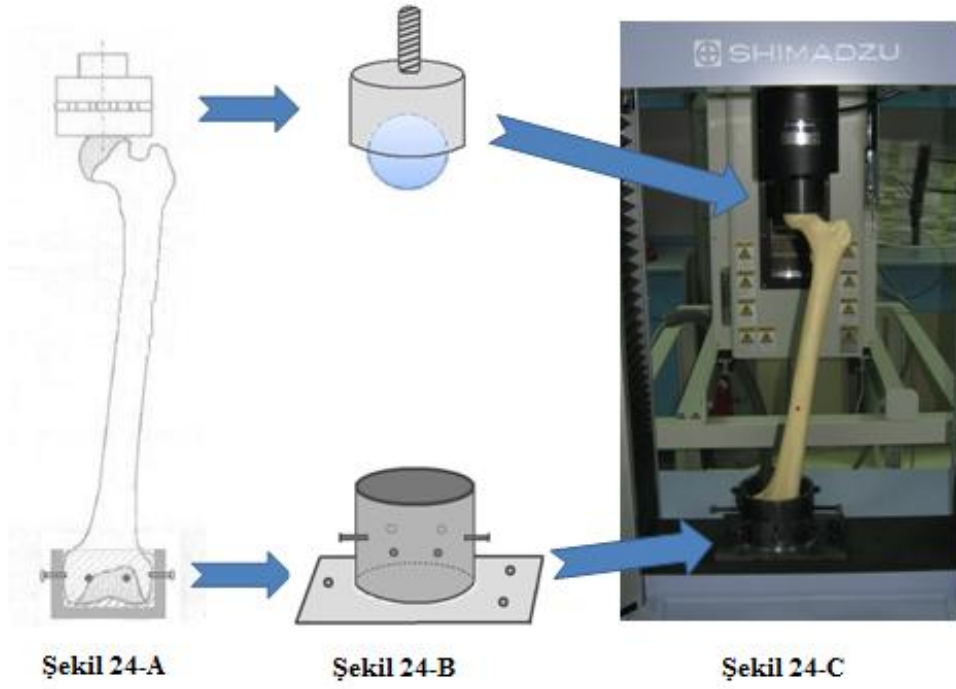


Şekil 23: Shimadzu Autograph AG-X çekme-basma test cihazı ve verilerin kaydedilmesini sağlayan Trapezium-X programı

Test cihazının, kuvvet uygulayan alt ve üst kolları aynı ekseninde yer almaktadır. Ayrıca femur maketlerinin tespitine uygun bağlantı aparatları bulunmamaktadır (şekil 23). Bu nedenle deneyler esnasında femur maketlerindeki eksantrik duruşu sağlayabilmek ve uygulanacak aksiyel kuvvet ile maketlerin kaymasını önlemek amacıyla, test cihazının üst ve alt kısımlarına tespit edilebilecek bağlantı aparatları hazırlandı. (şekil 24-A). Bu şekilde test cihazı tarafından uygulanacak olan aksiyel kuvvetin de, femurun mekanik eksenine paralel olması sağlandı.

Üst bağlantı aparatı için çelik silindir materyal kullanıldı. Silindirin alt ucunda, iç çapı femur başı çapına uyacak ölçüde (46 mm), yarım iç küre oluşturularak asetabulum simüle edildi. Silindirin üst ucunda, test cihazına bağlanmaya yardımcı olacak somun oluşturuldu.(Şekil 24-B-üst).

Alt bağlantı aparatı için yine çelik silindir materyal kullanıldı. Femur kondillerinin en geniş kısmı (medial kondilin arka kenarı ile lateral kondilin ön kenarı arasındaki mesafe, 84 mm) iç çap olacak şekilde, silindirin iç kısmı çıkartıldı. Aksiyel yüklenme deneyleri sırasında, femur maketlerinin kaymasını engellemek amacıyla; silindir yüksekliğinin orta noktasından eşit aralıklarla 8 adet vida deliği hazırlandı ve buradan yerleştirilen vidalar ile maketlerin tespitleri sağlandı. Mekanik aksı simüle etmek amacıyla; alt bağlantı aparatı test cihazına eksantrik olarak monte edildi.(şekil 24-B-alt ve 24-C).



Şekil 24: Shimadzu AG-X basma-çekme test cihazı için hazırlanan bağlantı aparatları

Femur maketleri, mekanik aks ile uyumlu olacak pozisyonda test cihazına yerleştirildikten sonra; cihaz 5 mm/dakika hızla aksiyel yüklenme uygulayacak şekilde ayarlandı. Test cihazı, aksiyel yüklenme başlamadan önce, femur üzerinde herhangi bir basıncın olmadığı 0 (sıfır) pozisyonunda kalibre edildi. Bu işlem her yeni model için, test başlatılmadan önce tekrarlandı. Maketlerde kırık oluşuncaya dek, sürekli artan kuvvetlerle aksiyel yüklenme uygulandı. Bu süre içinde, veriler Trapezium-X programı aracılığıyla bilgisayara kaydedildi (Tablo1). Her bir model için çizdirilen kuvvet (N) - deformasyon (mm) grafiklerinde; ilk düşüşün yaşandığı nokta ‘hasarlanmanın ilk başladığı kuvvet noktası’ olarak belirlendi. (Bundan sonra ‘ilk kuvvet’ olarak bahsedilecektir). Testler, kuvvet(N) – deformasyon (mm) grafiklerinde ani ve büyük düşüşün yaşandığı noktada sonlandırıldı ve burada saptanan en yüksek kuvvet değeri ‘maksimum dayanım noktasındaki kuvvet’ olarak tanımlandı.(Bundan sonra ‘maksimum kuvvet’ olarak bahsedilecektir).(Grafik 1)

Anahtar Kelime		Ürün Adı	
Test Dosyası Adı		Metot Dosya Adı	
Rapor Tarihi	2010.12.09	Test Tarihi	2010.12.09
Test Modu	Tek	Test Tipi	Basma
Hız	5mm/min	Şekil	Çubuk
Grup Sayısı:	1	Alt Grup Sayısı:	1

İsim Parametreler Birim	Çap mm	Yükseklik mm	LASE1_Kuvvet Uzama 1 mm N	LASE1_Gerilme Uzama 1 mm N/mm2
L3-15	27,5000	360,0000	242,331	0,40799

İsim Parametreler Birim	YP(%)_Kuvvet 0,1 % N	YP(%)_Gerilme 0,1 % N/mm2	YP(%)_Uzama 0,1 % mm	YP(%)_Yüzde U. 0,1 % %
L3-15	246,771	0,41547	1,02053	0,28348

İsim Parametreler Birim	YP(%)_Şekil Değ. 0,1 % mm	YP(%)_Strain 0,1 % %	YP(%)_Zaman 0,1 % sec	Elastik Kuvvet 10 - 20 N N/mm2
L3-15	1,02053	0,28348	12,2500	216,073

İsim Parametreler Birim	Eğri_Standart Kuvvet 10 - 20 N N/mm	Tangent Kuvvet 10 N N/mm2	Eğri_Tangent Kuvvet 10 N N/mm	Max_Kuvvet Tüm Alan Hesap N
L3-15	356,495	321,614	530,625	2553,53

İsim Parametreler Birim	Max_Gerilme Tüm Alan Hesap N/mm2	Max_Uzama Tüm Alan Hesap mm	Max_Yüzde Uz. Tüm Alan Hesap %	Max_Şekil Değ. Tüm Alan Hesap mm
L3-15	4,29918	22,8506	6,34737	22,8506

İsim Parametreler Birim	Max_Strain Tüm Alan Hesap %	YS1_Kuvvet 0,2 % N	YS1_Gerilme 0,2 % N/mm2	YS1_Uzama 0,2 % mm
L3-15	6,34737	456,244	0,76814	1,98718

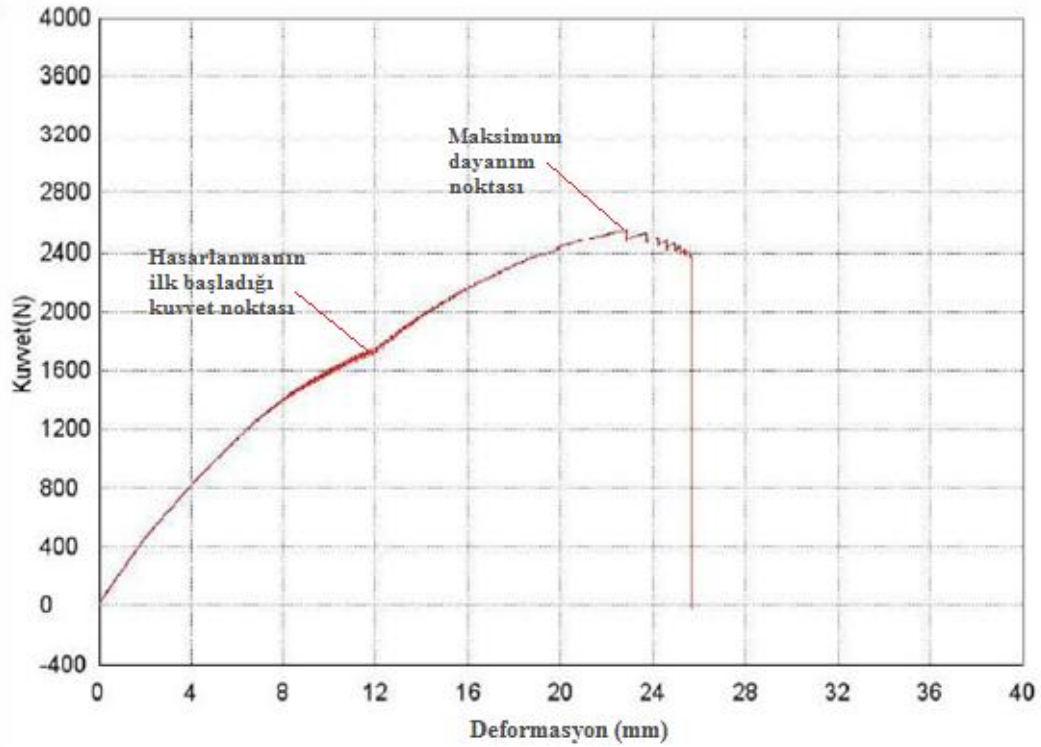
İsim Parametreler Birim	YS1_Yüzde Uz. 0,2 % %	YS1_Şekil Değ. 0,2 % mm	YS1_Strain 0,2 % %	LYP_Kuvvet N
L3-15	0,55199	1,98718	0,55199	236,583

İsim Parametreler Birim	LYP_Gerilme N/mm2	LYP_Uzama mm	LYP_Yüzde Uz. %	LYP_Şekil Değ. mm
L3-15	0,39832	1,02303	0,28417	1,02303

İsim Parametreler Birim	LYP_Strain %	Min_Kuvvet Tüm Alan Hes. N	Min_Gerilme Tüm Alan Hes. N/mm2	Min_Uzama Tüm Alan Hes. mm
L3-15	0,28417	-21,008	-0,0354	25,6779

İsim Parametreler Birim	Min_Yüzde Uzama Tüm Alan Hes: %	Min_Şekil Değ Tüm Alan Hes: mm	Min_Strain Tüm Alan Hes: %	Enerji1 Tüm Alan Hes: J
L3-15	7,13276	25,6779	7,13276	43,8306
İsim Parametreler Birim	Enerji2 Tüm Alan Hes: J	Enerji3 Tüm Alan Hes: J	Kopma_Kuvvet Hassasiyet: 10 N	Kopma_Gerilme Hassasiyet: 10 N/mm2
L3-15	43,8306	43,8306	2553,33	4,29884
İsim Parametreler Birim	Kopma_Uzama Hassasiyet: 10 mm	Kopma_Yüzde U Hassasiyet: 10 %	Kopma_Şekil De Hassasiyet: 10 mm	Kopma_Strain Hassasiyet: 10 %
L3-15	22,8572	6,34922	22,8572	6,34922
İsim Parametreler Birim	EASL1_Uzama Kuvvet 1 N mm	EASL1_Yüzde U Kuvvet 1 N %	EASL1_Şekil De Kuvvet 1 N mm	EASL1_Strain Kuvvet 1 N %
L3-15	0,00058	0,00016	0,00058	0,00016

Tablo 1: Trapezium-X programı yardımıyla kaydedilen L3-15 numaralı örneğe ait veriler



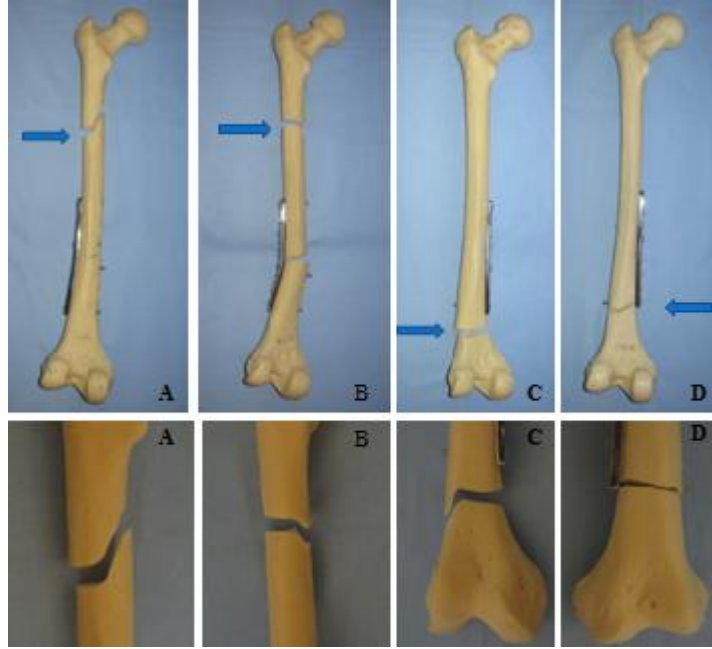
Grafik 1: L3-15 numaralı makete ait kuvvet (N) – Deformasyon (mm) grafiği. İlk hasarlanma noktasındaki kuvvet değeri 1760,46 N . Maksimum dayanım noktasındaki kuvvet değeri ise 2554,26 N olarak tespit edilmiştir.

Tüm gruptaki deneyler tamamlandıktan sonra her bir model; ilk ve maksimum kuvvet değerleri, test sırasında gelişen yeni kırığın konfigürasyonu, yeni

oluşan kırık seviyesinin belli bir referans noktasına (lateralde büyük trokanterin en üst noktası) göre konumu ve implantlarda meydana gelen şekil değişiklikleri açısından değerlendirildi.

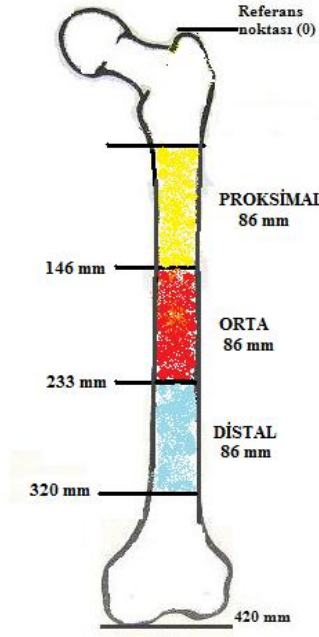
Kuvvet (N) – deformasyon (mm) grafiklerinden elde edilen; ilk ve maksimum kuvvet değerleri Excel dosyasında kaydedildi.

Yeni oluşan kırık konfigürasyonları; lateralden mediale transvers + ters oblik (şekil 25-A), lateralden mediale transvers + oblik (şekil 25-B), medialden laterale transvers + ters oblik (şekil 25-C), herhangi bir vida seviyesinden transvers (plak üzerindeki son vidalar seviyesinden) (şekil 25-D) olarak belirlenmiştir.



Şekil 25: Yeni oluşan kırık konfigürasyonlarını gösteren bazı örnekler.(**Üst resim-** tüm kemik görüntüsü; **Alt resim-** kırık hattının yakından görüntüsü) Ok işaretleri kırık hatlarını göstermektedir. **A)** L3-15 numaralı makete ait örnek görüntü. **B)** L6-15 numaralı makete ait örnek görüntü. **C)** M5-15 numaralı makete ait örnek görüntü **D)** M12-15 numaralı makete ait örnek görüntü.

Büyük trokanterin en üst noktası ile kırık hattının lateral kortekste olan uzanımı arasındaki uzaklık ölçülerek, yeni oluşan kırık hattının yeri tespit edildi. Bazı modellerde 2. kırık hattı görüldü. 1. ve 2. kırık hatları için yapılan ölçümlere göre sınıflandırma yapıldı. Proksimaldeki ilk 146 mm' lik bölge 'proksimal', 147-233 mm arası bölge 'orta', 234 mm'den sonraki bölge 'distal' bölge olarak belirlendi. (şekil 26)



Şekil 26: Aksiyel yüklenme sonucu oluşan yeni kırık lokalizasyonları için tanımlanan bölgeler

Sonuç olarak kırığın konumu 6 grupta sınıflandırıldı. Grup 1: proksimalde tek yeni kırık hattı oluşan grup (PROKSİMAL), Grup 2: ortada tek yeni kırık oluşan grup (ORTA), Grup 3: distalde tek yeni kırık oluşan grup (DİSTAL), Grup 4: proksimal ve orta bölgede kırık hatları oluşan grup (PROKSİMAL+ORTA), Grup 5: orta ve distal bölgede kırık hatları oluşan grup (ORTA+DİSTAL), Grup 6: proksimal ve distal bölgede kırık hatları oluşan grup (PROKSİMAL+DİSTAL) olarak belirlendi. (Tablo 2)

GRUP	1.KIRIK YERİ	2.KIRIK YERİ	KIRIK SAYISI	GRUP ADI
1	<146 mm	Yok	Tek	PROKSİMAL
2	147-233 mm	Yok	Tek	ORTA
3	>234 mm	Yok	Tek	DİSTAL
4	<146 mm	147-233 mm	Çift	PROKSİMAL+ORTA
5	147-233 mm	>234 mm	Çift	ORTA+DİSTAL
6	<146 mm	>234 mm	Çift	PROKSİMAL+DİSTAL

Tablo 2: Aksiyel yüklenme sonucu oluşan yeni kırık lokalizasyonları için tanımlanan bölgesel sınıflama tablosu

İmplantlarda oluşan şekil değişikliği; ‘plakta bükülme var’ veya ‘plakta bükülme yok’ olarak kaydedildi.

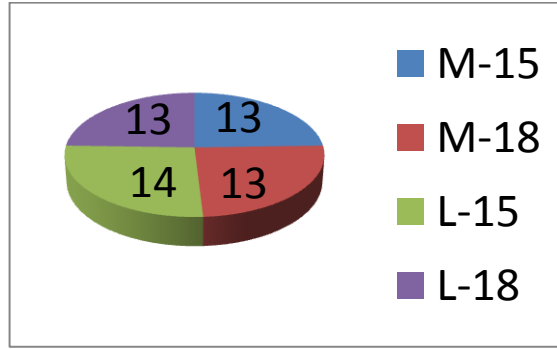
Çalışmanın istatistiksel analizleri için SPSS 13 (SPSS Inc., Chicago, IL, USA) programı kullanıldı. Gruplar arası modellerin dağılımı, implant yetmezliği (plak bükülmesi), her modelde oluşan yeni kırık sayısı (1 veya 2), kırık lokalizasyonu, ilk ve ikinci kırığın konfigürasyonu gibi sürekli değişkenlere ait sıklık tabloları oluşturuldu.

İlk ve maksimum kuvvet değerleri ve yeni oluşan kırık yerlerinin değerlendirilmesi amacıyla ortalama ve standart sapma (SS) değerleri saptandı. Eş gruplar (M15 ile L15 grupları ve M18 ile L18 grupları) arasında maruz kalınan kuvvet değerleri ve yeni oluşan kırık lokalizasyonları, t-test yöntemiyle parametrik olarak karşılaştırıldı. Nonparametrik testlerden Mann-Whitney testi gruplar arası ikili karşılaştırmalar için kullanılırken, tüm gruplar arasındaki karşılaştırılma Kruskal-Wallis testi ile yapıldı.

Eş gruplar ve tüm gruplar arasında plak bükülmesi ve yeni oluşan kırık sayısı açısından çapraz tablo oluşturuldu ve ki-kare testi uygulandı. İstatistiksel anlamlılık için $p < 0.05$ kabul edildi.

4-SONUÇLAR

Deneysel aşamada, uygulayıcı tarafından hatalı kırık modeli oluşturulan 2 model ve deneysel verilerin test cihazından bilgisayara aktarımı sırasında sorun yaşanan 5 model olmak üzere; toplam 7 adet model çalışma dışında bırakılmıştır. Bunun sonucunda; Grup 1 (M-15 grubu) 13 modelden, Grup 2 (M-18 grubu) 13 modelden, Grup 3 (L-15 grubu) 14 modelden, Grup 4 (L-18 grubu) 13 modelden oluşturulmuştur.(Grafik 2 - Tablo 3). Örneklem büyüklükleri açısından gruplar arasında istatistiksel anlamlılık saptanmadı.



Grafik 2: Femur modellerinin gruplara göre dağılımı

GRUP	NUMUNE SAYISI	ORAN (%)
M15	13	24.5
M18	13	24.5
L15	14	26.4
L18	13	24.5
TOPLAM	53	100

Tablo 3: Grupların dağılım sıklığını gösteren tablo

İmplant yetmezliği (plak bükülmesi) açısından tüm örnekler değerlendirildiğinde, 21 örnekte (%39.6) plak bükülmesi görüldü. (Tablo 4)

İMPLANT YETMEZLİĞİ (PLAK BÜKÜLMESİ)		
	NUMUNE SAYISI	ORAN (%)
Yok	32	60.4
Var	21	39.6
TOPLAM	53	100

Tablo 4: İmplant yetmezliğini (plak bükülmesini) gösteren sıklık tablosu

Uygulanan aksiyel yüklenme sonucu maketlerin tümünde en az 1 (bazılarında 2) olmak üzere, yeni oluşan kırık hattı gözlemlendi. Maketlerin %77.3'ünde tek yeni kırık hattı gözlemlenirken, kalan %22.7'lik kısımda 2. bir kırık hattının eşlik ettiği görüldü. (Tablo 5)

KIRIK HATTI SAYISI	NUMUNE SAYISI	ORAN (%)
1	41	77.3
2	12	22.7
TOPLAM	53	100

Tablo 5: Kırık hattı sayılarına göre örneklerin sıklık tablosu

Yeni oluşan kırığın, %60.4 oranıyla en sık proksimal femurda (<146 mm), tek kırık şeklinde oluştuğu gözlemlendi. (Tablo 6).

GRUP ADI	KIRIK YERİ	NUMUNE SAYISI	ORAN (%)
PROKSİMAL	<146 mm	32	60.4
ORTA	147-233 mm	1	1.9
DİSTAL	>234 mm	8	15.1
PROKSİMAL+ORTA	(<146) + (147-233)	3	5.7
ORTA+DİSTAL	(147-233) + (>234)	6	11.3
PROKSİMAL+DİSTAL	(<146) + (>234)	3	5.7
TOPLAM	-	53	100

Tablo 6: Yeni oluşan kırık hattı lokalizasyonlarına göre oluşturulan grupların sıklık tablosu

İki yeni kırığın oluştuğu örneklerde; üstteki kırık hattı birinci kırık kabul edilerek lokalizasyon ölçümleri yapıldı. Yapılan istatistiksel değerlendirmede; ilk kırık noktası için ortalama uzaklık 164.66 ± 79.96 mm, ikinci kırık noktası için 289.50 ± 53.37 mm olarak bulundu. (Tablo 7)

	NUMUNE SAYISI	MİNİMUM DEĞER (mm)	MAKSİMUM DEĞER (mm)	ORTALAMA DEĞER (mm)	SS±
İlk kırık (mm)	53	80	380	164.66	79.96
İkinci kırık (mm)	12	207	350	289.50	53.37

Tablo 7: Yeni oluşan ilk ve ikinci kırık noktaları için tanımlayıcı istatistiksel değerlendirme. SS: Standart sapma

M15 ve L15 grupları arasında yeni oluşan kırık lokalizasyonlarını karşılaştırmak amacıyla uygulanan t-testine göre; M15 grubunda oluşan ilk kırığın ortalama uzaklığı 211,69 mm; L15 grubunda ise 142 mm olarak saptandı. Buna göre L15 grubunda yeni oluşan kırık proksimal femurda gözlenirken; M15 grubunda ise daha çok 1/3 orta diyafizde (plağın proksimal ucuna yakın yerden) olduğu gözlemlendi. Ancak bu iki grup arasında anlamlılık saptanmadı.(Tablo 8). İkinci kırık lokalizasyonları açısından M15 ve L15 grupları arasında yine istatistiksel anlamlılık bulunamadı.

t-test	GRUP	N	ORTALAMA	S.S.±	S.H.O
İlk kırık noktası (mm)	M15	13	211.69	111.70	30.98
	L15	14	142.00	70.31	18.79
İkinci kırık noktası (mm)	M15	5	254.80	61.63	27.56
	L15	1	350.00	-	-

Tablo 8: M15 ve L15 gruplarında, ilk ve ikinci kırık noktaları için uygulanan t-test sonuçları. N: numune sayısı, S.S.: Standart Sapma, S.H.O.: Standart Hata Ortalaması

M18 grubunda oluşan ilk kırığın ortalama uzaklığı $169,69 \pm 70,56$ mm, L18 grubunda ise $126,23 \pm 26,24$ mm olarak saptandı. Buna göre L18 grubunda yeni oluşan kırık proksimal femurda gözlenirken, M18 grubunda daha çok 1/3 orta diyafiz kısmında olduğu gözlemlendi. Bu iki grup arasında yeni oluşan kırık lokalizasyonları açısından istatistiksel anlamlılık saptanmadı. İkinci kırık lokalizasyonları açısından istatistiksel anlamlılık saptanmadı. (Tablo 9)

t-test	GRUP	N	ORTALAMA (mm)	S.S.±	S.H.O
İlk kırık noktası (mm)	M18	13	169.69	70.56	19.56
	L18	13	126.23	26.24	7.27
İkinci kırık noktası (mm)	M18	5	300.20	24.26	10.85
	L18	1	349.00	-	-

Tablo 9: M18 ve L18 gruplarında, ilk ve ikinci kırık noktaları için uygulanan t-test sonuçları. N: numune sayısı, S.S.: Standart Sapma, S.H.O.: Standart Hata Ortalaması

Maketlerin %58.5'inde yeni oluşan kırık hattının lateralden mediale transvers + ters oblik tipte olduğu belirlendi. (Tablo 10) Ayrıca 14 modelde yeni oluşan kırığın vida seviyesinden transvers kırık tipinde olduğu görüldü.

1. KIRIK HATTI		
KIRIK KONFIGURASYONU	NUMUNE SAYISI	ORAN (%)
Lateralinden transvers + ters oblik	31	58.5
Lateralinden transvers + oblik	7	13.2
Medialinden transvers + ters oblik	1	1.9
Vida seviyesinden transvers	14	26.4
TOPLAM	53	100

Tablo 10: İlk oluşan kırık hattında, gözlenen kırık konfigürasyonlarının sıklık tablosu

Tüm maketlerin %22.7' sinde eşlik eden 2. kırık hattı gözlemlendi. 11 makette (%91.7) kırık hattının herhangi bir vida seviyesinde (1. vida veya 8. vida seviyesinden biri) olduğu belirlendi. (Tablo 11).

2. KIRIK HATTI			
KIRIK KONFIGURASYONU	NUMUNE SAYISI	ORAN (%)	GERÇEK ORAN (%)
Medialinden transvers + ters oblik	1	1.9	8.3
Vida seviyesinden	11	20.8	91.7
SİSTEM KAÇAĞI	41	77.4	-
TOPLAM	53	100	100

Tablo 11: İkinci oluşan kırık hattında, gözlenen kırık konfigürasyonlarının sıklık tablosu

Test sırasında elde edilen ilk kuvvet için ortalama değer 2115.91 ± 630.31 N iken; maksimum kuvvet için ortalama değer 2602.04 N \pm 524.94 olarak bulundu. (Tablo 12)

	NUMUNE SAYISI	MİNİMUM DEĞER (N)	MAKSİMUM DEĞER (N)	ORTALAMA DEĞER (N)	STD. SAPMA
İlk kuvvet (N)	53	1136.41	3780.14	2115.91	630.31
Maksimum kuvvet (N)	53	1426.28	3970.17	2602.04	524.94

Tablo 12: İlk ve maksimum kuvvet değerleri için tanımlayıcı istatistiksel değerlendirme

M15 ve L15 gruplarında, ilk kuvvet ve maksimum kuvvet değerleri için yapılan karşılaştırmada; M15 grubunun her iki kuvvet ortalaması, L15 grubuna göre daha büyük çıkmasına rağmen (Tablo 13), istatistiksel anlamlılık gösterilemedi.

t-test	GRUP	N	ORTALAMA	S.S.±	S.H.O
İlk kuvvet (N)	M15	13	2346.52	690.93	191.63
	L15	14	2167.41	586.98	156.87
Maksimum kuvvet (N)	M15	13	2818.69	575.98	159.74
	L15	14	2517.14	455.82	121.82

Tablo 13: M15 ve L15 gruplarında, ilk ve maksimum kuvvet değerleri için uygulanan t-test sonuçları. N: numune sayısı, S.S.: Standart Sapma, S.H.O.: Standart Hata Ortalaması

M18 ve L18 gruplarında, aynı değişkenler için yapılan karşılaştırmada; ilk kuvvet ortalaması M18 grubunda daha yüksek bulunurken (2037.50 ve 1908.25; sırasıyla M18 ve L18), maksimum kuvvet ortalama değerleri L18 grubunda yüksek bulundu. (2470.248 ve 2608.687; sırasıyla M18 ve L18). (Tablo 14).

Ancak M18 ve L18 grupları arasında, ilk kuvvet ve maksimum kuvvet değerleri açısından istatistiksel anlamlılık saptanmadı.

Tüm gruplar arasında, ilk ve maksimum kuvvet değerleri açısından istatistiksel anlamlılık saptanmadı.

t-test	GRUP	N	ORTALAMA	S.S.±	S.H.O
İlk kuvvet (N)	M18	13	2037.50	568.80	157.75
	L18	13	1908.25	658.29	182.58
Maksimum kuvvet (N)	M18	13	2470.14	463.75	128.65
	L18	13	2608.68	586.56	162.68

Tablo 14: M18 ve L18 gruplarında, ilk ve maksimum kuvvet değerleri için uygulanan t-test sonuçları. N: numune sayısı, S.S.: Standart Sapma, S.H.O.: Standart Hata Ortalaması

Tüm maketlerde, kuvvet (N) – deformasyon (mm) eğrilerinden elde edilen ilk ve maksimum kuvvet değerleri Tablo 15 de gösterilmiştir.

NUMUNE ADI	İLK KUVVET (N)	MAKSİMUM KUVVET (N)
M1-15	2760,64	3149,37
M2-15	1990,15	2365,43
M3-15	1446,15	2171,28
M4-15	1882,41	2437,64
M5-15	1764,67	2213,61
M6-15	1507,87	2390,63
M7-15	2294,43	2294,43
M8-15	3780,14	3780,14
M9-15	3119,50	3458,85
M10-15	3126,23	3390,24
M11-15	2077,32	2646,05
M12-15	2267,13	2762,44
M13-15	2488,07	3582,86
NUMUNE ADI	İLK KUVVET (N)	MAKSİMUM KUVVET (N)
M1-18	1241,88	2186,35
M2-18	1856,76	1857,76
M3-18	2869,69	3247,40
M4-18	2718,89	2718,89
M5-18	1387,40	2834,15
M6-18	2698,25	2698,25
M7-18	1963,63	2553,59
M8-18	1893,44	2423,96
M9-18	1377,82	2282,77
M10-18	1426,28	1426,28
M11-18	2134,78	2580,45
M12-18	2445,48	2828,84
M13-18	2473,18	2473,18
NUMUNE ADI	İLK KUVVET (N)	MAKSİMUM KUVVET (N)
L1-15	1747,76	2078,41
L2-15	2185,45	2469,41
L3-15	1760,46	2554,26
L4-15	1988,06	2473,09
L5-15	1955,48	2353,00
L6-15	1883,63	1883,63
L7-15	1943,74	2385,73
L8-15	2007,97	2511,87
L9-15	1807,05	2447,32
L10-15	1414,06	2284,55
L11-15	2554,29	2554,29

L12-15	2836,93	2836,93
L13-15	3744,95	3893,67
L14-15	2513,86	2513,86
NUMUNE ADI	İLK KUVVET (N)	MAKSİMUM KUVVET (N)
L1-18	1136,41	2351,30
L2-18	1542,70	2108,97
L3-18	1704,95	2339,74
L4-18	1414,85	2239,40
L5-18	1867,44	2326,66
L6-18	1781,02	2460,06
L7-18	2263,61	2263,61
L8-18	2915,43	3690,11
L9-18	3542,41	3970,16
L10-18	1621,17	2306,37
L11-18	1833,93	3028,08
L12-18	1776,89	2321,39
L13-18	1406,41	2507,02

Tablo 15: Tüm modeller için ölçülen ilk ve maksimum kuvvet değerleri

Plak bükülmesi açısından, M15 ve L15 grupları değerlendirildiğinde; M15 grubunda hiç plak bükülmesi görülmezken, L15 grubunda %71.4 oranıyla plak bükülmesi saptandı (Tablo 16). Ki-kare testi ile iki grup arasında farkın anlamlı olduğu saptandı (p değeri 0.000)

			PLAK BÜKÜLMESİ		TOTAL
			YOK	VAR	
GRUP	M15	N	13	0	13
		Grup içi oran (%)	%100	%0	%100
	L15	N	4	10	14
		Grup içi oran (%)	%28.6	%71.4	%100
TOTAL		N	17	10	27
		Grup içi oran (%)	%63	%37	%100

Tablo 16: M15 ve L15 gruplarında, plak bükülmesi açısından oluşturulan çapraz tablo

Plak bükülmesi açısından, M18 ve L18 grupları değerlendirildiğinde; M18 grubunda sadece 1 modelde (%7.7) plak bükülmesi görülürken, L18 grubunda %76.9 oranında plak bükülmesi saptandı (Tablo 17). Ki-kare testi ile iki grup arasındaki farkın istatistiksel anlamlı olduğu saptandı (p değeri 0.001).

			PLAK BÜKÜLMESİ		TOTAL
			YOK	VAR	
GRUP	M18	N	12	1	13
		Grup içi oran (%)	%92.3	%7.7	%100
	L18	N	3	10	13
		Grup içi oran (%)	%23.1	%76.9	%100
TOTAL		N	15	11	26
		Grup içi oran (%)	%57.7	%42.3	%100

Tablo 17: M18 ve L18 gruplarında, plak bükülmesi açısından oluşturulan çapraz tablo

Medialden plak uygulanan 26 modelden, yalnızca 1 tanesinde (%3.9) plak bükülmesi görülürken; lateralden plak uygulanan 27 modelin, 20 tanesinde (%74.1) plak bükülmesi görüldü. Tüm gruplar arasında plak bükülmesi açısından istatistiksel anlamlı fark saptandı. (p= 0.000)

5-TARTIŞMA

Literatürde implant yetmezliklerini değerlendirmek amacıyla çeşitli metotlar ile biyomekanik çalışmalar yapılmıştır. Bu çalışmalarda genellikle matematiksel metotlar (sonlu eleman analizi) (74,75) veya deneysel metotlar (kadaverik femur veya sentetik femur maketleri) (76,77,78,79) kullanılarak; aksiyel yüklenme, 3 veya 4 nokta temaslı bükülme ve döndürücü kuvvetler altında, implantların (DKP, DT-DKP, NT-Fiks, IMN) mekaniksel davranışları karşılaştırılmıştır.

Papini ve ark.'ları (74), aksiyel yüklenme ve döndürücü kuvvetler altında femur biyomekaniğini inceledikleri çalışmalarında; sonlu eleman analizi yöntemi ile kadaverik femur ve sentetik femur örneklerini, karşılaştırmalarda kullanmışlardır. Trabelsi ve ark.'larının (75) 2011 yılında yaptığı biyomekanik çalışmada, 12 kadaverik femurdan elde edilen sonlu elemanlar modeli kullanılmıştır.

Kadaverik femur bulmanın zor ve pahalı olması ve testlerin tekrarlanabilirliğini etkilemesi nedeniyle, birçok çalışmada sentetik femur maketleri kullanılmıştır.(76). Sentetik femur maketleri in vivo koşulları tam olarak karşılamıyor olsa da; benzer geometrik yapı ve mekanik özellikleri sayesinde kadaverik kemik örneklerine göre daha tutarlı sonuçlar verdiği bildirilmiştir.(77,78)

Gardner ve ark.'ları (79), 30 adet dördüncü jenerasyon kompozit analog femur modeline, mediolateral ve anteroposterior eksenlerde 4 nokta temaslı bükülme ve aksiyel kompresyon testi uygulamıştır. Modelleri; bükülme dayanıklılığı, torsiyonel dayanıklılık ve yeni kırığın oluştuğu son kuvvet değerleri açısından değerlendirmişlerdir. Tüm kompozit femur modelleri arasındaki değişkenliğin <math><10\%</math> olduğunu; hatta bükülme dayanıklılığı (<math><8\%</math>) ve torsiyonel dayanıklılık (<math><12\%</math>) açısından modellerin, sağlıklı erişkin uzun kemiklerinin biyolojik değerlerine yakın sonuçlar verdiğini belirtmişlerdir. Çalışmamızda, literatürde belirtildiği gibi sentetik femur maketlerini kullandık.

Kırık tedavi yöntemi değerlendirilirken kemik ve uygulanan implant, değişik biyomekanik davranışları nedeniyle tek bir mekanik sistem olarak düşünülmelidir. Bu sistemin mekanik davranışı; kırık tipi, implant çeşidi, kemik ile implant arasındaki bağlantıya göre değişiklikler göstermektedir. Kemik; aksiyel yüklenme, bükülme ve dönme gibi değişik kuvvetlere maruz kalmaktadır. Bu yükler altında tespit stabilitesinin de değerlendirilmesi gerekir. (53)

Çalışmamızda implant yetmezliği gelişimini değerlendirmek amacıyla distal diyafizer bölgede oluşturulan transvers kırık modeli DKP'ı ile tespit edilerek; aksiyel yüklenme modellerinde biyomekanik davranışı ortaya konmuştur.

Femurda etki eden tensil ve kompresif kuvvetler proksimalden distale doğru gidildikçe rotasyona uğrarlar. Proksimal femurun lateralinde tensil kuvvetler, medialinde kompresif kuvvetler etki gösterirken; distale gidildikçe tensil kuvvetlerin etkisi anteriora, kompresif kuvvetlerin etkisi posteriora yer değiştirir. Böylelikle femur distal diyafizer bölgede, medialden veya lateralden uygulanan plak-vida yöntemleri; tansiyon bant prensibine göre değil, nötral aksta uygulanmış olurlar. (12,13,16).

Distal seviyelerde medialden kırık hattına ulaşarak plak-vida tespiti uygulamak femur cisminin proksimal bölgelerine göre daha kolaydır. Proksimal femurda diğer ekstremitenin pozisyonu, plak-vida uygulamasında kısıtlılığa yol açar. Ayrıca etki eden tensil ve kompresif kuvvetlerin, distal bölgede ortaya çıkan rotasyonları göz önüne alındığında, medial plak-vida tespit yönteminin biyomekanik açıdan benzer etki göstermektedir. Literatürde suprakondiler bölgede oluşturulan osteotomi modellerinde uygulanan plak ve vida tespit yöntemlerinin biyomekanik açıdan karşılaştırılması için çeşitli çalışmalar (14,15,16) mevcut olmakla birlikte, femur diyafiz kırıklarında buna benzer bir çalışmaya rastlanmamaktadır. Bu amaçla çalışmamızda kırık modelini distal diyafizer bölgede oluşturduk.

Literatürde yapılan benzer biyomekanik karşılaştırma çalışmalarında; oblik, transvers, spiral oblik veya parçalı kırık modelleri kullanılmıştır.(76,80,81,82)

Kiely'in (83) 2002 yılında, pediatrik femur kırıklarında uygulanan farklı elastik çivilerin biyomekanik davranışlarını karşılaştırmak amacıyla yaptığı çalışmada, transvers kırık modelleri kullanılmıştır. Transvers kırık modelinin; torsiyonel ve bükülme kuvvetleri için düşük intrinsik stabiliteye sahip olduğu ve sadece implantın mekanik özelliklerini karşılaştırmaya olanak sağladığı belirtilmiştir. Transvers kırık paterninin, tüm planlarda simetrik olması ve kolay modellenebilir olması; biyomekanik karşılaştırma çalışmalarında tutarlı eş gruplar oluşturulmasına olanak sağlar. Çalışmamızda, uygulanan aksiyel kompresyon kuvvetleri ile implantta gelişecek yetmezlikleri karşılaştırmak ve kırık modelinin bu değişkene etkisini en aza indirmek amacıyla transvers kırık modeli (kırık hattı $<30^{\circ}$) oluşturulmuştur.

Plak-vida ile kırık tespitinde, stabiliteyi etkileyen bazı faktörler mevcuttur. Bunlar hastaya, implanta ve uygulama tekniğine bağlı faktörler olarak üçe ayrılabilir. Hastaya bağlı faktörler; kemiğin osteoporotik, osteopenik veya sklerotik olmasıdır. İmplantla bağlı faktörler: uygulanacak olan plağın malzemesi (çelik, titanyum veya kobalt-krom gibi alaşımlar); geometrik yapısı (3.5 mm'lik veya 4.5 mm'lik kalınlıkta olması) ve işlevi (nötralizasyon veya kompresyon uygulayan) olarak sayılabilir. Plak-kemik, vida-kemik ve plak-vida arayüz bağlantıları, vidaların sayısı ve yapısı (kortikal, spongios; kilitli, kilitsiz) stabiliteyi etkileyen implanta ait faktörlerdir. Uygulama tekniğine bağlı faktörler arasında ise; plağın yerleştirilme şekli ve kırık fragmanlar arasında kompresyon uygulanması yer alır. (53)

Plak-vida uygulama yöntemleri; konvansiyonel (kompresyon yöntemi) ve biyolojik yöntemler (köprüleme yöntemi) olarak ikiye ayrılmaktadır. Daha az yumuşak doku diseksiyonu ile kırık hematomu ve kemik fragmanlarının kan akımını koruyarak; daha hızlı kemik iyileşmesini sağlayan biyolojik tespit yöntemleri, son yıllarda daha popüler hale gelmiştir. (11,84,85).

Çeşitli serilerde, konvansiyonel plak-vida yöntemleri ile kırık tespitinde; %69 primer kemik greftlemesine ihtiyaç duyulması, %28 yüzeysel veya derin enfeksiyon gelişmesi, %23 kaynamama ve %22 tekrar cerrahi prosedüre ihtiyaç duyulması gibi yüksek komplikasyon oranları bildirilmiştir. (11,84,85)

Buna rağmen; basit transvers ve kısa oblik diyafiz kırıklarında katı tespit sağlayan kompresyon plakları halen kullanılmaktadır. Kırık hattında oluşturduğu kompresif etkiyle mutlak stabiliteyi sağlayarak kaynama başarısını arttırmaktadır (82). Stoffel ve ark'ları (86) yaptıkları çalışmada, kemik kalitesi iyi olan ve kemik defekti bulunmayan basit diyafiz kırıklarında, DKP'ları ile biyolojik tespit yöntemleri arasında, biyomekanik testler ve klinik sonuçlar açısından fark olmadığını bildirmiştir.

DKP'larının klinik kullanımdaki avantajları arasında; düşük malunion insidansı, stabil internal tespit sağlaması, eksternal immobilizasyona ihtiyaç duyulmaması, komşu eklemlerde erken harekete izin vermesi sayılabilir. Dezavantajı ise; kırık hattında yeterli kompresyon sağlanamaması sonucu kaynama gecikmesidir. Bu durum plak çıkartılması sonrasında gelişebilecek refraktür için stres artırıcı etki göstermektedir. Ayrıca plak altındaki kortikal kemiğin beslenmesini bozarak nekroza yol açabilir.(65)

Literatürde implant yetmezliğinin değerlendirildiği femur biyomekanik karşılaştırma çalışmalarında (82,86,87,88) tespit materyali olarak DKP'ları kullanıldığından, çalışmamızda DKP'ları kullanılmıştır.

Günümüzde femur biyomekanik çalışmaları için oluşturulan test düzeneklerinde, kullanılan yükleme modeline genel olarak 3 kuvvet etki eder. Bunlar; direkt olarak büyük trokantere etki eden abduktör kasların oluşturduğu tensil kuvvet, femur başı üzerinde etki eden kompresif kuvvet ve vücut ağırlığıdır.(12,13)

1917 yılında Koch, çevre yumuşak doku ve kasları uzaklaştırılmış femur üzerinde yaptığı araştırmalarda, femurun lateral kısmının tensil kuvvetlerin etkisinde, medial kısmının ise kompresif kuvvetlerin etkisi altında olduğunu göstermiştir. Fetto ve ark.'larının Koch modeli üzerinde yaptığı daha sonraki çalışmalarda; iliotalibial bant ve vastus lateralis-gluteus kompleksinin modele dâhil edilmesiyle, lateral kısımdaki tansiyon etkisinin kompresyona dönüştüğünü göstermişlerdir. 1980 yılında Pauwels tansiyon bant prensibini ortaya koymuştur. Buna göre eğri bir tüpün konveks tarafına uygulanacak implant ile konveks taraftaki tensil kuvvetlerin, kompresif kuvvetlere dönüştürülebileceğini göstermiştir.(13)

Bazı çalışmalarda, Koch modeline uygun olarak; trokanterden etki eden tensil kuvvetler dikkate alınmadan, kuvvetin direkt olarak femur başına uygulandığı test modelleri de kullanılmıştır.(12) Aksiyel yüklenmeye bağlı oluşacak implant yetmezliklerini incelediğimiz çalışmamızda; Koch modeline uygun olacak şekilde, sadece femur başından aksiyel kuvvetlerin etki ettiği test düzeneklerini kullandık.

Çalışmamızda, Koch modeline uygun olarak sadece aksiyel yüklenme kuvveti uygulanmasıyla femur diyafizinde bükülme kuvveti etkisinin ortaya çıktığını tespit ettik. Buna bağlı olarak yaptığımız deneylerdeki kuvvet-deformasyon eğrilerinde non-lineer görünüm tespit edildi.

Cordey ve ark'nın (12) yaptığı çalışmada, tansiyon bant prensibi biyomekanik olarak değerlendirilmiştir. Bu çalışmada, Koch modelinde olduğu gibi iliotalibial bant ve abduktör kaslar dikkate alınmadan hazırlanan test düzeneklerinde, uygulanan izole aksiyel yüklenme kuvvetleri ile femur diyafizinde bükülme kuvvetlerinin de etki göstereceği belirtilmiştir.

Yine aynı yazarların yaptığı başka bir biyomekanik çalışmada, eksantrik yüklenme kuvvetleri altında; plak ile kemik arasındaki yük aktarımı değerlendirilmiştir. (89). Plak ve kemik modellerinden oluşan sistem, kompozit

kolon teorisine göre değerlendirilmiştir. Kompozit kolon teorisine göre, plak ve kemik arasında hareket olmamalıdır. Hareket, plak üzerindeki son vidaların bükülme dayanıklılığı ve plak ile kemik arasında meydana gelen sürtünme kuvveti ile engellenir. Ancak bükülme momenti bu iki faktörden daha büyük olduğunda; kuvvet-deformasyon arasındaki grafiğin non-linear olacağını belirtmişlerdir. Bu çalışmalardaki sonuçlar, çalışmamızla uyumluluk göstermektedir.

Oh ve ark.'nın (82), kırık tespiti sırasında yetersiz kompresyon sonucu arada kalan boşluğun, tespit stabilitesine olan etkisini araştırdıkları çalışmalarında; plağın merkez delikleri etrafında daha fazla stres dağılımı olduğunu bildirmişlerdir. Bu da plak bükülmesi için önemli bir etkidir. Ayrıca yaptıkları mekanik deneylerde tüm örneklerde iki fazlı yetmezlik paterni geliştiğini ve test devam ettirildiğinde örneklerin değişik bölgelerinde ve değişik şekillerde kırık geliştiğini bildirmişlerdir. Ancak yeni oluşan kırık bölgesi ve kırık modelleri hakkında ayrıntılı bilgi yer almamaktadır. Çalışmamızda plak bükülmesinin merkez vidalar hizasında olması Oh ve ark.'nın çalışmasıyla uyumlu olarak bulunmuştur.

Plaklar femur cismi lateraline; eksantrik olarak yerleştirildiğinden bacağa yük verildiğinde kaldıraç kolu İMÇ'ye göre 1-2 cm daha uzun olacaktır. Böylelikle çiviye göre, lateralden uygulanan plak daha az stabilite sağlar ve stresle daha çok bükülerek kırık iyileşmesini kötü etkiler. Medialden uygulanacak plakta ise; kaldıraç kolu daha kısa olacağından, aynı kuvvet altında, daha az bükülme momentine maruz kalır.(şekil 23) Çalışmamızda plak bükülmesi şeklinde implant yetmezliği gelişimi; medialden plak uygulanan 26 modelden yalnızca 1'inde (%3.9), lateralden plak uygulanan 27 modelin 20'sinde (%74.1) görülmüştür. Literatürde lateralden plak uygulamalarında plak bükülmesi görüldüğü bildirilmekle birlikte (82), diyafizer bölgede medial plak uygulaması ile ilgili yayın olmadığından medial tespit yöntemleri için bu sonuçların karşılaştırılması yapılamamaktadır.

Brinkman ve ark.'nın (15) suprakondiler femur osteotomilerinin aksiyel ve torsiyonel stabilitelerini değerlendirdikleri çalışmada; 5 değişik osteotomi konfigürasyonu uygulanarak plak stabilitesi biyomekanik açıdan karşılaştırılmıştır. Yetersizlik gelişinceye kadar uygulanan aksiyel yüklenme sonucu; 15 örneğin tümünde pertrokanterik kırık gelişirken, örneklerin hiçbirinde kemik-implant arayüzünde veya implantın kendisinde makroskobik değişiklik saptanmamıştır.

Çalışmamızda örneklerin %60.4'ünde yeni oluşan kırık hattının, proksimal femurda ortaya çıkması Brinkman'ın sonucuyla uyumluluk göstermektedir.

Cordey ve ark'nın (89), kemik ile plak arasında kuvvet transferini göstermek amacıyla yaptıkları çalışmada; plak bir kemiğe tespit edildiğinde, özellikle plak üzerindeki son vidalar çevresinde olmak üzere, kemik ve plak arasındaki makaslama kuvvetlerinin artış gösterdiğini ortaya koymuşlardır. Bunun, plak üzerindeki son vidalar çevresinde yeni kırık oluşumuna neden olabileceğini belirtmişlerdir. Fitzpatrick ve ark'ı (88), osteoporotik femur diyafiz kırıklarında, konvansiyonel ve kilitli plak tespit yöntemlerinin göreceli stabilitesini model çalışmada değerlendirmişlerdir. Tüm örneklerde aksiyel yüklenme kuvvetleri etkisiyle, yakın korteksten vida sıyrılması şeklinde; bükülme kuvvetlerinin etkisiyle ise plak üzerindeki son vida seviyesinden yeni kırık şeklinde yetmezlik geliştiği belirtilmiştir. Çalışmamızda oluşan yeni kırığın, tüm modellerin %37.7'sinde plak üzerindeki son vidalar seviyesinde olması Cordey ve Fitzpatrick'in çalışmalarıyla uyumlu gözükmektedir.

Çalışmamızda aynı kırık seviyesine uygulanan medial ve lateral plak-vida tespit yöntemleri arasında ilk ve maksimum kuvvet değerleri açısından anlamlı istatistiksel fark saptanmamıştır. Distal kırık seviyelerinde medialden uygulanan plak vida tespit yöntemlerinde (M15 grubunda) ilk ve maksimum kuvvet değerleri lateralden uygulanan gruba (L15 grubu) göre daha yüksek bulunmuştur. Daha proksimalden uygulanan kırık modelinde ilk kuvvet değerleri açısından M18 grubunda daha yüksek değerlere sahipken, maksimum kuvvet değerleri için L18 grubu daha yüksek değerlere sahip olduğu tespit edildi. (ilk kuvvet değerleri; M15: 2346.520±690.933, L15: 2167.410±586980, M18: 2037.503±568.803, L18: 1908.251±658.294; maksimum kuvvet değerleri; M15: 2818.695±575.985, L15: 2517.149±455.827, M18: 2470.148±463.751, L18: 2608.687±586.560). Ayrıca lateral plak-vida tespitine daha fazla bükülme momenti etki ettiğinden, bu grupta daha fazla implant yetmezliği (plak bükülmesi) ortaya çıkmıştır.

Literatürde damar yaralanmasının eşlik ettiği femur kırıklarının tedavisinde; geçici eksternal tespit (90), eş zamanlı veya geç dönemde lateral yaklaşımla uygulanan plak- vida tespiti (91,92,93) ve İMÇ yöntemleri (92,94) kullanılmıştır.

Medial plak-vida tespit yönteminin bazı avantajları sayılabilir. Uylukta, damar ve sinir yapıları anatomik olarak medial lokalizasyon gösterirler. Damar

yaralanması olan olgularda, tek cerrahi kesi kullanılarak damar tamiri ve kemik stabilizasyonu sağlanabilir. Kemik stabilizasyonu için ek lateral kesi kullanılmadığından, yumuşak doku hasarı ve dizde hareket kısıtlılığı gelişimi azaltılabilir. Ayrıca tamir edilmiş olan damarın, stabilizasyon sırasında görülerek korunması sayesinde; yeniden hasarlanma riski azaltılabilir. Kırık redüksiyonu ve cerrahi uygulama esnasında, kırık masası ve floroskopik görüntüleme ihtiyacının olmaması, plak-vida tespit yönteminin avantajları arasında sayılabilir.

Çalışmamızda, sentetik femur modellerinde uygulanan plak-vida tespit yöntemlerinin tespit gücü değerlendirilmiştir. Medial taraftan uygulanan plak-vida tespitinin, klinik sonuçları nasıl etkileyeceği tam olarak bilinmemektedir.

Deneysel çalışmalarda, yumuşak dokuların hesaba katılmaması nedeniyle, kasların stabilite ve dayanıklılık üzerine etkisi tam olarak tespit edilememektedir.

Çalışmamızda aksiyel yük; modellere artan değerlerle uygulanmıştır. Siklik yüklenmeler ile yapılacak çalışmalar gerçeğe daha yakın sonuçlar verebilir.

Eş mekanik özellikler ve geometrisi açısından sentetik femur maketlerinin kullanılması tercih edilmiş olsa da; kadaverik kemikler, yapısal özellikler açısından in vivo koşullara daha çok benzerlik göstermektedir.

Çalışmamızda, uygulanan kuvvetlere karşı modellerin dayanımları ölçülmüştür. Literatürdeki benzer biyomekanik çalışmalarda kullanılan gerilim ölçümleri tekniği ile tensil ve kompresif kuvvetlerin, rotasyona uğradığı seviyeleri daha net gösterebilir.

Ayrıca sonlu elemanlar analizi yöntemi yardımıyla, deneysel sonuçların doğruluğu gösterilebilir.

6-ÖZET

Femur cisim kırıklarının standart tedavisi İMÇ yöntemleridir. İMÇ'nin uygun olmadığı durumlarda plak vida tespit yöntemleri kullanılmaktadır. Özellikle damar yaralanmasının eşlik ettiği tip III C açık kırıklarda, damar tamirini takiben aynı yaklaşımla plak-vida tespit yönteminin uygulanabileceği hipotezinden yola çıkarak sentetik femur maketleri üzerinde deneysel çalışma yapıldı.

Oluşturulan iki farklı kırık modeline (sırasıyla, distal eklem yüzünden 15 cm ve 18 cm proksimalde oluşturulan), iki farklı yönden (sırasıyla, medial ve lateral) plak-vida tespiti uygulanarak; 4 grup oluşturuldu. (M15, M18, L15, L18). Her örneğe Shimadzu AG-X universal test cihazı ile aksiyel yüklenme uygulandı. Kuvvet (N) – deformasyon (mm) eğrilerinde hasarlanmanın başladığı ilk kuvvet ve maksimum dayanım kuvvet noktaları tespit edildi. İlk kuvvet noktası implantta gelişen yetmezliği, maksimum kuvvet noktası yeni kırık oluşumu için gerekli kuvveti göstermektedir.

Aynı kırık seviyesine uygulanan medial ve lateral plak-vida tespit yöntemleri arasında ilk ve maksimum kuvvet değerleri açısından anlamlı istatistiksel fark saptanmamıştır. Distal kırık seviyelerinde medialden uygulanan plak vida tespit yöntemlerinde (M15 grubunda) ilk ve maksimum kuvvet değerleri lateralden uygulanan gruba (L15 grubu) göre daha yüksek bulunmuştur. Daha proksimalden uygulanan kırık modelinde ilk kuvvet değerleri açısından M18 grubunda daha yüksek değerlere sahipken, maksimum kuvvet değerleri için L18 grubu daha yüksek değerlere sahip olduğu tespit edildi. (ilk kuvvet değerleri; M15: 2346.520±690.933, L15: 2167.410±586980, M18: 2037.503±568.803, L18: 1908.251±658.294; maksimum kuvvet değerleri; M15: 2818.695±575.985, L15: 2517.149±455.827, M18: 2470.148±463.751, L18: 2608.687±586.560).

Bu sonuçlarla distal diyafizer bölgedeki kırıklar için, medialden plak vida tespitinin mekanik açıdan lateral plak vida tespitinden farklılık göstermediği ve seçilmiş vakalarda tercih edilebileceği önerilebilir.

7- SUMMARY

Intramedullary nailing is the standard treatment of choice in femoral diaphyseal fractures. Plate-screw fixation may be preferred in fractures that intramedullary nailing is not applicable. Lateral sided plating is the conventional method used for the fixation of femoral diaphyseal fractures. We hypothesized that osteosynthesis can be done after vascular repair through the same surgical approach, especially in the cases of type III-C open fractures associated with vascular injury. Thus, an experimental study was designed in synthetic femurs.

Two different osteotomy levels were created proximal to the knee joint line (15 cm and 18 cm). Medial and lateral sided plating were used. Axial loading was applied to each sample by Shimadzu AG-X uniaxial testing machine and force (N)-deformation (mm) graphics were obtained from each sample. Initial force and maximum force to failure were determined in the graphics. Initial force to failure was the force that required for implant failure, whereas maximum force to failure was assumed as the force leading to a new fracture.

At the same osteotomy levels, there were no statistical significant difference between medial and lateral sided plating in terms of initial and maximum force values. Initial and maximum force values were higher in M15 group in comparison with the group of L15. The initial force values of M18 group were higher than the values of L18 group, whereas maximum force values were higher in L18 group. (Initial force values; M15: 2346.52 ± 690.93 , L15: 2167.41 ± 586.98 , M18: 2037.50 ± 568.80 , L18: 1908.25 ± 658.29 ; maximum force values; M15: 2818.69 ± 575.98 , L15: 2517.14 ± 455.82 , M18: 2470.14 ± 463.75 , L18: 2608.68 ± 586.56)

Overall, there was no statistically significant differences between medial and lateral sided plating mechanically, in distal diaphyseal femoral fractures. Medial sided plating is an attractive method of treatment in selective cases.

8-KAYNAKLAR

- 1- Whittle AP, Wood GW II. ‘Alt Ekstremitte Kırıkları’, Çev. Ed: Akgün I. Campbell’s Operative Orthopaedics, (Türkçe baskı, 10. Basım). İstanbul: Hayat Tıp Kitapçılık, 2007; **3.cilt:** 2725-2872
- 2- Beale B. Orthopedic Clinical Techniques Femur Fracture Repair. *Clinical Techniques in Small Animal Practice* 2004; **19:** 134-150
- 3- Roberts JB. Management of fractures and fracture complications of femoral shaft using the ASIF compression plate. *J Trauma* 1977 Jan; **17(1):** 20-28.
- 4- Magerl F, Wyss A, Brunner C. Plate osteosynthesis of femoral shaft fractures in adults. A follow-up study. *Clin Orthop Relat Res* 1979 Jan-Feb; **138:** 62-73.
- 5- Thompson F, O’Beirne J, Gallaqher J, Sheehan J, Quinlan W. Fractures of the femoral shaft treated by plating. *Injury* 1985 Sep; **16(8):** 535-538
- 6- Cheng JC, Tse PY, Chow YY. The place of the dynamic compression plate in femoral shaft fractures. *Injury* 1985 Sep; **16(8):** 529-534.
- 7- Arpacıoğlu MÖ, Akmaz İ, Mahiroğulları M. Erişkinlerdeki femur cisim kırıklarının kilitli intramedüller çivileme yöntemiyle tedavisi. *Acta Orthop Traumatol Turc* 2003; **37(3):** 203-212
- 8- Winqvist RA, Hansen ST, Clawson DK. Closed intramedullary nailing of femoral fractures. A report of five hundred and twenty cases. *J Bone Joint Surg Am* 1984; **66:** 529–539
- 9- Collinge CA, Sanders RW. Percutaneous plating in the lower extremity. *J Am Acad Orthop Surg* 2000 Jul-Aug; **8(4):** 211-216.
- 10- Akbaş A, Kunt M, Ünsaldı T. Erişkin femur cisim kırıklarının cerrahi tedavisi ve bu tedavide interlaking intramedüller çivilemenin yeri. *Acta Orthop Traumatol Turc.* 1994; **28:** 161 -167
- 11- Apivatthakakul T and Chiewcharntanakit S. Minimally invasive plate osteosynthesis (MIPO) in the treatment of the femoral shaft fracture where intramedullary nailing is not indicated. *International Orthopaedics (SICOT)* 2009; **33:** 1119–1126
- 12- Cordey J, Borgeaud M, Frankle M, Harder Y, Martinet O. Loading model for the human femur taking the tension band effect of ilio-tibial tract into account. *Injury Int. J. Care Injured* 1999; **30:** S-A26-30

- 13- Hommel GJ, Lohbrano C, Ogden AL, Mukherjee DP, Anissian L, Marymont JV. A quantitative analysis of tension band plating of the femur diaphysis. *Arch Orthop Trauma Surg* Springer Verlag, published online 2011 March 09, DOI: 10.1007/s00402-011-1294-5
- 14- Prayson MJ, Datta DK, Marshall MP. Mechanical comparison of endosteal substitution and lateral plate fixation in supracondylar fractures of the femur. *J Orthop Trauma* 2001 Feb; **15(2)**: 96-100
- 15- Brinkman JM, Hurschler C, Agneskirchner JD, Freiling D, van Heerwaarden RJ. Axial and torsional stability of supracondylar femur osteotomies: biomechanical comparison of the stability of five different plate and osteotomy configurations. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 2011 Apr; **19(4)**: 579-587
- 16- Rizzo E, Ghisellini F, Cordey J, Wahl D, Perren S, Cannas M. Biomechanical behaviour at the distal third of the femur: possible use of medial metaphyseal plate. *Injury* 1998; Vol **29(6)**: 451-456
- 17- Sadler TW. *Langman's medikal embriyoloji*. Çev. Ed: Başaklar C. Ankara: Palme Yayıncılık, 1993: 134-144
- 18- Kuran O. *Sistemik anatomi*. İstanbul: Filiz Kitabevi, 1983: 76-79
- 19- Miller MD. 'Üst ve Alt Ekstremitte Travmaları ve Pelvik Travmaları'. Çev. Ed: Yazıcı M, Yetkin H. *Miller'in Ortopedi Kitabı*. (dördüncü baskıdan çeviri) Ankara: Akademi Doktorlar Yayınevi, 2006: 639-653
- 20- Ege R. 'Femur cisim kırıkları'. Ed: Ege R. *Travmatoloji-Kırıklar, Eklem ve diğer Yaralanmalar* (4.baskı). Ankara: Kadioğlu Matbaası, 1989; **3. Cilt**: 2363-2443
- 21- Netter FH. *Musculoskeletal System, The CIBA Collection of Medical Illustration*, CIBA Geigy Corporation, 1989; **Vol 8, Part 1**: 76-97
- 22- Koval KJ, Zuckerman JD. 'Femur Cismi', Çev. Ed: Şaylı U. *Hareket sistemi kırıkları ve çıkıkları el kitabı* (ikinci baskı). Ankara: Güneş kitabevi, 2004: 212-7
- 23- Star Adam J, Bucholz Robert W. 'Fractures of the shaft of the femur'. In Beaty JH, Kasser JR ed.: *Rockwood and Greens Fractures of Adults* (5th. ed.); Philadelphia: Lippincott Williams Wilkins, 2001; **Vol. 2, Chapter 41**: 1686-1690

- 24- Thompson JC: *Netter's concise atlas of orthopaedic anatomy*. (First edition) USA: Icon learning systems, MediMedia, 2002; 181-190
- 25- JH, Kasser JR ed.: *Rockwood and Greens Fractures of Adults* (5th. ed.); Philadelphia: Lippincott Williams Wilkins, 2001; **Vol. 2, Chapter 41**: 1686-1690
- 26- Koch JC. The Laws of Bone Architecture. *Amer J Anar* 1917; **21**: 177
- 27- Gdoutos EE, Raftopoulos DD, Baril JD. A Critical Review of The Biomechanical Stress Analysis of The Human Femur. *Biomaterials* 1982 January; **Vol 3**: 2-8
- 28- Toridis TG. Stress Analysis of the Femur. *J Biomech* 1969; **2(2)**: 163-74
- 29- Rybicki EF, Simonen FA, Weis EB Jr. On the Mathematical Analysis of Stress in the Human Femur. *J Biomech* 1972; **5(2)**: 203-15
- 30- Piotrowski G and Wilcox GA Jr. The Stress Program: A Computer Program for the Analysis of Stresses in Long Bones. *J Biomech* 1971; **4(6)**: 497-506
- 31- Nowinski JL, Davis CF. The Flexure and Torsion of Bones Viewed as Anisotropic Poroelastic Bones. *Int J Engng Sci L* 1972; **10(12)**: 1063-79
- 32- Backman S. The Proximal End of the Femur: investigations with special reference to the etiology of femoral neck fractures; anatomical studies; roentgen projections; theoretical stress calculations; experimental production of fractures. *Acta Radiol Suppl* 1957; **146**: 1-166
- 33- Brekelmans WAM, Poort HW, Sloof TJJH. A New Method to Analyse the Mechanical Behaviour of Skeletal Parts. *Acta Orthop Scand* 1972; **43**: 301
- 34- Rydell NW. Forces Acting on the Femoral Head Prosthesis. A study on strain gauge supplied prostheses in living persons. *Acta Orthop Stand Suppl* 1966; **37(suppl 88)**: 1-132
- 35- Valliappan S, Svensson NL, Wood RD. Three Dimensional Stress Analysis of the Human Femur. *Comp Biol Med* 1977; **7(4)**: 253-64
- 36- Svensson NL, Valliappan S, Wood RD. Stress Analysis of Human Femur with Implanted Charnley Prosthesis. *J Biomech* 1977; **10(9)**: 581-8
- 37- Hampton SJ, Andriacchi TP, Galante JO. Three Dimensional Stress Analysis of the Femoral Stem of a Total Hip Prosthesis. *J Biomech* 1980; **13(5)**: 443-8
- 38- Küntscher G. Die Darstellung des Krattflusses im Knochen. *Centralblatt F Chirurgie* 1934; **61**: 2130

- 39- Küntscher G. Die Bedeutung der Darstellung des Kraftflusses im Knochen für die Chirurgie. *Arch F Klin Chir* 1935; **182**: 489-551
- 40- Küntscher G. Über den Nachweis von Spannungspitzen am Menschlichen Knochengerst. *Gegenbaur Morph Jahrb* 1935; **75**: 427-44
- 41- Evans FG, Lissner HR. Stresscoat Deformation Studies of the Femur under Static Vertical Loading. *Anat Rec* 1948; **100(2)**: 159-90
- 42- Evans FG, Lissner HR, Pedersen HH. Deformation Studies in the Femur under Dynamic Vertical Loading. *Anat Rec* 1948; **101(2)**: 225-41
- 43- Evans FG, Hayes JF, Powers JE. Stresscoat Deformations Studies of the Human Femur Under Transverse Loading. *Anat Rec* 1953; **116(2)**: 171-87
- 44- Rabischong P, Avril J. Biomechanical the bone-muscle composite beams. *Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot* 1965; **51(5)**: 437-58
- 45- Gurdjian ES, Lissner HR. Mechanism of Head Injury as Studied by the Cathode Ray Oscilloscope. Preliminary Report. *J Neurosurg* 1944; **1**: 393-9
- 46- Evans FG. Methods of Studying the Biomechanical Significance of Bone Form. *Amer J Phys Anthropol* 1953; **11(3)**: 413-436
- 47- Milch H. Photoelastic Studies of Bone Forms. *J Bone Jt Surg* 1940; **22**: 621-26
- 48- Habousch EJ. Photoelastic Stress and Strain Analysis in Cervical Fractures of the Femur. *Bull Hosp Jt Dis* 1952; **13**: 252-258
- 49- Guyton JL. 'Arthroplasty of Ankle and Knee'. *Campbell's Operative Orthopaedics* (9th edition) St. Louis: Mosby-Year Book, Inc. 1998: 232-295
- 50- Paley D. 'Normal Lower Limb Alignment and Joint Orientation'. *Principles of Deformity Correction*, New York: Springer, 2002: 1-18
- 51- Gülşen M. 'Deformite düzeltimi prensipleri'. Ed: M. Cakmak, M. Kocaoğlu *İlizarov cerrahisi ve prensipleri kitabı*. İstanbul: Doruk grafik matbaası, 1990: 145-146
- 52- Saka G. Subtrokanterik femur kırıklarının cerrahi tedavisi, İstanbul: Uzmanlık tezi, 1998
- 53- Browner BD, Jupiter JB, Levine AM, Trafton PG. *Skeletal Trauma: Fractures, Dislocations and Ligamentous Injuries*. Philadelphia: W.B.Saunders Company, 1992, 2nd ed, **Vol 1**: 95-125

- 54- Durak K, Bilgen ÖF, Aydın U. Femur Cisim Kırıklarında Diğer Bölge Yaralanmalarının Sıklığı. *Ulusal Travma Dergisi* 1995; **1(2)**: 194-196
- 55- Ege R. *Travmatoloji: Kırıklar, Eklem ve Diğer Yaralanmalar* (5. Baskı) Ankara: Bizim Büro Basımevi, 2003; **3.cilt**: 3179-3355
- 56- Serin E, Sarıkaya M. Erişkin femur cisim kırıklarının cerrahi tedavisinde plaklı osteosentez ve intramedüller Küntscher çivilerine yöntemlerinin karşılaştırılması. *Acta Ortop Traumatol Turc* 1998; **32(4)**: 307-314
- 57- Swiontkowski MF. *Manual of Orthopaedics*. (Türkçe Baskı, 5.basım). Çev Ed: Leblebicioğlu G. Ankara: Güneş Kitabevi, 2003: 286-287
- 58- Ertürer E, Öztürk İ, Dirik Y, Uzun M, Aksoy B. Erişkinlerdeki femur cisim kırıklarında kilitli oymasız intramedüller çivi osteosentezinin radyografik ve fonksiyonel sonuçları. *Acta Orthop Traumatol Turc* 2005; **39(5)**: 381-386
- 59- Wiss DA, Brian W. Interlocked nailing for treatment of segmental fractures of the femur. *J Bone Joint Surg Am* 1990 Jun; **72(5)**: 724-8
- 60- Deitch EA, Grimes WR. Experience with 112 gunshot wounds of the extremities. *J Trauma* 1984 Jul; **24(7)**: 600-603.
- 61- Luce EA, Griffen WO. Shotgun injuries of the upper extremity. *J Trauma* 1978; **18(7)**: 487-492.
- 62- Güz H. Femur cisim kırıklarında plak-vida osteosentezi, İstanbul: Uzmanlık Tezi, 2002
- 63- Claiborne AC. 'General Principles of Fracture Treatment'. In Terry Canale, ed. *Campbell's Operative Orthopaedics* (9th. Ed.) St.Louis: Mosby-Year Book, Inc. 1998; **Vol.3**: 1993-2042
- 64- Browner BD, Jupiter JB, Levine AM, Trafton PG. *Skeletal Trauma: Fractures, Dislocations and Ligamentous Injuries*. (2nd ed) Philadelphia: W.B.Saunders Company, 1992; **Vol 2**: 1525-1641
- 65- Uthoff HK, Poitras P, Backman DS. Internal plate fixation of fractures: short history and recent developments. *J Orthop Sci* 2006; **11(2)**: 118-126
- 66- Müller ME, Allgower M, Schneider R, Willenegger H. *Manual of Internal Fixation* (3rd ed.) Berlin: Springer-Verlag, 1990
- 67- Gerber C, Mast JW, Ganz R. Biological internal fixation of fractures. *Arch Orthop Trauma Surg* 1990; **109(6)**: 295-303

- 68- Meeder PJ, Haase T, Wagner K. Subsequent fractures of the femur shaft. Classification, etiology and treatment- A retrospective study. *Chirurg* 1993 Nov; **64(11)**: 918-925.
- 69- Breederveld RS, Patka P, van Mourik JC. Refractures of the femoral shaft. *Neth J Surg* 1985 Aug; **37(4)**: 114-6
- 70- Burstein AH, Currey J, Frankel VH, Heiple KG, Lunseth P, Vessely JC. Bone Strength. The effect of screw holes. *J Bone Joint Surg Am* 1972; **54(A)**: 1143-56
- 71- Roetman B, Scholz N, Muhr G, Möllenhoff G. Augmentive plate fixation in femoral non-unions after intramedullary nailing: Strategy after unsuccessful intramedullary nailing of the femur. *Z Orthop Unfall* 2008 Sep-Oct; **146(5)**: 586-90
- 72- Pihlajamaki HK, Salminen ST, Böstman OM. The treatment of nonunions following intramedullary nailing of femoral shaft fractures. *J Orthop Trauma*. 2002 Jul; **16(6)**: 394-402
- 73- Shroeder JE, Mosheiff R, Khoury A, Liebergall M, Weil YA. The outcome of closed, intramedullary exchange nailing with reamed insertion in the treatment of femoral shaft nonunions. *J Orthop Trauma* 2009 Oct; **23(9)**: 653-7
- 74- 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 Feb; **129(1)**: 12-19
- 75- Trabelsi N, Yosibash Z, Wutte C, Augat P, Eberle S. Patient specific finite element analysis of the human femur. A double-blinded biomechanical validation. *J Biomech* 2011; **44(9)**: 1666-72
- 76- Kaiser MM, Wessel LM, Zachert G, Stratmann C, Eggert R, Gros N, Schulze-Hessing M, Kienast B, Rapp M. Biomechanical analysis of a synthetic femur spiral fracture model: Influence of different materials on the stiffness in flexible intramedullary nailing. *Clin Biomech* 2011, doi:10.1016/j.clinbiomech.2011.01.012
- 77- Chong AC, Friis EA, Ballard GP, Czuwala PJ, Cooke FW. Fatigue performance of composite analogue femur constructs under high activity loading. *Ann Biomech Eng* 2007; **35(7)**: 1196-205

- 78- Cristofolini L, Viceconti M, Cappello A, Toni A. Mechanical validation of whole bone composite femur models. *J Biomechanics* 1996; **29** (4): 525-35
- 79- Gardner MP, Chong AC, Pollock AG, Wooley PH. Mechanical evaluation of large-size fourth generation composite femur and tibia models. *Ann Biomed Eng* 2010 Mar; **38**(3): 613-20
- 80- Gwyn DT, Olney BW, Dart BR, Czuwala PJ. Rotational control of various pediatric femur fractures stabilized with titanium elastic intramedullary nails. *J Pediatr Orthop* 2004 Mar/Apr; **24**(2): 172-7
- 81- Montanini R, Filardi V. In vitro mechanical evaluation of antegrade femoral nailing at early and late postoperative stages. *Med Eng Phys* 2010 Oct; **32**(8): 889-897
- 82- Oh JK, Sahu Y, Ahn YH, Lee SJ, Tsutsumi S, Hwang JH, Jung DY, Perren SM, Oh CW. Effect of fracture gap on stability of compression plate fixation: A finite element study. *J Orthop Res* 2010 Apr; **28**(4): 462-7
- 83- Kiely N. Mechanical properties of different combinations of flexible nails in a model of a pediatric femoral fracture. *J Pediatr Orthop* 2002 Jul-Aug; **22**(4): 424-7
- 84- Zlowodzki M, Vogt D, Cole PA, Kregor PJ. Plating of femoral shaft fractures: Open reduction and internal fixation versus submuscular fixation. *J Trauma* 2007; **63**(5): 1061-5
- 85- Miclau T, Martin RE. The evolution of modern plate osteosynthesis. *Injury* 1997; **28 Suppl 1**: A3-6
- 86- Stoffel K, Lorenz K, Kuster MS. Biomechanical considerations in plate osteosynthesis: The effect of plate-to-bone compression with and without angular screw stability. *J Orthop Trauma* 2007 Jul; **21**(6): 362-8
- 87- Stoffel K, Stachowiak G, Forster T, Gächter A, Kuster M. Oblique screws at the plate ends increase the fixation strength in synthetic bone test medium. *J Orthop Trauma* 2004; **18**(9): 611-6
- 88- Fitzpatrick DC, Doornink J, Madey SM, Bottlang M. Relative stability of conventional and locked plating fixation in a model of the osteoporotic femoral diaphysis. *Clin Biomech (Bristol,Avon)* 2009 Feb; **24**(2): 203-209

- 89- Cordey J, Borgeaud M, Perren SM. Force transfer between plate and the bone: relative importance of the bending stiffness of the screws and the friction between plate and bone. *Injury* 2000 Sep; **31 Suppl 3**: C21-8
- 90- Oberli H, Frick T. The open femoral fracture in war: 173 external fixators applied to the femur (Afghanistan war). *Helv Chir Acta* 1992 Mar; **58(5)**: 687-92.
- 91- Necmioglu NS, Subaşı M, Kayıkçı C. Minimally invasive plate osteosynthesis in the treatment of femur fractures due to gunshot injuries. *Acta Orthop Traumatol Turc* 2005; **39(2)**: 142-9
- 92- Tejan J, Lindsey RW. Management of civilian gunshot injuries of the femur. A review of the literature. *Injury* 1998; **29 Suppl 1**: SA 18-22.
- 93- Burg A, Nachum G, Salai M, Haviv B, Heller S, Velkes S, Dudkiewicz I. Treating Civilian Gunshot Wounds to the Extremities in a Level 1 Trauma Center: Our Experience and Recommendations. *Isr Med Assoc J* 2009 Sep; **11(9)**: 546-51.
- 94- Wiss DA, Brien WW, Becker V Jr. Interlocking nailing for the treatment of femoral fractures due to gunshot wounds. *J Bone Joint Surg Am* 1991; **73(4)**: 598-606.