

T.C.
BEZMİÂLEM VAKIF ÜNİVERSİTESİ
TIP FAKÜLTESİ
ORTOPEDİ VE TRAVMATOLOJİ ANA BİLİM DALI



BAZOSERVİKAL FEMUR BOYUN KIRIKLARINDA
PROKSİMAL FEMORAL ÇİVİ, DİNAMİK KALÇA VİDASI,
MONOLATERAL EKSTERNAL FİKSATÖR VE KANÜLLÜ VİDA
İLE TESPİTİN BİYOMEKANİK OLARAK KARŞILAŞTIRILMASI

DR. YUNUS İMREN
UZMANLIK TEZİ

Danışman: Yard. Doç. Dr. VOLKAN GÜRKAN

İSTANBUL 2011

T.C.
BEZMİÂLEM VAKIF ÜNİVERSİTESİ
TIP FAKÜLTESİ
ORTOPEDİ VE TRAVMATOLOJİ ANA BİLİM DALI

BAZOSERVİKAL FEMUR BOYUN KIRIKLARINDA
PROKSİMAL FEMORAL ÇİVİ, DİNAMİK KALÇA VİDASI,
MONOLATERAL EKSTERNAL FİKSATÖR VE KANÜLLÜ VİDA
İLE TESPİTİN BİYOMEKANİK OLARAK KARŞILAŞTIRILMASI

DR. YUNUS İMREN
UZMANLIK TEZİ

Danışman: Yard. Doç. Dr. VOLKAN GÜRKAN

İSTANBUL 2011

ÖNSÖZ

Uzmanlık eğitimim boyunca üzerimizden ilgisini ve şefkatini esirgemeyen, bilgi birikimi ve tecrübeleriyle bizleri aydınlatan değerli hocalarım sayın Prof. Dr. Cengiz Şen'e, Prof. Dr. İbrahim Tuncay'a, Prof. Dr. Hakan Gürbüz'e, Op. Dr. Ahmet Alpay'a, Doç. Dr. Tolga Tüzüner'e, kliniğe ilk geldiğim günden beri bana her türlü desteği veren ve çalışma disiplini aşıl原因an ağabeylerim Sayın Doç. Dr. Kahraman Öztürk'e, Doç. Dr. Cem Zeki Esenyel'e, Op. Dr. Rıdvan Yeşiltepe'ye, Doç. Dr. Murat Bülbül'e, her zaman desteğini hissettiğim Op. Dr. Semih Ayanoğlu'na, kısa zamanda eğitimime önemli katkılar sağlayan Yrd. Doç. Dr. Volkan Gürkan'a, tezimin her aşamasında emeği olan, bilgi ve deneyimleriyle bana yol gösteren Op. Dr. Kerem Bilsel'e, Op. Dr. Mehmet Erdil'e, Op. Dr. Fatih Küçükdurmaz'a, Op. Dr. Nuh Mehmet Elmadağ'a, beraber fedakarca çalıştığımız ağabeyim Semih Dedeoğlu'na, Ali Tufan Pehlivan'a, Erdem Özden'e, Abdulkadir Yığman'a, Hüseyin İret'e, Alican Barış'a, değerli arkadaşlarım Tahsin Çayır'a, Ayhan Erzincanlı'ya, Nejat Tunçer'e, Serkan Önder Sırma'ya, Ömer Cengiz'e, Hasan Hüseyin Ceyhan'a, Abdullah Obut'a, Şafak Sayar'a, Necdet Demir'e, Vahdet Uçan'a, kıdemli ağabeylerim Op. Dr. Sinan Kahraman'a ve Op. Dr. Cem Dinçay Büyükkurt'a, deneylerin laboratuvarlarında gerçekleşmesini sağlayan İ.T.Ü Makine Fakültesi öğretim üyelerinden Sayın Ergün Bozdağ'a, Emin Sünbuloğlu'na, Meral Tuna'ya ve Cansel Gürcan'a; tezimin ve daha birçok çalışmanın istatistiğinde bizlere destek veren Sayın Ömer Uysal'a, birlikte çok şey paylaştığım, hastanemizde özveriyle çalışan hemşire ve personelimize, tezimin yapım ve yayınında büyük emeği olan değerli dostum Volkan Aydın'a; beni büyüten, bugünlere getiren dünyanın en tatlı ve fedakar annesi İpek İmren'e, dünyanın en iyi babası Feridun İmren'e, sevgili ablam Ayşegül Çakan'a, hayatımın en büyük manası olan eşim Sebla Gökçe İmren'e ve bana duyguların en güzelini yaşatan canım oğlum Rüzgar'a çok teşekkür ederim.

Dr. Yunus İMREN

Aralık, 2011

İÇİNDEKİLER

	Sayfa
Kısaltmalar Dizini	1
Şekiller Dizini	2
Grafikler Dizini	5
Tablolar Dizini	6
1. Giriş ve Amaç	7
2. Genel Bilgiler	9
2.1. Tarihçe	9
2.2. Anatomi	11
2.2.1. Femur üst ucunun anatomisi	11
2.2.2. Femur üst ucunun kanlanması	16
2.2.3. Kalça eklemi	17
2.2.3.1. Kalça eklemi bağları	18
2.2.3.2. Kalça bölgesinin nörovasküler yapıları	20
2.2.4. Kalça ve uyluk bölgesi kasları	22
2.2.4.1. Ön grup kaslar	22
2.2.4.2. Medial (addüktör) grup kaslar	24
2.2.4.3. Arka grup kaslar	26
2.2.5. Kalça ekleminin hareketleri	28
2.3. Biyomekanik	29
2.4. Epidemiyoloji ve Etiyoloji	32
2.5. Mekanizma	33
2.6. Tanı	34
2.7. Sınıflama	35
2.7.1. Anatomik lokalizasyona göre	35
2.7.2. Kırık hattı açısına göre	36
2.7.3. Kırık bölgesindeki ayrılmaya göre	37

2.7.4. Kalça kırıklarında AO sınıflaması	38
2.8. Tedavi seçenekleri	39
2.8.1. Konservatif tedavi	39
2.8.2. Cerrahi tedavi	39
3. Gereç ve Yöntem	41
3.1. Cerrahi Teknik	44
3.1.1. Proksimal femoral çivi uygulama tekniği	44
3.1.2. Dinamik kalça vidası uygulama tekniği	45
3.1.3. Monolateral eksternal fiksator uygulama tekniği	47
3.1.4. Kanüllü vida uygulama tekniği	47
4. Bulgular	49
5. Tartışma	59
6. Sonuç ve Öneriler	68
7. Özet	70
8. İngilizce Özet (Abstract)	71
9. Kaynaklar	72
10. Özgeçmiş ve Eserler	79

KISALTMALAR DİZİNİ

AP: Anteroposterior

cc: Santimetre küp

CS: Kanüllü vida

DHS: Dinamik kalça vidası

dk: Dakika

EF: Eksternal fiksator

mm: Milimetre

N: Newton

PFN: Proksimal femoral çivi

SIAS: Spina iliaka anterior superior

TAD: İmplant ucu – apeks mesafesi

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 1. Sağ femurun anatomik yapısı

Şekil 2. Proksimal femurun anatomik yapısı

Şekil 3. Femur üst ucu trabeküler yapısı

Şekil 4. Singh indeksi

Şekil 5. Kalkar femorale

Şekil 6. Kalça eklemi bağları

Şekil 7. Kalça çevresi damarsal yapılar

Şekil 8. Kalça çevresi nörovasküler yapıları

Şekil 9. Femur üst ucu kanlanması

Şekil 10. Kalça ve uyluk ön grup kaslar

Şekil 11. Kalça ve uyluğun iç ve arka grup kasları

Şekil 12. Kalça ekleminde yükün aktarımı

Şekil 13. **A.** Vücut statik konumda iken yükü her iki kalça eklemine eşit olarak dağıtır. **B.** Sol alt ekstemite yerden kaldırıldığında, sol tarafın yükü de gövde yüküne eklenir ve ağırlık merkezi sola doğru kayar. Total yük K 'dır. K ağırlığını dengede tutmak için B noktasında M vektörü yeterli kuvvet ile aşağı doğru çekilir. O noktasındaki R kuvveti, M ve K vektörlerinin toplamıdır. B noktasından abduktorların aşağı çektiği M kuvveti ile C noktasındaki K kuvveti arasında, BO ve OC kaldıraç kollarının görece uzunluğu ile doğrudan ilişkilidir. $OC=3OB$ olursa, bir birim K kuvvetini dengelemek için üç birimlik M kuvvetine ihtiyaç vardır. $R=M+K$ olduğuna göre, bileşke kuvvet dört birim bulunur. Yürümenin salınım fazında yere destek olan alt tarafta gövde ağırlığının dört katı kadar yük biner

Şekil 14. Kalça kırığında sağ alt ekstremitede kısalık ve dış rotasyon görünümü

Şekil 15. Femur üst ucunun anatomik bölgeleri

Şekil 16. Pauwels sınıflaması (1935)

Şekil 17. Garden sınıflaması (1964)

Şekil 18. Garden dizilim indeksi

Şekil 19. Kalça kırıklarında AO Sınıflaması; **A.** Femur boyun kırıkları **B.** Trokanterik kırıklar

Şekil 20. **A.** Kemik modelinin trokanter tipinin 20 cm. distalinden işaretlenmesi **B.** Açık verilebilen kesi makinesi **C.** 70 derece açılı standart bazoservikal kırık oluşturulması

Şekil 21: **A.** Kemiklerin uçlarına uygulanan çapraz K telleri **B.** çelik macuna gömülme işlemi ve aynı düzlemde dondurulması

Şekil 22: MTS 858 Mini Bionix II universal test makinası

Şekil 23. Numunelere orta hattan 16^0 açıyla kuvvet uygulanması

Şekil 24. **A.** Proksimal femoral çivi **B.** Awl ile giriş **C.**Kılavuz ile vidaların uygulanması **D.** Kırığın çivi ve vidaları ile tespiti

Şekil 25. **A.** Giriş yerinin belirlenmesi, **B.** Kılavuz telin gönderilmesi, **C.** Kılavuz üzerinden oyulması, **D.** 3 delikli plak, **E.** Ana vidanın gönderilmesi, **F-G.** Tespitin önden ve yandan görünümü

Şekil 26. **A.** İmplant ucu-apeks mesafesi değerinin hesaplanması (Dtrue: İmplantın bilinen gerçek çapı), **B.** femur başını 9 bölgeye ayıran zonlar.

Şekil 27. **A.** Titanyum monoblok trokanterik segment **B-C.** Tespitin önden ve yandan görünümü **D.** Kemik modelinin sisteme adapte edilmesi

Şekil 28. **A.** Kırığın redüksiyonu **B.** Kılavuz teller ile eşkenar üçgen konfigürasyonu elde edilmesi, **C.** Tespitin yandan görünümü

Şekil 29. PFN grubunda kırılma yüklerinde ortaya çıkan kırık paternleri, **A-B.** Pertrokanterik kırık, **C.** Kırık hattında deplasman ile birlikte baş kırığı, **D.** Pertrokanterik kırıkla birlikte distal vida seviyesinde kırık oluşumu

Şekil 30. DHS grubunda kırılma yüklerinde ortaya çıkan kırık paternleri, **A.** Plağın distal vidalarında sıyrılma ve kırık hattında deplasman, **B.** Distal vidalarda sıyrılma, distalde kırık oluşumu, deplasman ve rotasyon, **C.** Deplasmanla birlikte femur boynunda kırık oluşumu

Şekil 31. EF grubunda kırılma yüklerinde ortaya çıkan kırık paternleri, **A-B.** distal Schanz vidası seviyesinden femur kırığı, **C.** Femur boyun kırığı gelişimi

Şekil 32. CS grubunda kırılma yüklerinde ortaya çıkan kırık paternleri, **A.** Subtrokanterik kırık oluşumu, **B-C.** Eşkenar üçgen konfigürasyonun distal vidaları seviyesinden kırık oluşumu

GRAFİKLER DİZİNİ

Grafik 1. Grupların minimum, maksimum ve ortalama kırılma yükleri

Grafik 2. Grupların kırık hattındaki minimum, maksimum ve ortalama deplasman değerleri

Grafik 3. Grupların ortalama kırılma yükü – ortalama deplasman dağılımı

Grafik 4. Tekrarlı (siklik) yüklemelerde gruplardaki katılık (stiffness) değişimleri

Grafik 5. Proksimal femoral çivi grubunun katılık değerleri

Grafik 6. Dinamik kalça vidası grubunun katılık değerleri

Grafik 7. Eksternal fiksator grubunun katılık değerleri

TABLolar DİZİNİ

Tablo 1. İnternal tespit, eksternal tespit ve artroplastinin avantaj ve dezavantajları

Tablo 2. Grup 1 (Proksimal femoral çivi) tekrarlı yükleme testinde elde edilen başlangıç ve her 1000 devirdeki stiffness, 1000. devir sonrasındaki kırılma yükleri ve başlangıca göre tüm devirlerde yüzde değişimleri, minimum ve maksimum değerleri, ortalamaları ve standart sapma değerleri

Tablo 3. Grup 2 (Dinamik kalça vidası) tekrarlı yükleme testinde elde edilen başlangıç ve her 1000 devirdeki stiffness, 1000. devir sonrasındaki kırılma yükleri ve başlangıca göre tüm devirlerde yüzde değişimleri, minimum ve maksimum değerleri, ortalamaları ve standart sapma değerleri

Tablo 4. Grup 3 (Eksternal fiksator) tekrarlı yükleme testinde elde edilen başlangıç ve her 1000 devirdeki stiffness, 1000. devir sonrasındaki kırılma yükleri ve başlangıca göre tüm devirlerde yüzde değişimleri, minimum ve maksimum değerleri, ortalamaları ve standart sapma değerleri

Tablo 5. Grup 4 (Kanüllü vida) aksiyel yükleme testinde elde edilen kırılma yükleri, minimum ve maksimum değerleri, ortalamaları ve standart sapma değerleri

1. GİRİŞ ve AMAÇ:

Proksimal femurun kırıkları yetişkinlerde sık görülen yaralanmalardan olup tüm kırıkların yaklaşık % 8-10'unu oluşturur. Kalça kırıkları olarak da adlandırılan bu yaralanmalar, gençlerde genellikle yüksek enerjili travma ile, yaşlılarda ise basit düşme ile ortaya çıkabilmektedir. Epidemiyolojik çalışmalarda özellikle son yirmi yılda toplumdaki yaşam beklentisinin artmasına bağlı olarak bu kırıkların da insidansının arttığı gözlenmiştir. Birleşik devletlerde yılda 280.000'den fazla kalça çevresi kırığı görülmekte ve bunların çoğunluğunun 70 yaş üstü hastalar olduğu bildirilmektedir (1). Kadınlarda ve beyaz ırkta 3 kat daha sık görülür. İleri yaş, kemik kalitesindeki olumsuz yöndeki değişimle birlikte, görme bozukluğu, kas gücü kaybı, reflekslerde zayıflama, kan basıncındaki ani değişiklikler, nörolojik hastalık, malnutrisyon ve malinite gibi sistemik ek hastalıklar travma ve sonrasında kırık oluşumunu kolaylaştırmaktadır. Kırık oluşumunu kolaylaştıran bu faktörler, prognozda da oldukça etkilidir. Genel olarak kalça kırıklarında ilk yıl için mortalite oranı %30 olarak bildirilmiştir (1).

Trokanterik bölge kırıklarında fragmanlar büyük oranda iyi kanlanmaya sahip kansellöz kemikten oluşmaktadır. Femur boyun kırıkları ise intrakapsüldür ve anjiyogenetik inhibitör faktörleri içeren sinovyal sıvının kırık hattına teması ve boyunda ince periost varlığı iyileşme sürecini olumsuz yönde etkilemektedir. Ayrıca travma sonrası baş ve boynun kan akımı da bozulabilmektedir. Dolayısıyla, trokanterik bölge kırıkları, femur boyun kırıklarına göre nispeten daha iyi kaynama potansiyeline sahiptir.

Kalça kırıklarının tedavisinde amaç hastanın kırık öncesi aktivitesine dönmesini sağlamak, erken hareket elde etmek, uzun dönemde sekel ve komplikasyondan korumaktır. Erken hareket akciğer komplikasyonlarını, venöz trombozu, bası yaralarını önlemede ve genel durumun düzelmesini sağlamada çok önemlidir. Kalça kırıklarının tedavisinin evrimsel sürecinde geline ortak nokta, hasta için uygun olan yöntem veya implant ile erken hareket ve yük vermenin elde edilebilmesidir.

Bu kırıklarda çok çeşitli tedavi seçenekleri mevcutken, anatomik lokalizasyonu gereğince özel olan bazoservikal kollum femoris kırığı tedavisinde farklı tip implantlar uygulanabilmektedir. Literatürde bu tip kırıklarda farklı tespit yöntemlerinin uzun dönem klinik sonuçlarına yer verilmişken, bazoservikal kırık tipinde bu yöntemlerin biyomekanik

olarak karşılaştırıldığı bir çalışma bulunmamaktadır. Dolayısıyla bazoservikal kollum femoris kırıklarında herhangi bir tedavi modalitesinden ‘altın standart’ olarak bahsedilememektir.

Bu çalışmada amaç bazoservikal tip femur boyun kırıklarının tedavisinde kullanılan tespit yöntemlerinden proksimal femoral çivi, dinamik kalça vidası, monolateral eksternal fiksator ve kanüllü vidanın biyomekanik olarak kıyaslanması amaçlanmıştır. Standart dayanıklılığa ve kırık tipine sahip yapay kemik modellerinde yapılan bu çalışma ile tespitte kullanılan 4 yöntemin biyomekanik açıdan birbirlerine olan üstünlüklerinin ortaya konması klinik olarak tedaviye yönelik tercih belirlenmesinde etkili olacaktır. Biyomekanik deneyler kalça eklemine gelen fizyolojik yüklerin yönü ve kuvveti laboratuvar ortamında taklit edilerek farklı implantlarla tespit edilmiş standart tip kırığa sahip yapay kemik modelleri üzerine uygulanmıştır. Bu sayede tespit yöntemlerinin sağlamlık ve dayanıklılıkları karşılaştırılmıştır. Literatürde tedavisi ve tespit seçeneği halen tartışmalı olan bazoservikal kırık tipinde tespit dayanıklılığının karşılaştırılması ile klinik tedavide implant tercihinde yol gösterici olacaktır. Erken hareket ve yük vermeyi sağlayabilecek en stabil ve dayanıklı tespit yönteminin belirlenmesiyle, klinik tedavide implant seçimine ışık tutarak, tespit faktörleri ve immobilizasyona bağlı olası komplikasyon riskinin azaltılmasıyla toplum sağlığı ve ulusal ekonomiye önemli kazanımlar sağlayacaktır.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Tarihçe

Kalça çevresi kırıklarının tedavisiyle ilgili bilgiler Hipokrat'ın traksiyon sistemleri, atel ve bandaj uygulamaları hakkındaki yazılarına kadar uzanmaktadır (2). 16. yüzyılda Ambrose Pare proksimal kırıklarında istirahat ile uygun pozisyonda tedaviyi tanımlamıştır. Fransız cerrah Pare'nin yayınından sonra Sir Astley Cooper intrakapsüler kalça kırıklarını diğer kırıklardan ayırmıştır (2). 1861'de Buck tarafından traksiyonla konservatif tedavi bildirilmiştir. Deformite ve kısalığı önlemek için uzunlamasına ve lateral traksiyon ilk kez 1867 yılında Philips tarafından uygulanmıştır (2). Özellikle femur boyun kırıklarının internal tespitinde çivi uygulaması ilk olarak 1897 yılında Langenbeck ve Nikolaysen tarafından tanımlanmıştır. 1902 yılında Whitman radyografinin yaygın kullanımıyla birlikte kapalı redüksiyon ve pelvipedal alçı uygulanmasını önermiştir (2). 1907'de İsviçreli Steinmann ve Alman Kirschner kendi adları ile bilinen çiviler ile iskelet traksiyonunu tarif etmiştir. 1923 yılında İngiltere'de Russell diz altından askılı harekete izin veren dinamik traksiyonu uygulamış, buna Pearson eki ve Thomas ateli eklenerek kullanılır hale getirilmiştir (2).

Böhler ve Braun diz fleksiyonda iken uyluğu 25 derece eğimde tutan krurisin yaslandığı atel üzerinde ayaktan askı ile veya suprakondiler ya da tibia proksimalinden geçen Steinmann çivisi ile traksiyonda tedaviyi denemişlerdir. Cerrahideki gelişmeler ile konservatif tedavi zamanla terk edilmiştir. 1907'de Da Costa, 1919'da Delbert, 1920'de Martin ve King geliştirdikleri çivi sistemleri ile tespiti denemişlerdir. Smith Peterson 1925'de Boston'da kendi adını taşıyan üç kanatlı çivi ile devrim yaratmıştır. Daha sonra Johanson, Thronton ve Westcott bu çiviye kanüllü olarak üreterek kılavuz teli ile çivinin uygulanmasını kolaylaştırdılar.

1941 yılında Jewett tek parça halindeki üç kanatlı çivi ve yan plağını kullandı. Ülkemizde de Jewett çivisi ilk olarak Gülhane Askeri Tıp Akademisinde 1959 yılında Rıdvan Ege tarafından kullanılmıştır (2). Ancak bu çivilerde kırık rezorpsiyonu sonrası ekleme penetrasyon ve sıyrılma bildirildi. 1943'te Blount, 1944 yılında A.T. Moore femur başına giren bir kamanın bulunduğu plakla tespit yöntemini uygulamışlardır. 1944'te Neufield ve 1945 yılında Bosworth kamalı plaklarını uygulamaya başlamışlardır. 1946'da Mclaughlin, Smith Peterson çivisi ile femur cismine dayanan plak kısımları somunlu menteşe ile sıkılarak

istenilen açı verilebilen plağı uygulamaya sunmuştur.1953'te Pugh ve 1958'de Massie kayarak sıkıştırma sağlayan çiviler önerdiler (2).

1970 yılının başlarında Richard's firması hem kayıcı hem de kompresyon yapıcı, kama plak yeri bükülme stresine daha dayanıklı olan çivileri üretti.

1966'da Küntscher, trokanterik ve subtrokanterik bölge kırıklarında, üst ucunu makaslama güçlerinden korumak için uzun bıraktığı kendi intramedüller çivisini kullanmıştır. 1950'de Lezius'un tanımladığı fakat 1968'de Ender'in yeni bir görüş ile uygulamaya başladığı kondilosefalik çiviler intertrokanterik kırıklarda kullanılmıştır. 1950'li yıllarda A.Moore'un kendinden kilitli ve F.R.Thompson'un vityum endoprotezleri ile esasen femur boyun kırıkları olmak üzere kalça bölgesi kırıklarında artroplasti uygulaması başlamıştır. Kalça bölgesi kırıklarının tedavisinde, eksternal fiksator kullanımı ile ilgili ilk yayın 1957'de A.B.D.'de Scott tarafından yapılmıştır (3). Bundan 30 yıl sonra 1984'te De Bastiani subtrokanterik femur kırığı vakasına dinamik aksiyel fiksator uygulayarak yayınlamıştır (4). 1990'da Milarod ve Butkoviç kalçada eksternal fiksator kullanımıyla ilgili yayın bildirmiştir. İlizarov da bu bölge kırıklarında rutin olarak eksternal fiksator uyguladığını belirtmiştir (5). Ülkemizde trokanterik femur kırıklarında eksternal fiksatorü ilk defa Dr. Orhan Girgin 1988'de Ankara Numune Hastanesi'nde uygulamış ve sonrasında bu konu ile ilgili biyomekanik çalışmalarda bulunmuştur (6,7).

1984'de Russell-Taylor, 1967'de ki Zickel'in sistemine benzer olarak fakat proksimalindeki çivi deliklerinden femur boynuna 6,5 mm ve 8 mm çapında iki vida yerleştirerek tespit yapmıştır.1990'lı yıllarda Gamma çivisi kullanılmaya başlanmıştır. Komplikasyonlarının fazla olması üzerine Gamma çivisi modifiye edilerek 1996 yılında PFN (proximal femoral nail) çivileri üretilmiştir. Ülkemizde de trokanterik bölge kırıklarına çivi ile tespit 1950'de Derviş Manizade ve 1958'de Necmi Ayanoglu tarafından yapılmıştır. Artroplasti daha çok femur boyun kaynamalarının tedavisinde kullanılsa da osteoporotik kalça kırıklarında da bir tedavi seçeneği olmuştur. Ülkemizde ise artroplasti uygulaması ise ilk kez Rıdvan Ege tarafından 1959 yılında Thompson protezi ile yapılmıştır (2). 1973'te Rosenfelt, 1977'de Stern ve Goldstein, 1985'te Saragaglia, 1989'da Haentjens, 1993'te Görgeç ve arkadaşları artroplasti ile iyi klinik sonuç bildirmişlerdir (2).

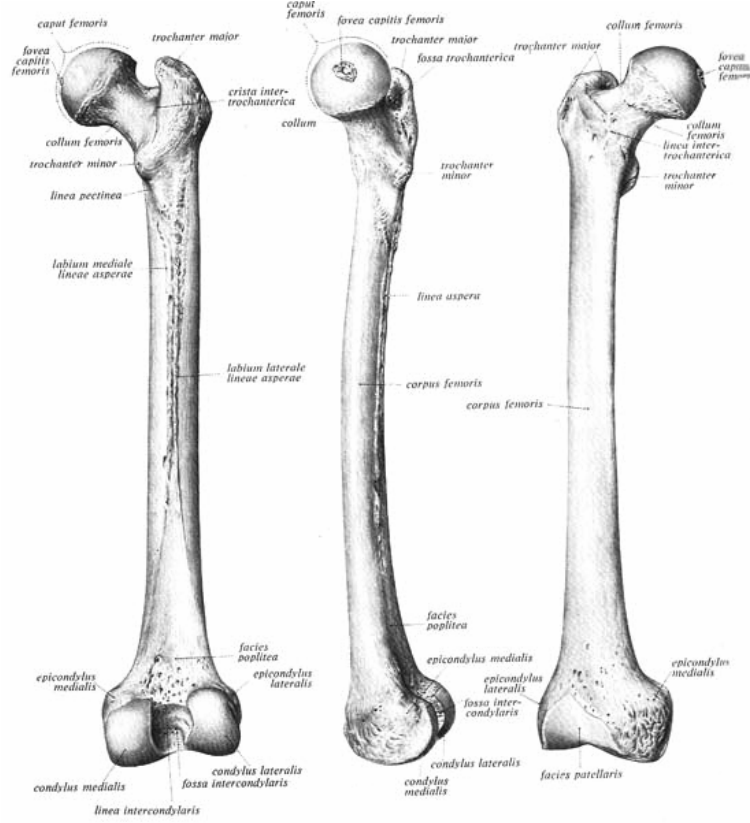
2.2. Anatomi

2.2.1. Femur Üst Ucunun Anatomisi

Femur, insan vücudundaki en uzun ve en kuvvetli kemiktir. Genellikle vücut uzunluğunun ¼'ü kadardır. Uzunluğunun büyük bölümü silindirik ve öne doğru eğimli olan femur cisminin proksimalinde kısa bir boyun üzerinde yuvarlak eklem yüzeyli baş yer alır. Femur alt ucunda, tibia ile diz eklemine oluşturan kondiller bulunur. Tibia ve fibula diz ekleminden itibaren dikey düzlemde uzandığından femurun oblik yapısı, ayakta durma ve yürüme esnasında, ayağı vücut ağırlığı çizgisi içinde bulundurur (8).

Femur korpus, kaput, trokanter majör, trokanter minör ve alt ucu olmak üzere beş merkezden kemikleşir. İlk kemikleşme, intrauterin hayatın 7-8 haftasında femur gövdesinde görülürken kısa zamanda proksimal ve distale yayılır. Femur başında 6-7. Ayda, trokanter majörde 4.yaşta, trokanter minörde ise 13-14.yaşta kemikleşme olur. Proksimal epifiz 17.yaşta, distal epifiz ise 20-24.yaşlarda kemikleşerek femur gövdesi ile birleşir (9,10).

Femur başı; bir kürenin yarısından daha büyük olup asetabulum ile eklemleşmek üzere anterosuperomediale doğru uzanır. Tam bir küre olmaktan ziyade, baş ovoid ve sferoid yapıdadır. Büyük kısmı eklem kırırdağı ile örtülü olan femur başının posteroinferioruna doğru düzgün yapısı 'fovea kapitis' ile bozulur. Buraya eklem yüzünün merkezinin hemen alt tarafında ligamentum kapitis femoris yapışır. Piramit şeklindeki femur boyunun ön yüzü cisim ile intertrokanterik çizgide, arka yüzü ise intertrokanterik krestte birleşir. Uzunluğu yaklaşık 5 cm. olup femur cismini, femur başına femurun uzun aksı ile mediale açılarak bağlar. 'İnklinasyon' veya 'boyun-cisim açısı' (kollodiyafizer açısı) adı verilen bu açı yetişkinlerde genellikle 120°-135° arasındadır. Çocuklarda daha büyük olan bu açı ilerleyen yaş ve yük taşıma ile daralır. 75 yaş üstü insanlarda ortalama inklinasyon açısı 125° civarındadır (11). Ayrıca bu açı, pelvis genişliği ve boy ile orantılı olduğu için değişkenlik gösterebilir. Normal pozisyonda femur boynu yukarı, içe ve ön tarafa doğru yönelmiştir.



Şekil 1. Sağ femurun anatomik yapısı (Sobotta İnsan Anatomisi Atlası)

Frontal plandaki bu açılanmaya ek olarak aksiyel planda femur boynunda, femur kondillerine göre 10°-15° arasında öne açılanma (anteversiyon) mevcuttur (8).

Büyük trokanter (trokanter majör); boyun ve cisim bileşkesinden süperiora doğru geniş kuadrangular bir yapıda uzanır (Şekil 1). Posterosüperior bölgesi süperomediale doğru kıvrımlanır (8).

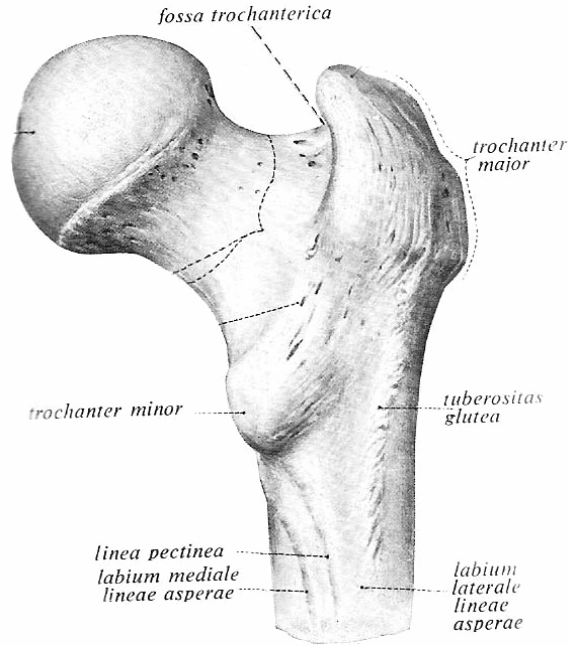
Küçük trokanter (trokanter minör); femur boyununun cisim ile buluştuğu posteroinferomedial kısmında konik bir çıkıntıdır (Şekil 1). Ön yüzü kaba, arka yüzü ise daha düzgündür. Buraya iliopsoas tendonu yapışmaktadır.

İntertrokanterik hat; boyun ve cismin bileşkesinde büyük trokanterin ön yüzü superolateralindeki küçük bir tüberkülden başlayıp, inferomediale doğru kabarık bir hat şeklinde uzanır ve boyunun en alt seviyesinde trokanter minör ile aynı seviyede fakat sıklıkla bunun önündeki ikinci bir tüberkül ile sonlanır.

İntertrokanterik krista; boyunun cisim ile buluştuğu posterior yüzünden başlayıp büyük trokanterin posterosüperior köşesinden küçük trokantere dek uzanır (Şekil 1). Orta kısmının

hemen yukarısında kuadrat tüberkül bulunmaktadır. Tüberküle ve distal kreste ise kuadratus femoris kası yapışır.

Korpus femoris adı verilen femur cismi, neredeyse silindirik yapıda olup uzun eksenini öne doğru konvektir. Üst kısmı ortasına kıyasla daha geniştir; ancak en geniş bölümü ise alt kısmıdır. Korpusun ön yüzü düzdür, yan yüzleri arka iç ve arka dış tarafa bakar. Bu iki yüz arasında ve arka tarafa uzunlamasına seyreden bir kenar bulunur. Linea aspera denilen bu kenar, labium laterale ve labium mediale olmak üzere iki dudak şeklindedir (Şekil 2). Linea aspera proksimale doğru üç uzantı şeklinde seyrederek. Bunlardan lateral taraftaki çok belirgin olup tuberositas glutea adını alır. Ortada bulunan kenara linea pectinea adı verilir. En içteki üçüncü uzantı, asıl labium medialenin ve trokanter minörün altından kıvrılarak ön tarafta linea intertrokanterikanın alt ucu ile birleşir (Şekil 2).

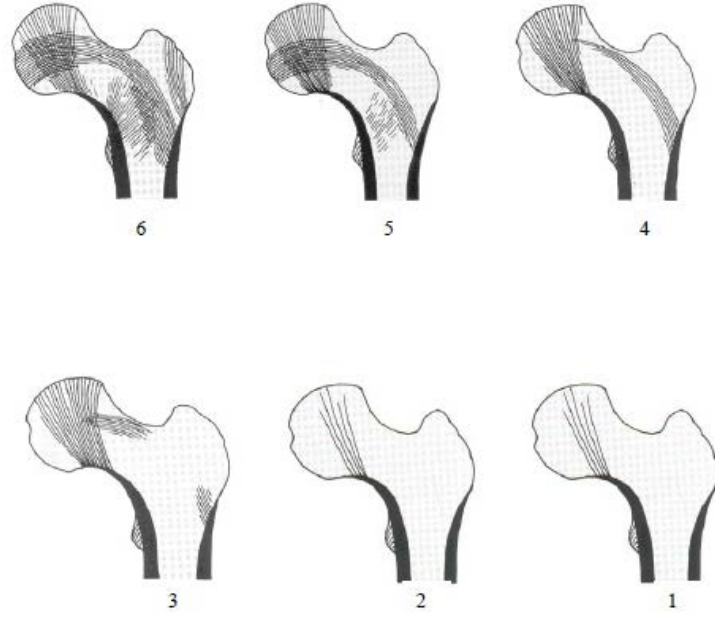


Şekil 2. Proksimal femurun anatomik yapısı (Sobotta İnsan Anatomisi Atlası)

Femur üst ucu iç yapısında silindirik şeklindeki femurun proksimal ve distaline doğru kompakt kemik duvarı incilir ve kavite trabeküler kemik yapı ile kaplanır. Proksimal uçtaki trabeküler yapı ilk olarak 1838 yılında Ward tarafından tanımlanmıştır (Şekil 3). Ana trabeküller eklem yüzeyine ortogonal olarak uzanan bir seri plaka meydana getirir. Bu

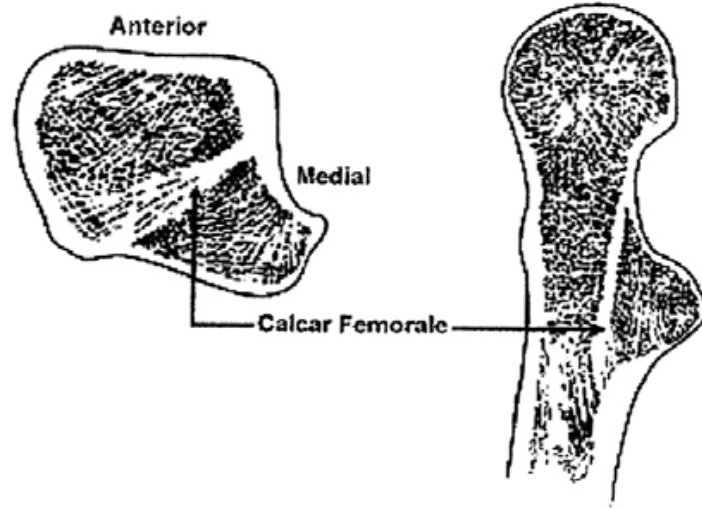
2.Derece: Bu trabeküllerin görülmemesi

1.Derece: Birincil kompresyon trabeküllerinin de azalması olarak tanımlanmıştır.



Şekil 4. Singh indeksi

Kalkar Femorale, linea asperanın yakınındaki kompakt kemikten başlayıp boyunun trabeküler yapısı içine doğru uzanan, medialde boyunun arka duvarı ile birleşen, lateralde ise büyük trokantere devam eden ince dikey kemik yapıdır (Şekil 5). Kalkar femorale kalça kırıklarının internal tespitinde destek dokusu olarak çok önemlidir (11,12).



Şekil 5. Kalkar Femorale

2.2.2. Femur Üst Ucunun Kanlanması

Femur üst ucunun kanlanması pek çok araştırmaya konu olmuş ve detaylı olarak incelenmiştir. (13,14) (Şekil 9). Crock, proksimal femurun arterlerini üç gruba ayırmıştır:

- a) Ekstrakapsüler arteriyel çember
- b) Asendan servikal dallar
- c) A. ligamentum teres

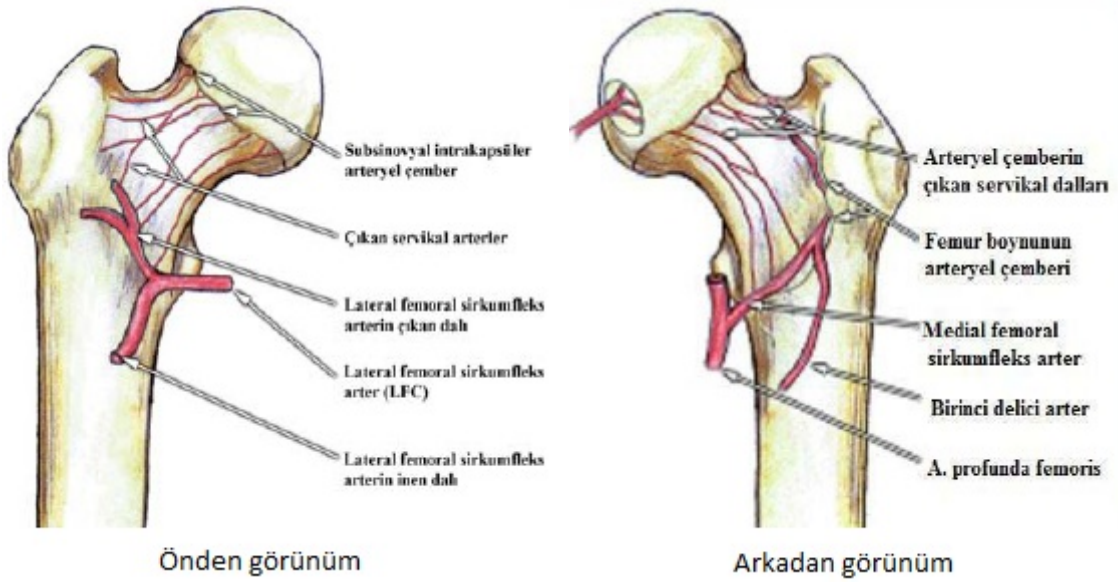
Ekstrakapsüler arteriyel çember; posteriorda, medial femoral sirkümfleks arterin büyükçe bir dalının, anteriora doğru lateral femoral sirkümfleks arterden uzanan dallarla birleşmesi sonucu oluşur. Süperior ve inferior gluteal arterler de bu çembere dallar vererek katkıda bulunur.

Asendan servikal dallar; bu arteriyel çemberden çıkarlar ve anteriorda intertrokanterik hatta, eklem kapsülünü delerek kapsülün orbiküler liflerinin altından femur başına doğru uzanırlar. Asendan servikal arterler, anterior, medial, posterior ve lateral olmak üzere dört gruba bölünebilirler. Lateral grup femur başı ve boynunun kanlanmasının çoğunu sağlamaktadır.

Sinovyal kıvrımların ve fibröz uzantıların altında ilerleyen asendan arteriyel grup eklem kıkırdağına kadar uzanır. Bu arterler retinakular arterler olarak da adlandırılır. Eklem

kıkırdağının kenarında bu arterler subsinovyal arteriyel halka olarak tanımlanan ikinci bir çember oluştururlar. Bu çember ilk olarak William Hunter tarafından 1743 yılında "circulus articularis vasculosus" olarak isimlendirilmiştir. Anatomik varyasyona göre bu tam ya da kısmi bir çember şeklinde olabilir. Asendan servikal dallar femur boynuna doğru birçok küçük dallar verir. Subsinoval intraartiküler çemberden femur başına giren epifizyel arterler ayrılırlar.

Femurun intertrokanterik ve subtrokanterik bölgesinin beslenmesini sağlayan en önemli yapı olan femoral besleyici (nutrient) arter, arteria profunda femorisin genellikle ikinci delici (perforan) dalından, şayet iki adet bulunuyorsa bir ve üçüncü delici dallarından ayrılarak posterior 1/3 femurda linea asperaya yakın kortekse nutrient foraminaya ulaşır (8,13,14).



Şekil 9. Femur üst ucu kanlanması

2.2.3. Kalça Eklemi

Kaput ossis femoris ile asetabulum arasında oluşan artikulyo sferoidea grubu bir eklemdir ve üç eksenle kombine hareket edebilir. Merkezi inguinal ligamanın orta 1/3'nün inferiorunda bulunur. Eklem yüzeyleri birbirine uygun şekilde eğimlidir ancak tam bir uyumluluk yoktur (8,11). Baş ve boyun önde kapsül içindedir, arka tarafta ise yalnızca baş ve boyunun küçük bir kısmı intrakapsülerdir (8) (Şekil 6).

Konveks eklem yüzü bir küre şeklindedir ve ligamentum kapitis femorisin tutunduğu yer olan fovea kapitis femoris hariç her tarafı eklem kıkırdağı ile kaplıdır. Konkav eklem yüzünü oluşturan asetabulumun yalnız yarım ay şeklinde fasya lunatası eklem katılır; eklem katılmayan orta kısım ise yağ dokusundan zengin sinovyal yapı ile doludur. Konkav eklem yüzünü arttırmak için asetabulumun kenarında fibrokıkırdak yapıda labrum asetabulare denilen bir halka vardır. Femur başı, kap şeklindeki (kotiloid) asetabulum ile eklemleşir.

2.2.3.1 Kalça Eklemi Bağları

Ligamentum iliofemorale: Vücudun en güçlü bağıdır. Üçgen şeklinde olan bu bağı tepesi yukarıda spina iliaca anterior inferior'un alt kısmına, tabanı ise aşağıda linea intertrokanterikaya tutunur. İç tarafında dikey seyirli lifler uyluğun ekstansiyonunu, oblik olan dış bant ise abduksiyonunu kısıtlar. Bu bağı ters dönmüş Y harfine benzediği için Y ligamanı (Bigelow ligamanı) olarak da bilinir (Şekil 6).

Ligamentum pubofemorale: Yukarıda ramus ossis pubiste bulunan eminensia iliopubika ve krista obturatoria, aşağıda ise iliofemoral ligamanın kalın medial kısmına kaynaşarak linea intertrokanterikanın iç kısmına tutunur. Uyluğun abduksiyon ve iç rotasyonunu engeller.

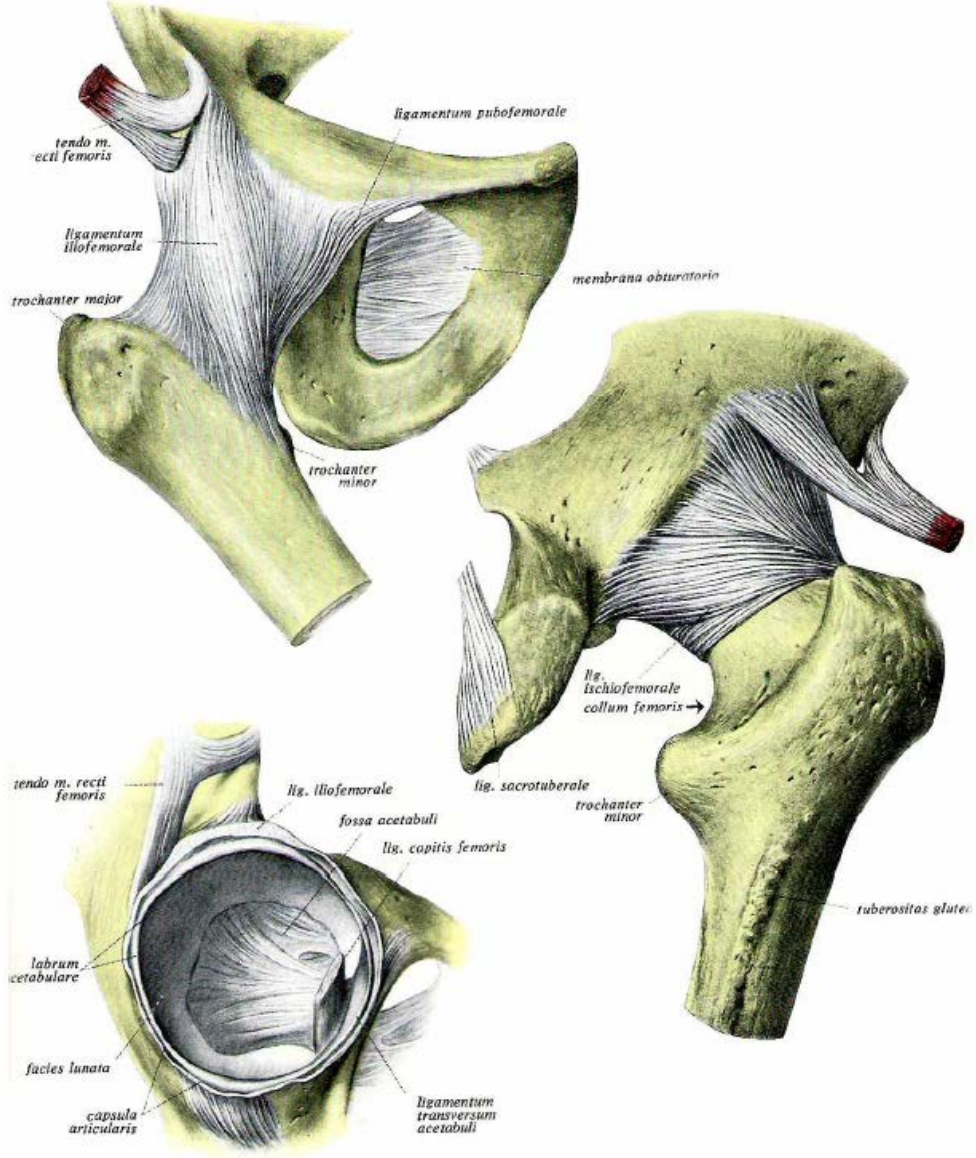
Ligamentum ischiofemorale: Asetabulumun arka alt kenarına tutunan bu bağı dışa ve yukarı doğru seyrederken femur boynunu sarar. Bir kısım lifleri zona orbikularise katılır, diğer lifleri iliofemoral ligaman ile birleşerek büyük trokantere tutunur. Uyluğun ekstansiyonu ve iç rotasyonuna engel olur (Şekil 6).

Zona orbicularis: Yukarıda anlatılan üç bağı da eklem kapsülüne iyice yapışmıştır. Bu bağlardan sinovyuma yakın seyirli lifler femur boynuna en iç kesimden sarılarak eklem kapsülüne bağlar ve bu üç bağı kemiğe temasını sağlar.

Ligamentum kapitis femoris: Insisura asetabuliden fovea kapitis femorise uzanır.

Ligamentum transversum asetabuli: Insisura asetabulinin uçlarına tutunarak burayı kapatan yassı lif demetlerinden oluşmuş güçlü bir bağıdır (Şekil 6).

Labrum asetabulare: Asetabulumun kenarına tutunarak eklem yüzeyini genişleten fibrokıkırdak yapı bir oluşumdur (Şekil 6).



Şekil 6. Kalça eklemi bağları (Sobotta İnsan Anatomi Atlası)

2.2.3.2 Kalça Bölgesinin Nörovasküler Yapıları

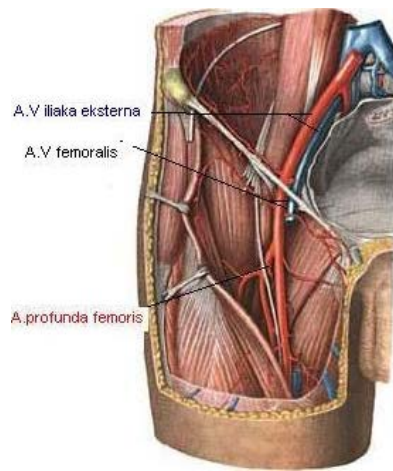
Eksternal iliak arter: A.iliaka eksterna, inguinal ligamanın altından pubik ramusun üzerinden seyreder. Psoas majör kasının üzerinden medial kenar boyunca ve v.iliaka eksternanın anterolateralinden oblik şekilde aşağıya doğru iner ve seyri boyunca, arterin posteromedialinde yer alır.

Femoral Arter – Femoral Ven: A.iliaka eksterna aşağıya doğru ilerleyerek ve inguinal ligamanın altından geçtikten hemen sonra a.femoralis adını alır. A.femoralis, v.femoralis ile birlikte kapsülün hemen anterior ve medialinde yer alırken, kapsül ile arasında yalnızca iliopsoas kasının tendonu bulunmaktadır. Femoral arter, inferomedial kapsül seviyesindeyken femoral venin lateralinde seyir izler (Şekil 7).

A.profunda femoris: İnguinal ligamanın 3,5 cm. altında femoral arterin lateralinden femur boynu seviyesinde ayrılır. Pektineus ve addüktör longus kasları arasından geçen a.profunda femorisin dalları, femur boynunu besleyen medial ve lateral sirkümfleks arterleri oluşturur (Şekil 7).

Lateral femoral sirkümfleks arter: A. femoris profundanın lateralinden ayrıldıktan sonra sartorius ve rektus kasları arasından geçer, vastus lateralis üzerine gelerek çıkan-inen dallara ayrılır.

Medial femoral sirkümfleks arter: A. Femoris profundanın medialinden veya femoral arterden çıkar. Pektineus ile psoas kasları arasında femur medialinden döner ve posteriorda linea intertrokanterika boyunca seyreder.



Şekil 7. Kalça çevresi damarsal yapılar (Prometheus -Schünke-2007)

Süperior gluteal damarlar: Süperior gluteal arter, internal iliak arterin posterior dalıdır. Asetabulum posterior kolonu ile aralarındaki mesafe yalnızca 2 mm'dir. Yağ dokusu ve çevre yumuşak dokular kemikle arter arasında bulunur.

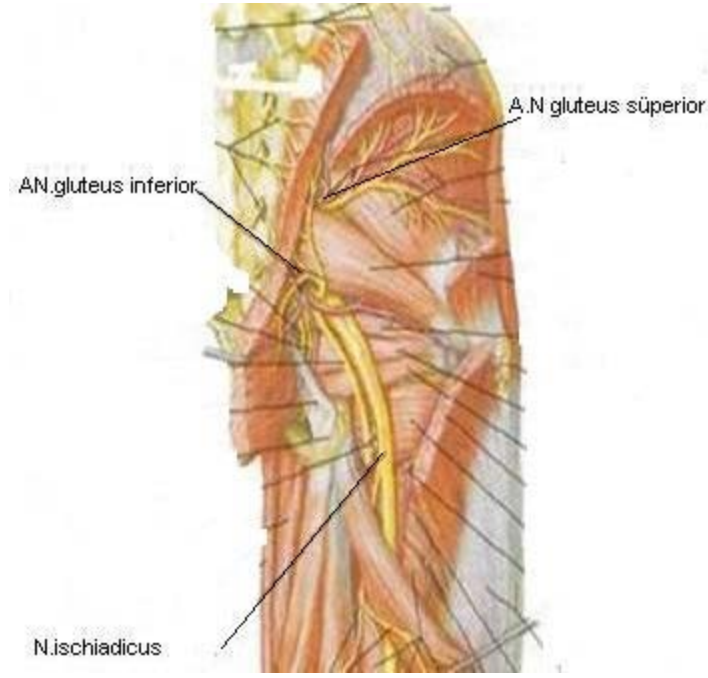
İnferior gluteal damarlar: İnfierior gluteal arter, internal iliak arterin anterior dalıdır. Uyluğun ve kalçanın posteriorunu besler. Posterior kolona en çok yaklaştıkları yer, spina iskiadika ve insisura iskiadika minör çevresidir.

Siyatik sinir: L4, L5, S1, S2 ve S3' ten gelen üst sakral pleksus kökleri siyatik siniri oluşturur (Şekil 8). N.tibialis ile n. fibularisi içerir. Insisura iskiadika majörden geçtikten sonra pelvisten çıkmadan önce piriformis kasının anterior ve medialinden seyreder. Insisura iskiadika majör seviyesinde fibular sinire ait lifler lateralde yer alır ve daha kolay hasarlanabilir. Bu yüzden, fibular sinir lifleri tibial sinire göre gerilmeye daha hassastır.

Femoral Sinir: L2, L3 ve L4 köklerinin dallarından oluşan femoral sinir pelviste psoas majör ve iliakus kasları arasında ilerler. Femoral arterin lateralinde yol izlerken, psoas majör, iliakus, pektineus, sartorius ve quadriceps kaslarına motor inervasyon ile uyuk anteromedialinin duysal inervasyonunu sağlar.

Süperior Gluteal Sinir: L4, L5, S1 köklerinin dallarının oluşturduğu süperior gluteal sinir, suprapiriform foramenden aynı adı taşıyan arter ve venle birlikte geçerek gluteal bölgeye ulaşır. Gluteus medius, gluteus minimus ve tensor fasya lata kaslarına motor inervasyon sağlar (Şekil 8).

İnferior Gluteal Sinir: L5, S1, S2 köklerinin devamından oluşan inferior gluteal sinir, aynı adı taşıyan arter ve ven, internal pudental arter ve ven, siyatik sinir ve pudental sinir ile birlikte infapiriform foramenden geçerek gluteal bölgeye ulaşır. Gluteus maksimus kası bu sinir tarafından inerve edilir.



Şekil 8. Kalça çevresi nörovasküler yapıları (Netter Anatomi Atlası)

2.2.4. Kalça ve Uyluk Bölgesi Kasları

2.2.4.1. Ön Grup Kaslar (Şekil 10)

M. iliacus: iliak fossanın proksimal 2/3'ünden başlar ve küçük trokanterde sonlanır. Kalça eklemine fleksiyon ve dış rotasyon yaptırır. Femoral sinir tarafından inerve edilir.

M. psoas major: son torakal ve tüm lomber vertebralardan başlar, küçük trokanterde sonlanır. Kalça eklemine fleksiyon ve dış rotasyon yaptırır. İliakus kasıyla birlikte uyluğa fleksiyon yaptırır. Lomber, renal, eksternal iliak ve iliolumber arterlerden beslenir. L1,2,3 ventral sinirlerden dal alır.

M. psoas minor: psoas major kasının önünde son torakal ve ilk lomber vertebradan başlar. Pekten ossis pubis ve eminensia iliopubikada sonlanır. Lomber pleksustan dal alır.

M. tensor fascia lata; Krista iliaka anterior ve spina iliaka anterosüperiordan başlar. Fasya latada sonlanır. İliotibial bant yoluyla diz ekstansiyonunda ve krurisin dış rotasyonunda görev alır. Uyluğun abdüksiyonu ve iç rotasyonunda rol oynar. Ayrıca dik postürü sağlamaya

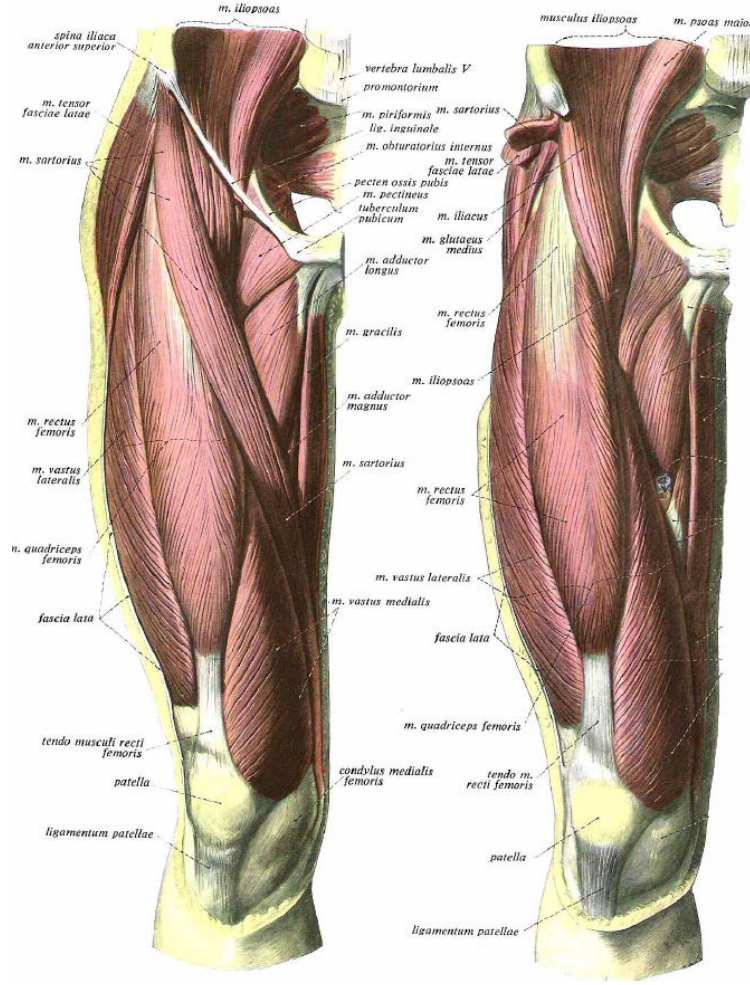
yardımcıdır. Pelvis stabilizasyonunda iliotal bant ile beraber rol alır. Süperior ve inferior gluteal arterlerden beslenir. Süperior gluteal sinirden inervasyon alır (8).

M. sartorius; Spina iliaka anterosüperiorundan başlar. Gracilis ve semitendinosus kasları ile birlikte tibia proksimal iç yüzünde Pes anserinus oluşturmak üzere yapışır. Uyluğa fleksiyon, abdüksiyon, dış rotasyon ve dize fleksiyon yaptırır. Kalça ve diz fleksiyonlarına yardımcı olarak görev yapar. Uyluk abdüksiyonu ve dış rotasyonuna katkı sağlar. Sıklıkla femoral arterden, yüzeysel ve derin iliak arterlerden, süperior ve inferior medial geniküler arterlerden beslenir. Siniri N. femoralistir.

M. quadriceps femoris; bacağın en büyük ekstansörü olan bu kas, uyluk ön tarafının neredeyse tamamını ve lateral kısmını kaplar. Dört kasın birleşmesinden meydana gelir;

1. *M. rektus femoris*: Kaput rektumu, spina iliaka anteroinferior, kaput fleksumu asetabulumun süperiorundan başlar.
2. *M. vastus lateralis*: Linea intertrokanterika üst dış kısmı, trokanter major ön kısmı, labium laterale üst dış yarısından başlar.
3. *M. vastus medialis*: Linea intertrokanterika alt iç yarısı, labium medialeden başlar.
4. *M. vastus intermedius*: Rektus femoris kasının derininde olup linea intertrokanterikanın distalinden başlar.

Bu dört komponentin tendonları uyluk distaline doğru birleşir. Medial ve lateral patellar retinakulumlar bu tendonun uzantıları olarak patellaya tutunur. Kuadriseps femoris kası diz ekstansiyonunu sağlar. Rektus femoris, uyluğun pelvise göre fleksiyonunda görev alır ve uyluk sabit iken pelvisin uyluğa göre fleksiyonunu sağlar. Kuadriseps femoris, femoral sinirden inerve olur; arteria profunda ve geniküler arter ağından beslenir.



Şekil 10. Kalça ve uyluk ön grup kaslar (Sobotta İnsan Anatomisi Atlası)

2.2.4.2 Medial (Addüktör) Grup Kaslar (Şekil 11)

M. gracilis; iskiyum-pubis kolunun üst, simfizis pubisin alt yarısından başlar. Pes anserinusa katılır. Uyluğun addüksiyona, bacağıın fleksiyon ve iç rotasyonuna katkı sağlar. Obturator arter, medial sirkümfleks femoral arter ve geniküler arter ağı bu kası beslerler. Obturator sinirden inerve olur.

M. pectineus; pekten ossis pubisten başlar. Linea pektineada sonlanır. Uyluğa addüksiyon ve fleksiyon hareketlerini yaptırır. Obturator, medial sirkümfleks femoral, arteria profundanın birinci delici dalı, derin eksternal pudental, ve femoral arterler bu kası beslerler. Femoral sinirden inerve olur.

M. adductor longus; süperior ve inferior ramus pubis arasından başlar. Labium mediale orta 1/3'te sonlanır. Uyluğa addüksiyon yaptırır. Femoral arter, arteria profunda femoris, obturator arter ve medial sirkümfleks femoral arter bu kası beslerler. Obturator sinirin anterior dalından inerve olur.

M. adductor brevis; inferior ramus pubisten başlar. Labium mediale üst 1/3'te sonlanır. Uyluğa addüksiyon yaptırır. Obturator sinirden inerve olur. Femoral arter, medial sirkümfleks femoral arter ve obturator arterden beslenir.

M. adductor magnus; ramus ossis iskiüm ve tuber iskiadikumdan başlar, Labium mediale boyunca yapışır. Obturator sinir ve tibial sinirden inerve olur. Addüktor longus, addüktor brevis ve addüktor magnus kasları uyluğa oldukça kuvvetli bir addüksiyon hareketi sağlarlar. Ayrıca yürüme hareketleri sırasında sinerjistik davranırlar. Dizin fleksiyon ve ekstansiyonu sırasında aktifirler. Ayakta simetrik duruş esnasında aktiviteleri azdır; sırt üstü pozisyonda veya uyluğun fleksiyonunda addüksiyon hareketi yaptırırlar. Addüktor magnus ve longus kasları ek olarak uyluğun içe rotasyonunda görev alır (8).

M. gluteus minimus; linea glutea anterior ile inferior arasından başlar ve trokanter majörde sonlanır.

Her iki kas, pelvisten uyluğa abdüksiyon yaptırırlar ve ön lifleri uyluğu içe çevrir. Yürüme ve koşma esnasında karşı taraf ekstremite salınım fazında iken ya da kaldırılmışken, gövdeyi dik durumda tutarlar. Süperior ve inferior gluteal arterler ile internal pudental arterden beslenirler. İnervasyonları süperior gluteal sinir tarafından sağlanır.

Dış Rotatorlar,

M. piriformis; sakrumun ön yüzünden başlar, trokanter majörde sonlanır. Ekstansiyondaki uyluğa dış rotasyon, fleksiyondaki uyluğa abdüksiyon hareketlerini yaptırır. İnferior gluteal, süperior gluteal, internal pudental ve lateral sakral arterlerden beslenir. L5 köklerinden inerve olur.

M. obturator internus; membrana obturatorianın iç yüzünden başlar ve trokanter minörde sonlanır. İnferior gluteal, süperior gluteal ve internal pudental arterlerden beslenir. L5 ve S1 köklerinden inerve edilir.

M. gemellus süperior; spina iskiadikanın dış yüzünden başlar, trokanter majörde sonlanır.

M. gemellus inferior; tuber iskiadikumdan başlar, trokanter majörde sonlanır. Gemellus kasları birlikte ekstansiyondaki uyluğa dış rotasyon, fleksiyondaki uyluğa abdüksiyon hareketi yaptırırlar.

M. quadratus femoris; tuber iskiadikumdan başlar, krista intertrokanterika üst bölümünde sonlanır. Uyluğa dış rotasyon hareketini yaptırır. A.pudental interna, a. glutealis inferior ile lateral ve medial sirkümfleks femoral arterlerden beslenir. L5 ve S1 sinir köklerinden inervasyon alır.

M. obturator eksternus; membrana obturatorianın medial 2/3'ünden başlar, Fossa trokanterikada sonlanır. Tırmanma esnasında uyluğa dış rotasyon hareketini verir, yürüme esnasında da addüktör kasların iç rotasyon hareketini dengeler. Obturator arter ve medial sirkümfleks femoral arterden beslenir. Obturator sinirin posterior dalından inerve olur.

Uyluğun arka grup kasları,

M. biceps femoris; kaput longumu, tuber iskiadikumdan, kaput brevesi ise labium laterale alt yarısından başlar. Fibula başında sonlanır. Kalça eklemine ekstansiyon yaptırır. Diz semifleksiyonda iken, uyluğun dış rotasyonuna yardımcıdır. Dize fleksiyona yaptırır. Obturator arter ve inferior gluteal arterlerden beslenir. L5, S1, S2 köklerinden, siyatik sinirden dal alır.

M. semitendinosus; tuber iskiadikumdan başlar. Tibia iç kondili arkasında, ligamentum popliteum arcuatum ve ligamentum popliteum obliquumda sonlanır. Dize fleksiyon, kalçaya ekstansiyon yaptırır. Diz semifleksiyonda iken uyluğa iç rotasyon yaptırır. Obturator, inferior gluteal, geniküler ve perforan arterlerden beslenir. L5, S1, S2 ve siyatik sinirden dal alır.

M. semimembranosus; kalın bir kiriş ile tuber iskiadikumdan başlar ve yassı aponeurotik bir yapı olarak aşağı uzanır. Popliteal fossanın medialinden geçerek diz eklemi seviyesinde üç gruba ayrılır. Ana bölümü, tibia iç kondil arka kesiminde sonlanır. İkinci bölümü, ligamentum popliteum obliquum yapısına katılır. Üçüncü bölümü ligamentum popliteum arcuatumun yapısına katılır. Dize fleksiyon, kalçaya ekstansiyon, kalça semifleksiyonda iken uyluğa iç rotasyon yaptırır. Obturator, inferior gluteal, geniküler ve delici arterlerden beslenir. Siyatik sinir, L5, S1 ve S2 köklerinden dal alır.

2.2.5. Kalça Eklemine Hareketleri

Kalça eklemi uzaysal düzlemde üç eksen üzerinde hareket edebilen multiplanar bir eklemdir. Bu eksenler ve hareketler şunlardır:

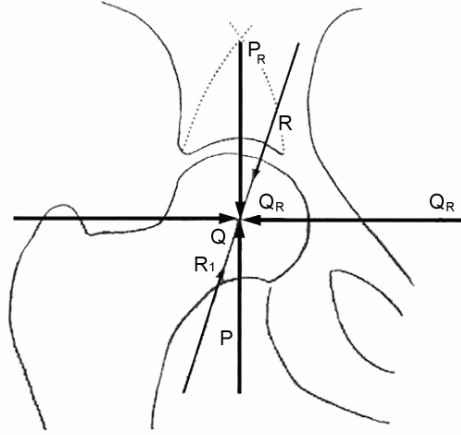
Sagittal Eksen: Bu ekseninde fleksiyon ve ekstansiyon hareketi yapar. Sert ve düzgün bir yüzeyde sırt üstü pozisyondayken kalçanın yukarı doğru yaptığı hareket fleksiyon hareketi olarak tanımlanır. Normal kalça fleksiyonu yaklaşık 135° dir. Ekstansiyon ise sert ve düzgün bir yüzeyde yüzükoyun pozisyondayken kalçanın yukarı doğru yaptığı harekettir. Normal kalça ekstansiyonu 10°-30° dir.

Frontal Eksen: Kalça eklemi bu ekseninde abdüksiyon ve addüksiyon hareketi yapar. Abdüksiyon, uzvun orta hatta göre dışa açılabilme hareketidir. Kalça nötralde ve diz ekstansiyonda iken abdüksiyon 40–45 derecedir. Kalça fleksiyonda iken ise 75-90 derecedir. Addüksiyon, ekstremitenin orta hatta göre içe doğru yanaşabilme hareketidir. Bu açı kalça ekstansiyonda iken 10°, kalça fleksiyonda iken ise yaklaşık 40°'dir.

Vertikal Eksen: Kalça eklemi dikey ekseninde iç ve dış rotasyon hareketleri yapar. İç ve dış rotasyon hareketleri, sırt üstü pozisyonda kalça ve diz 90° fleksiyonda iken kontrol edilir. İç rotasyon normalde yaklaşık 60°, dış rotasyon ise 40°'dir. Kalça ve diz ekstansiyonda iken iç rotasyon 35 – 40 derece, dış rotasyon ise yaklaşık 10 – 15 derecedir. Bu farklılık, fleksiyonda gevşek olan bağların ekstansiyonda gerilmesinden kaynaklanmaktadır.

2.3. Biyomekanik

Kalça eklemi gelen yüklenmelere mükemmel uyum sağlayacak biçimde şekillenmiştir. Normal kalça eklemine ön arka grafisinde, asetabulumun subkondral bölgesindeki kemik yoğunluğunda artış görülür (2). Bu bölge gerçek yük taşıma yüzeyini gösterir ve 'Sourcil' olarak adlandırılmıştır. Yürüyüş sırasında femur başının pozisyonu değişmesine rağmen bu bölgeye gelen yüklenme sabit kalır. Yüklenmeler femur boynu iç yan bölümünde basma ve dış yan bölümünde çekme kuvvetlerine neden olur. Ön arka grafide yük taşıma yüzeyinden yukarı doğru uzanan iki trabeküler yapı gözlenir. Biri asetabulumun inferomedialinden başlayıp SIAS'a doğru uzanır. Diğeri ise asetabulumun lateral dudağından sakroiliak eklemine posterosuperomedialine doğru uzanır. İki arkın kesişmesi ile kum saatine benzer kemerli yapı oluşur. Normal bir kalça eklemine kemerli yapının tepe noktası ile femur başının rotasyon merkezini birleştiren çizgi, yük taşıma yüzeyinin bulunduğu yatay düzleme hem diktir hem de orta noktasından geçer (Şekil 12) (2,15,16).



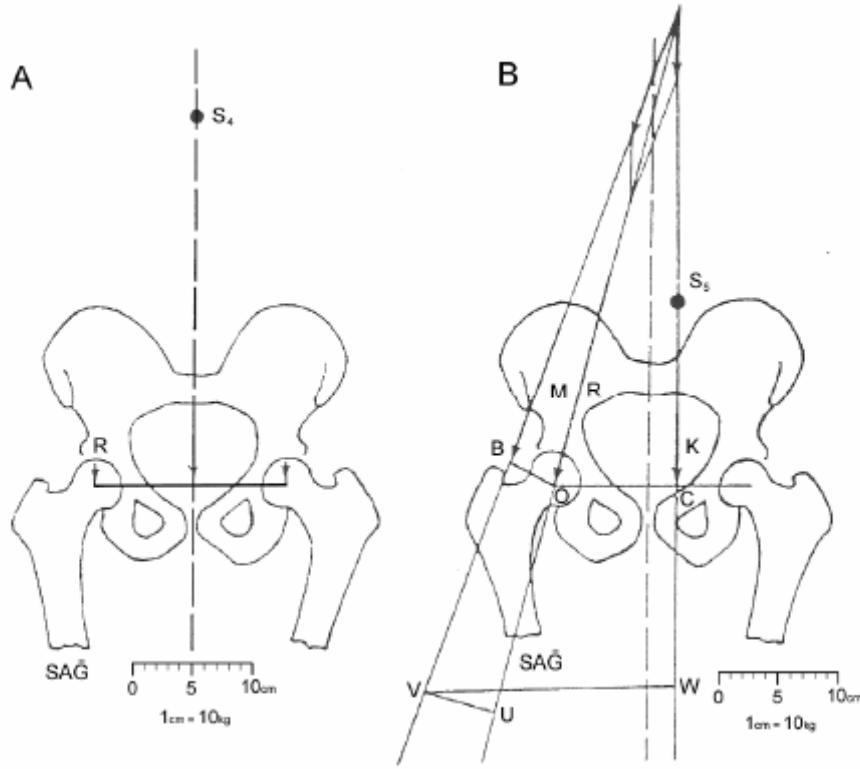
Şekil 12. Kalça ekleminde yükün aktarımı (Rıdvan Ege Kalça Cerrahisi)

Yürüme siklusunun farklı zamanlarında femur başının yük altında kaldığı anatomik segmentler değişiklik gösterir. Topuğun yere teması anında anterosuperomedial, parmakların yerden kaldırıldığı dönemde ise posterosüperolateral bölge yük altında kalır (9). Küresel dilimde oluşan birim yük dilimin alanı ile eklem hareketinin genişliğine bağlıdır.

Proksimal femura yansıyan yükler kompresif ve tensil trabeküller tarafından dağılır. Femur baş-boyun açısı gerilme dağılımını belirleyen en önemli faktördür. Kollodiyafizer açının azalması kalçada kuvvet kolunun kısalarak pelvis dengesinin sağlanmasında daha fazla abdüktör kas gücü gereksinimine yol açar. Bu açının artması ise, femur başına gelen bölgesel basıncın artarak erken eklem dejenerasyonuna sebep olmaktadır. Çekme ve basma trabekülleri arasında kalan kemik trabeküllerinin bulunmadığı bölge Ward üçgeni olarak adlandırılan yüklenmenin en az olduğu bölgedir. Pauwels'a göre tek bacak üstünde dururken kaldıraç kolu (B) üzerinden etki eden vücut ağırlığı (K) ile kendi kaldıraç kolu üzerinden etki eden (A) abdüktör kuvveti dengededir. Formül olarak $K*B=M*A$ şeklinde gösterilir. Kaldıraç kollarının ölçümü, abdüktörlerin kuvvet yönü, vücudun ağırlık merkezi ile femur başının rotasyon merkezi hesaplanması sonucunda Pauwels bileşke kuvvetini (R) dikey düzlemde 16 derece eğimle süperomedialden inferolaterale doğru uzandığı saptandı. Bombelli'ye göre Pauwels'ın saptadığı bileşke kuvvetin yönü 1/3 medialden geçer (Şekil 12-13) (2,15,16,17,18).

Statik konumda ayakta her iki kalçaya eşit yük gelir. Tek kalçaya binen yük gövde ağırlığının yarısı kadar veya 1/3'ünden daha azdır (Şekil 13). Yürümenin salınım fazında olduğu gibi sol alt taraf yerden kaldırıldığında sol alt tarafın ağırlığı gövde ağırlığına

eklenecek ve normalde tam ortadan geçen gövdenin yük ağırlık merkezi sola kayacaktır. Abdüktörlerin temel görevi tek bacak duruş sırasında kalça eklemine frontal düzlem kararlılığını sağlamaktır. (16,17) Dengeyi sağlamak amacı ile abdüktör kaslar karşı kuvvet koyarlar. Sağdaki femur başına gelen yük iki kuvvetin toplamına eşittir. Oluşan her kuvvet kaldıraç kollarının uzunluğu ile ters orantılıdır. Denge için, vücut ağırlığının femur başı üzerinde oluşturduğu döngüsel kuvvetin abdüktör kaslar tarafından karşılanması gerekmektedir. Abdüktör kaldıraç kolu uzunluğu (BO çizgisi) femur başından yer çekimi merkezine giden (OC çizgisi) kaldıraç kolu uzunluğunun 1/3'üne eşitse dengeyi sağlamak için abdüktör kasların kuvveti yer çekimi kuvvetinin üç katı kadar olmalıdır. Bu nedenle başa gelen toplam kuvvet $3+1=4$ olacaktır (Şekil 13) (2).



Şekil 13. *A. Vücut statik konumda iken yükü her iki kalça eklemine eşit olarak dağıtır. B. Sol alt ekstemite yerden kaldırıldığında, sol tarafın yükü de gövde yüküne eklenir ve ağırlık merkezi sola doğru kayar. Total yük K'dır. K ağırlığını dengede tutmak için B noktasında M vektörü yeterli kuvvet ile aşağı doğru çekilir. O noktasındaki R kuvveti, M ve K vektörlerinin toplamıdır. B noktasından abdüktörlerin aşağı çektiği M kuvveti ile C noktasındaki K kuvveti arasında, BO ve OC kaldıraç kollarının görece uzunluğu ile doğrudan ilişkilidir. OC=3OB olursa, bir birim K kuvvetini dengelemek için üç birimlik M kuvvetine ihtiyaç vardır. R=M+K olduğuna göre, bileşke kuvvet dört birim bulunur. Yürümenin salınım fazında yere destek olan alt tarafta gövde ağırlığının dört katı kadar yük biner (Rıdvan Ege Kalça Cerrahisi, 1994).*

Yürüme süresince yatay düzlemdeki tekrarlayan pelvik dönme, asetabulumun femur başı üzerinde ileri ve geri hareketlerine neden olur. Bu mekanizma ile femur başının asetabulumuna temas eden bölgesi sürekli değişir ve eklem kıkırdağının beslenmesi için çok önemli olan basma ve ayırma kuvvetlerine neden olur (16,17,18).

2.4. Epidemiyoloji ve Etiyoloji

Femur boyun kırıkları, tedavi ve sonuçları yönünden değerlendirildiğinde günümüzde pek çok açıdan zorluklara sahip bir kırık tipi olarak görülmektedir. Bu kırıkların önemi, yaşlılarda sık görülmesi ve çoğu kez kaynama problemleri, avasküler nekroz gibi ciddi komplikasyonlarla karşılaşılmasından kaynaklanır. Son yıllarda implant dizaynı, cerrahi teknik ve hasta bakımında gelişmeler kaydedilse de, kalça kırıklarının tedavisi sağlık harcamalarında önemli yer tutmaya devam etmektedir. Bu yaralanmanın sonuçları hastanın genel sağlık durumuna ek olarak deplasmanın derecesi, parçalanma miktarı, dolaşımın bozulup bozulmaması gibi unsurları içeren yaralanmanın büyüklüğü, redüksiyonun yeterliliği ve tespit yeterliliğinden etkilenmektedir (1).

Amerika Birleşik Devletleri'nde her yıl 300.000'e yakın kalça kırığı vakası görülmekte, bu rakamın 2050 yılında iki katına çıkacağı tahmin edilmektedir (1,19,20). Sıklıkla yaşlılarda görülse de, günümüzde yüksek enerjili travma insidansının artmasıyla genç bireylerde bu yaralanmanın görülme sıklığı da artmaktadır. Osteoporozun az görüldüğü siyah ırka ait kadınlarda femur boyun kırığının da az görülmesi, bu yaralanmanın kemik kalitesi ile yakından ilişkili olduğunu göstermektedir (21,22). Birleşik devletlerde bu kırıkların en sık beyaz ırktan kadınlarda, en az ise siyah ırk erkeklerde görüldüğü bildirilmiştir (21,22). Kadınlarda fazla görülmesinin olası nedenleri arasında aktivitelerinin düşük olması, menopozla birlikte değişen hormonal faktörler (düşük östrojen düzeyleriyle kemik kalitesinde azalma), geniş pelvisli olmaları ve kalça eklemine göre varusta olması sayılabilir (2,23). 65 yaş üzeri kişilerde her iki cinsiyette artan yaşla birlikte kırık riski de artmaktadır (19,22). Hikayede çoğu kez minör travma olması, senil osteoporozun kırık oluşumunda etkili olabileceğini düşündürmektedir. Yaşla birlikte femur üst ucundaki trabeküler yapının kaybı ile kemik mineral yoğunluğu, 65 yaşındaki kadınların %50'sinde, 85 ve üzeri kadınların ise %100'ünde kırık eşiği değerinin altında bulunmaktadır (22,24,25). Travma dışı nedenler arasında patolojik kırıklar, stres kırıkları, radyasyona ikincil kırıklar sayılabilir (26,36).

Femur boyundaki periostun çok ince olması, kambiyum tabakasının olmaması, sinovyal sıvının kırık hattına teması ile anjiyogenezin engellenmesi ve femur başını besleyen damarların hasar görmüş olması ile travma sonrası kaynama mekanizması bozulur, başın beslenmesi etkilenir ve nekroz başlar (2,13,26). Artan kapsül içi basıncın dekompresyonu sağlam kalan damarlardaki dolaşımı arttırmak adına faydalı olabilir. Dekompresyon sonrası bölgedeki nabız basıncının artar, kemik içi basıncı azalır (27,28). İnternal fiksasyon uygulanacak vakalarda erken müdahale ve rijit tespit eklem içi basıncın düşmesine ve bölgedeki kan dolaşımının rahatlamasına olanak sağlamaktadır (29).

2.5. Mekanizma

Kalça çevresi kırıkları gençlerde trafik kazası veya yüksekten düşme gibi yüksek enerjili travmalarla oluşur. Yaşlılarda ise çoğunlukla basit düşmeyle ortaya çıkar. İleri yaşla birlikte görmede, reflekslerde ve kas güçlerinde azalma, vasküler hastalıklar, düzensiz tansiyon bu yaş grubunda düşmeye yatkınlığa sebep olur. Yaşlı bir insanın ayaktayken yere düşmesi kalça kırığı için gerekli olan enerjinin 16 katını oluşturur (30,31). Buna rağmen yaşlılardaki düşmelerin ancak %2 den azı kalça kırığına neden olur (30,31). Cummings'e göre basit bir düşme sonrası kalça kırığı oluşabilmesi için düşme kalça bölgesinin üzerine ya da yakınına olmalı, koruyucu refleksler yetersiz olmalı, cilt, yağ ve kas dokuları gibi bölgesel koruyucu ve şok emici yapılar zayıf olmalı, kalça bölgesinin kemik gücü az olmalıdır (31,32). Osteoporoz veya diğer sebeplerden ötürü kemik gücü azalmış olan yaşlı kimselerde tekrarlayan mekanik stresler kemikte yetmezliğe ve buna bağlı bir çeşit yorgunluk kırığına sebep olabilirler (30,31). İntertrokanterik kırıklar iki mekanizmayla oluşabilir. Dolaylı zorlamada bacak abduksiyonda iken düşme ile ayak veya uyluk yukarı doğru itilirse baş asetabulumda sıkışır, görece zayıf olan gözeli kemikten zengin intertrokanterik bölgede kırık oluşur. Bu bölgeye yapışan kuvvetli kasların çekmesiyle de kırık oluşabilir. Doğrudan zorlama büyük trokanter üzerine düşme veya ateşli silahlar ile olur (2). Femur boyun kırığı oluşumunda Kocher iki farklı yaralanma mekanizması tanımlamıştır (33,34). Birincisi, direkt travma ile büyük trokanter üzerine enerji aktarımıdır. İkincisi ise, ekstremitenin dış rotasyonudur. Bu mekanizmaya göre, femur başı kapsül ve iliofemoral ligaman sayesinde ön taraftan sıkıca bağlı olduğundan, kalça arkaya dönerken femur boynu posterior korteksi asetabulum üzerine sıkışarak eğilir. Bu da posterior korteks bütünlüğünün bozulmasına neden olur. Ayrıca siklik yükleme de mikro ve makro kırık gelişimine sebep olabilir (35).

2.6. Tanı

Proksimal femur kırığından şüphelenilen hastada klinik belirtiler kırığın tipine, ciddiyetine ve kırık etiyojisine bağlıdır. Deplase kırıklar kolay tanınırken, deplase olmamış veya impakte olmuş kırıklarda belirtiler zayıftır (36). Tüm kırıklarda olduğu gibi yaralanma mekanizmasının sorgulanması önemlidir. Yaşlı hastalarda basit travmalarla kırık görülse de eşlik eden yaralanmaları saptamak amacıyla sistemik muayene yapılmalıdır (37,38). Gençlerde ise kalça bölgesi kırıklar yüksek enerjili travmalarla oluştuğundan özellikle kafa, boyun, iç organlar gibi öncelikli olarak hayatı tehdit eden yaralanmaların tespiti önemlidir (37,38). Proksimal femurda yorgunluk kırığı olan hastada genellikle travma hikayesi yoktur. Bu gibi hastalarda yakın zamanda yapılan fiziksel aktivite değişiklikleri sorgulanmalıdır. Travma hikayesi olmayan hastalarda patolojik kırıklar da akla getirilmelidir. Yorgunluk kırıklarında, deplase olmamış veya impakte olmuş bir kırıkta hasta muayeneye hafif bir kalça ve uyluk ağrısı ile yürüyerek gelebilir. Ekstremitede belirgin bir deformite yokken trokanter majör üzerinde palpasyonla ağrı saptanabilir. Bu hastalarda öykü dikkatle sorgulanmalı ve detaylı bir fizik muayene sonrası radyolojik tetkik yapılmalıdır (37,38). Tanı için ileri görüntüleme yöntemlerine başvurmak gerekebilir.

İntertrokanterik kırıklar deplase olmaya eğilimlidir ve trokanterik bölge spongiöz kemik yoğunluklu olduğundan 1200 ile 1500 cc civarında bir iç kanama oluşabilir. Kanama ve ağrıya bağlı olarak şok belirtileri görülebilir. İleri yaşla birlikte sistemik hastalığı olan kimselerde genel durum hızla bozulabilir. Bu durumu kırıktan ziyade tüm organ sistemlerini etkileyen bir kırık hastalığı olarak değerlendirmek daha uygun olacaktır. Deplase kalça kırığında hasta yürüyemez ve eklem hareketleri ileri derecede ağrılıdır. Kırılan taraf kısalmış ve dış rotasyonda durur (36) (şekil 14). Addüktör kasların çekmesine bağlı olarak kırık taraf alt ekstremitede addüksiyon deformitesi görülebilir. Kapsül dışı kırıklarda büyük trokanterin altında yerçekimi ile kan birikimine bağlı olarak ekimoz görülür. Yaşlı bir hastada düşme sonrası şok belirtileri, bacakta kısalık ile dış rotasyon, addüksiyon deformitesi, ağrı ve fonksiyon kaybı kalça çevresi kırığı düşündürmelidir. Kalça bölgesi kırıklarında damar sinir yaralanması nadir görülür. Ancak yatak yaraları, ameliyat sonrası yara iyileşmesinde gecikme, kas gücü kaybına bağlı rehabilitasyon sorunları gibi komplikasyonlar için önlem almak amacıyla damar hastalığı veya nöropati yönünden damar sinir muayenesi yapılmalıdır. Bacak nötraldeyken kalça ön arka ve pelvis ön arka radyografileri çekilmelidir. Deplase olmamış

veya impakte olmuş kırıklarda pelvis grafisinde kırık tarafın sağlam taraf ile karşılaştırılması uygundur. Çekilen yan grafilerde boynun arka yüzündeki kırık, ayrılma, dışlenme ve parçalanma ile kırığın stabilitesi değerlendirilebilir. Kırık şüphesinin olduğu ancak kırığın radyografi ile saptanamadığı durumlarda sintigrafi, BT ve MR yardımcı olabilir (36,37,38,39).



Şekil 14. Kalça kırığında sağ alt ekstremitede kısalık ve dış rotasyon görünümü

2.7. Sınıflama

Femur boyun kırıkları tanı ve tedavisinde en sık anatomik lokalizasyona, kırık hattı açısına ve kırık hattındaki deplasman miktarına göre yapılan sınıflamalar ile AO sınıflaması kullanılmaktadır (36).

2.7.1. Anatomik Lokalizasyona Göre

- A. Kapital: Sferik femur başının kırıklarını kapsar.
- B. Subkapital: Femur başının femur boynuna bağlandığı eski epifiz çizgisi seviyesinden oluşan kırıklardır.
- C. Transservikal (Kollum): Femur boynu seviyesinde oluşan kırıklardır
- D. Bazoservikal (Basiler): Femur boynunun trokanterik bölge ile birleştiği seviyedeki kırıkları tanımlar (Şekil 15).



Şekil 15. Femur üst ucunun anatomik bölgeleri

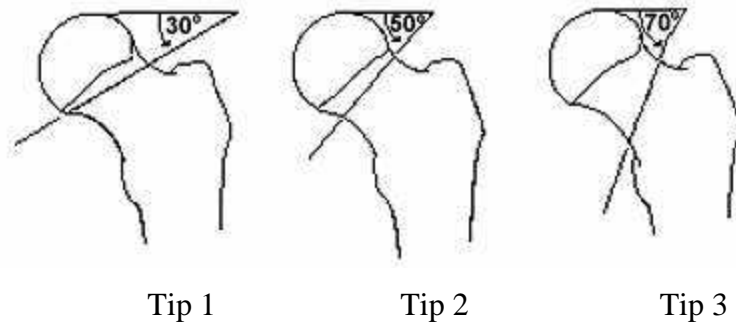
2.7.2. Kırık Hattı Açısına Göre

1935 yılında Pauwels tarafından tanımlanan bu sınıflamada pelvis AP grafisinde her iki spina iliaca anterior süperiordan geçen çizgi (horizontal plan) ile kırık hattından geçen çizginin arasındaki açı değerlendirilir.

Pauwels Tip 1: Açısı 30 dereceden az, kırık çizgisinin yataya en yakın olduğu, dişlenmiş (impakte), valgus kırıklardır.

Pauwels Tip 2: Açısı 30 - 70 derece arasındadır.

Pauwels Tip 3: Açısı 70 dereceden fazladır, kırık çizgisi dikeye yakındır, stabil olmayan varus tipi kırıklardır (Şekil 16).



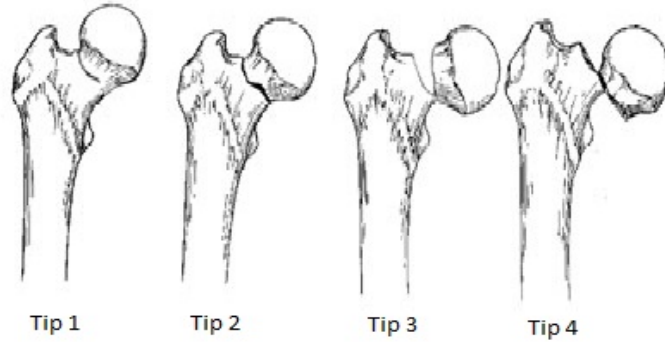
Şekil 16. Pauwels sınıflaması (1935)

Valgusta meydana gelen impaksiyon iyi prognozu gösterir. Kırık açısı Pauwels'e göre düşük olacağından vücut ağırlığının vektörel kuvvetinin bu tipte kırık hattına dik gelmesini

sağlar. Pauwels sınıflamasındaki tiplerde açı arttıkça ağırlık ve trokantere uygulanan kas kuvvetleri etkisi ile kompresif bileşke kuvvet makaslamaya dönecektir. Bu yüzden kırık kaynaması ve prognoz da kötü yönde etkilenecektir.

2.7.3. Kırık Bölgesindeki Ayrılmaya Göre

Garden'a göre kalkardan medial trabekulalara gelen kuvvetin tipi değişikçe boyun farklı şekilde ayrılır. Bu farklı ayrılma ile farklı kırık tipleri oluşur (Şekil 17).



Şekil 17. Garden sınıflaması (1964)

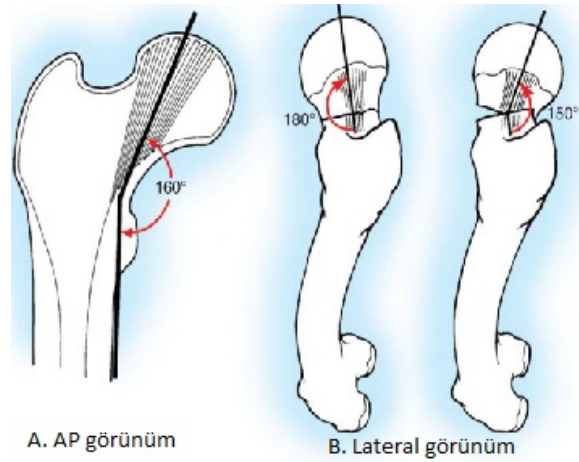
Garden Tip 1: Valgusta impakte, bacağın dışa, pelvisin ise karşı yöne zorlanması ile oluşur. Baş posterolaterale eğilmiştir.

Garden Tip 2: Tip 1 kırık oluştuğundan sonra dış rotasyonun devamı ile oluşur. Posteriora retinaküler tutulum devam eder. Grafide trabeküller sağlam görünür.

Garden Tip 3: Bacak tam dış rotasyona uğramış ve kırık hattı tamamen ayrılmıştır. Alt ekstremité dış rotasyonda durur. Kırık uçlarında temas vardır.

Garden Tip 4: Tip 3 den farklı olarak arka korteks zarar görmüştür ve tam ayrılma mevcuttur. Kırık uçları arasında temas yoktur.

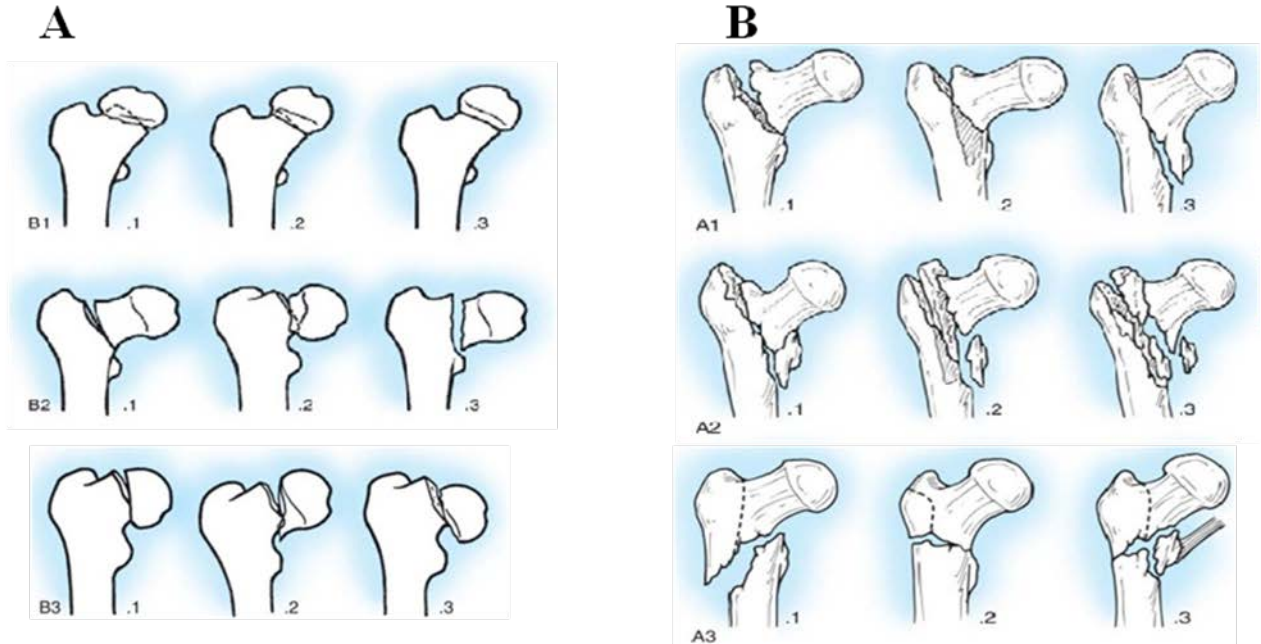
Garden redüksiyon sonrası uygunluğun belirlenmesinde bir dizilim indeksi tanımlamıştır (40) (Şekil 18). AP grafide femur başındaki santral kompresif trabeküllerle femur medial korteksi arasındaki açı ölçülür. Bu açı normalde 160 derecedir. Lateral grafide ise major trabeküller femur boynunun eksenini üzerindedir veya 180 derece açıyla uzanır. Dizilim indeksinin 155 dereceden az veya 180 dereceden fazla olduğu durumlarda avasküler nekroz, açısız veya rotasyonel yanlış kaynama ve kaynamama ile ilişkili olduğu gösterilmiştir. Garden dizilim indeksindeki açılar daralırca varus, artarsa valgus tipi kayma meydana gelir (26,40).



Şekil 18. Garden dizilim indeksi (*Fractures of Hip. Campbell's Operative Orthopaedics 11th edition*)

2.7.4. Kalça Kırıklarında AO sınıflaması

Femur boyun kırıklarında sık kullanılan sınıflama yöntemlerinde, stabil olmayan femur boyun kırıklarının başında gelen bazoservikal kırık ayrı bir tip olarak değerlendirilmemektedir. AO grubunun femur boyun kırıkları ve trokanterik kırıklar için oluşturduğu detaylı sınıflamalarda sırasıyla tip B2.1 ile A1.1, A1.2, A1.3 ve A2.1 bazoservikal femur boyun kırığını tanımlamaktadır (Şekil 19A,B).



Şekil 19. Kalça kırıklarında AO Sınıflaması; **A.** Femur boyun kırıkları **B.** Trokanterik kırıklar
(*Fractures of Hip. Campbell's Operative Orthopaedics 11th edition*)

Bazoservikal femur boyun kırıkları intertrokanterik hattın hemen proksimalinde görülen, çoğunlukla ekstrakapsüler olarak değerlendirilen kalçanın olağan dışı kırık tiplerindedir (36). Bu kırıklar genellikle trokanterik kırıklar olarak değerlendirilir ve tedavi edilirler. Ancak trokanterik kırıklardaki kansellöz interdijitasyonun bu kırıklarda görülmemesi implant yerleştirilmesi sırasında femur başında rotasyon olasılığını artırmaktadır. Ayrıca eklem içi intrakapsüler bazoservikal kırıklarda avasküler nekroz riski trokanterik bölge kırıklarına göre daha yüksektir. Dolayısıyla dengesiz ve daha fazla avasküler nekroz riski olan bazoservikal kırıkların tedavisi literatürde halen tartışmalıdır (36,41,42,43).

2.8. Tedavi Seçenekleri

Femur boyun kırıklarının tedavisinde farklı yöntemler ve cerrahi seçenekler bulunsa da, tümünde ortak amaç en kısa sürede hastayı ayağa kaldırarak hareket elde etmek ve kırık öncesi fonksiyonların kazanılmasını sağlamaktır.

2.8.1. Konservatif tedavi

Son otuz yılda implant dizaynı, cerrahi teknik ve hasta bakımındaki gelişmeler kalça kırıklarında konservatif tedavinin endikasyon alanını iyice kısıtlamıştır. Deplase olmayan valgus impakte kırıklarda, cerrahi tedavisinin mümkün olmadığı anestezi açısından çok riskli hastalarda, kırık öncesinde de hareketsiz yaşamı olanlarda, yürüme potansiyeli olmayan yatağa bağımlı hastalarda, septik durumlarda ve cerrahi insizyon bölgesinde ilerlemiş cilt hastalığı olan vakalarda konservatif tedavi uygulanabilmektedir (2,36). Konservatif tedavi ile dekübitis ülserleri, üriner sistem, derin ven trombozu, solunum problemleri, pulmoner tromboemboli gibi komplikasyonların gelişebileceği unutulmamalı ve ağrı durumu izin verir vermez hasta yatağından sandalyesine alınmalıdır (2,36).

2.8.2. Cerrahi Tedavi

Femur boyun kırıklarının cerrahi tedavisinde iyi bir tespit veya eklem replasmanı ile hastanın erken mobilizasyonu ve kırık öncesi fonksiyonel düzeyini elde edebilmesidir.

Cerrahi tedavi internal ve eksternal tespit seçenekleri ve artroplasti olarak iki ana gruba ayrılmaktadır. İnternal tespit genç hastaların tüm kırıklarında, yaşlı hastaların ise kaymamış impakte kırıklarında femur başı beslenmesinin daha fazla bozulmaması için travmadan sonra 8-24 saat içerisinde uygulanmalıdır (44,45). Eksternal tespit, trokanterik bölgeye yakın bazoservikal kırığı olan, cerrahi açıdan yüksek riskli hastalarda kısa ameliyat süresi ile tercih edilebilir (36,46). Artroplasti ise deplase kırıklarda (Pauwels tip 3, Garden tip3-4), osteoporotik, kalça ekleminde artrozu olan yaşlı aktif hastalarda tercih edilmektedir (36,47). İnternal tespit seçenekleri arasında kayıcı kalça vidası, kanüllü vida, intramedüller çivi; artroplasti seçenekleri arasında ise unipolar veya bipolar hemiarthroplasti ya da total kalça protezi yer almaktadır (36,48).

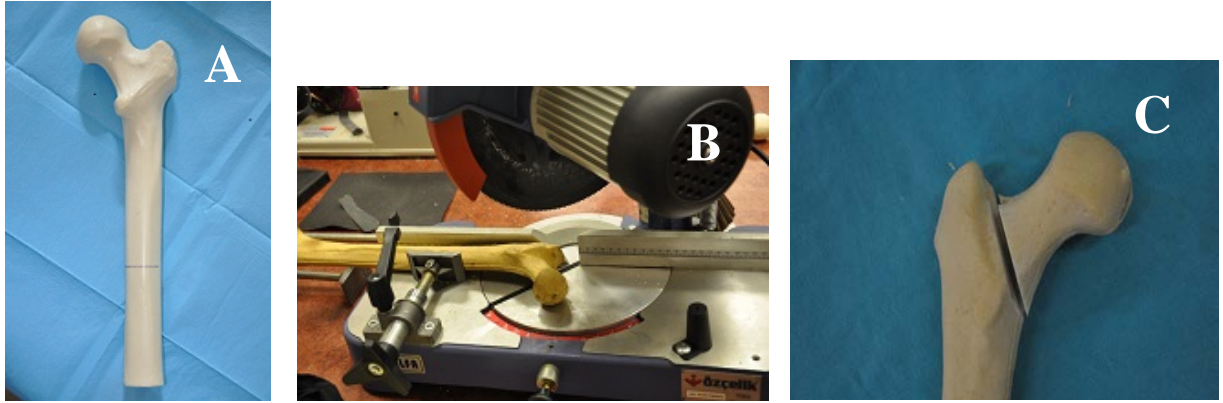
Cerrahi tedavi yöntemlerinin avantaj ve dezavantajları Tablo 1’de yer almaktadır.

Tablo 1. İnternal tespit, eksternal tespit ve artroplastinin avantaj ve dezavantajları (36,46,47,48)

	Avantaj	Dezavantaj
İnternal Tespit	<ul style="list-style-type: none"> *Hastanın kendi femur başı korunur. *Cerrahi travma daha azdır. *Cerrahi mortalite ve morbilite azdır. *Sepsis riski %1’den düşüktür. 	<ul style="list-style-type: none"> * %30 kaynamama oranı (yaşlıda) *% 10-20 avasküler nekroz *İmplant zemininde kırık (%1-2) *% 30 ikinci ameliyat gerekliliği
Eksternal Tespit	<ul style="list-style-type: none"> *Hastanın kendi femur başı korunur. *Cerrahi travma daha azdır. *Ameliyat süresi çok kısadır. 	<ul style="list-style-type: none"> *% 20 kaynamama oranı *Pin dibi enfeksiyonu (%5) *Osteomyelit (<% 1)
Artroplasti	<ul style="list-style-type: none"> *Erken mobilizasyon ve yük verme 	<ul style="list-style-type: none"> *Komplike cerrahi *Derin enfeksiyon (%3) *İmplant zemininde kırık (%1-2) *Gevşeme (%2-10) *Asetabular yıkım (%4-20)

3. GEREÇ VE YÖNTEM

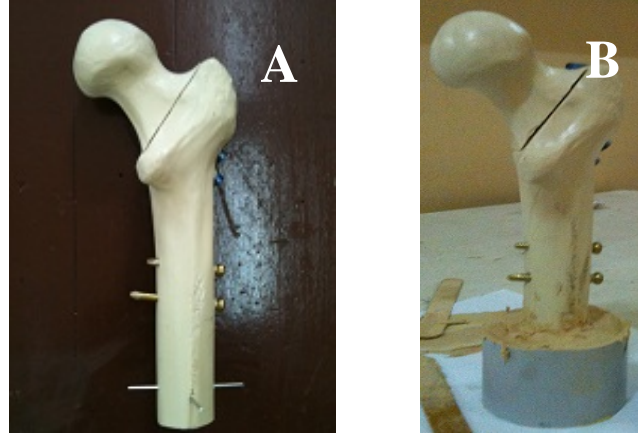
Deney için standart proksimal femur yapay kemik modeli (Synbone no:2220, AG Malans, Switzerland) açı verilebilir kesi makinesiyle trokanter tipinin 20 cm. distalinden kesildi ve boyunda 70 derece açılı standart Pauwels tip 3 bazoservikal kollum femoris kırığı oluşturuldu (şekil 20 A-C). Kırık redükte edilerek proksimal femoral çivi (10x150mm, intertan nail, Smith&Nephew, Memphis, TN), 3 delikli plağa sahip 135⁰ açılı dinamik kalça vidası (TST, İstanbul), monoblok trokanterik eksternal fiksator (TST, İstanbul) ve 7,3 mm çaplı kanüllü vida (TST, İstanbul) olmak üzere dört farklı implant grubu ile tespit edildi. Deney düzeneği kurulmadan önce pilot çalışma ile deneyin senaryosu ve güç analiziyle gruplardaki denek sayısı (n) belirlendi. Ayrıca pilot çalışmayla gruplarda uygulanmak istenen tekrarlı yüklenme değerlerinin ve devir hızlarının da sayısal ortalama değerleri tespit edilip, deney senaryosu oluşturulması için kullanıldı. Her grupta 8 model olmak üzere toplam 32 yapay kemik modeli üzerinde çalışıldı.



Şekil 20. *A. Kemik modelinin trokanter tipinin 20 cm. distalinden işaretlenmesi B. Açı verilebilen kesi makinesi C. 70 derece açılı standart bazoservikal kırık oluşturulması*

PFN, femur boynuna 2 vida (105 mm, 100 mm) ve distale 2 vida (36 mm) gönderilerek tespit edildi. Kayıcı kalça vidasının 3 delikli plakları uygun drilleme yöntemleriyle intakt kemikler üzerine tespit edildikten sonra 4,0 mm çaplı kilitli vidalar torkmetreli tornavida yardımıyla 4,5 Newton tork kuvvetinde sıkılaştırıldı. Monolateral eksternal fiksator ise 6 mm çapındaki Schanz vidaları kullanılarak tespit edildi. Kanüllü vida grubunda ise her modele tepesi proksimalde eşkenar üçgen konfigürasyonunda 3 adet 7,3 mm. çaplı (105 mm, 105 mm, 100 mm) vida uygulandı.

Hazırlanan numuneler rotasyonel stabilite sağlanması amacıyla, distal uçlara birbirine 90 derece çapraz Kirschner telleri geçirilerek, 4,5 cm. yüksekliğindeki plastik haznelere çelik macun ile gömülüp donduruldu (Şekil 21).



Şekil 21: A. Kemiklerin uçlarına uygulanan çapraz K telleri B. çelik macuna gömülme işlemi ve aynı düzlemde dondurulması

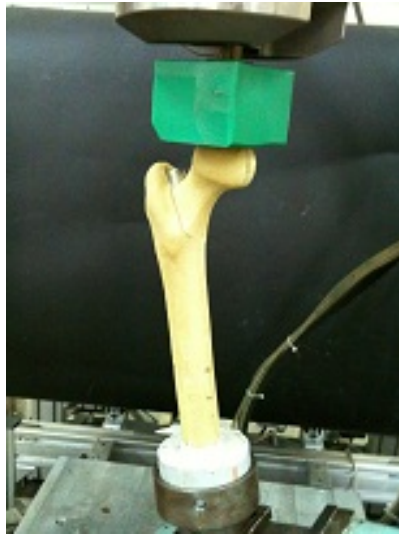
Biyomekanik deneyimiz İstanbul Teknik Üniversitesi Makine Fakültesi Biyomekanik Laboratuvarları'nda MTS 858 Mini Bionix II üniversal test makinesi kullanılarak gerçekleştirildi (Şekil 22). 3 Hz'lik periyotta 1000N kuvvet değerinde 10000 tekrarlı (sıklık) yüklenme senaryosu oluşturuldu. Kuvvet değerleri MTS Axial LoadCell (10000N/100Nm) ile sabit mesnet üzerinden kaydedildi. Tüm deneyler kuvvet kontrollü olarak gerçekleştirildi. 10. devirde (başlangıç), her 1000 devirde katılık (stiffness) ve kırık hattındaki deplasman miktarı kaydedildi.



Şekil 22: MTS 858 Mini Bionix II üniversal test makinesi

10000. devirden sonra tüm numuneler 10 mm/dk aksiyel yüklenme hızı ile kırıldı ve kırılma yük değerleri (failure load) elde edildi. Yüklemelerde deneyi sonlandırma kriterleri yüklenme değerinde ani düşüş, kırık hattında ani gelişen deplasman ve kemik modelinde yeni kırık oluşumu olarak belirlendi. Bu değerlere göre istatistik değerlendirme gerçekleştirildi ve sonuçlar alındı.

Deney düzenekleri, yürüme sırasındaki yer değişimleri ve kalça biyomekanik davranışları göz önünde bulundurularak numunelere uygulanan kuvvetler, orta hattan 16^0 açıyla gelecek şekilde kuruldu (Şekil 23).



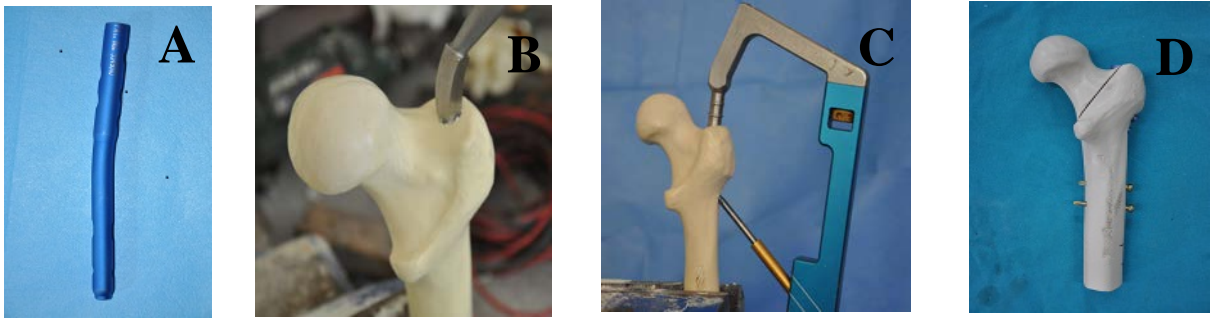
Şekil 23. Numunelere orta hattan 16^0 açıyla kuvvet uygulanması

Deneysel sonuçta elde edilen her gruba ait başlangıç rijitlik (initial stiffness), kırılma yükleri ve momentleri (failure load/moment) ve tekrarlı yüklemelerde başlangıç katılığına göre oluşan yüzde değişimleri SPSS for Windows version 15.0 (Chicago, Illinois) programı ile değerlendirildi. Karşılaştırmalar tek yönlü ANOVA testi ile yapıldı ve anlamlılık değeri, %95 güven aralığı için, $p < 0.05$ olarak kabul edildi. Gruplar arasındaki karşılaştırmalar için post hoc testlerden Bonferroni kullanıldı. Ayrıca deney düzeneğinde gruplara uygulanan tekrarlı yüklenmelerde elde edilen, başlangıç rijitliğine göre yüzde değişimleriyle çizilen eğrilere curve estimation/ fitting (eğri analizi) uygulanarak, her grup için eğri tipleri ve korelasyon katsayıları belirlendi.

3.1. Cerrahi Teknik

3.1.1. Proksimal Femoral Çivi Uygulama Tekniği

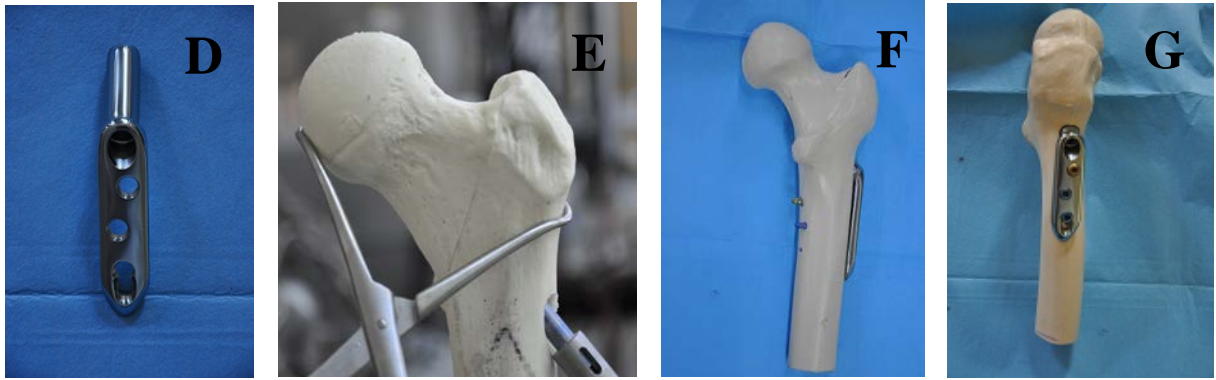
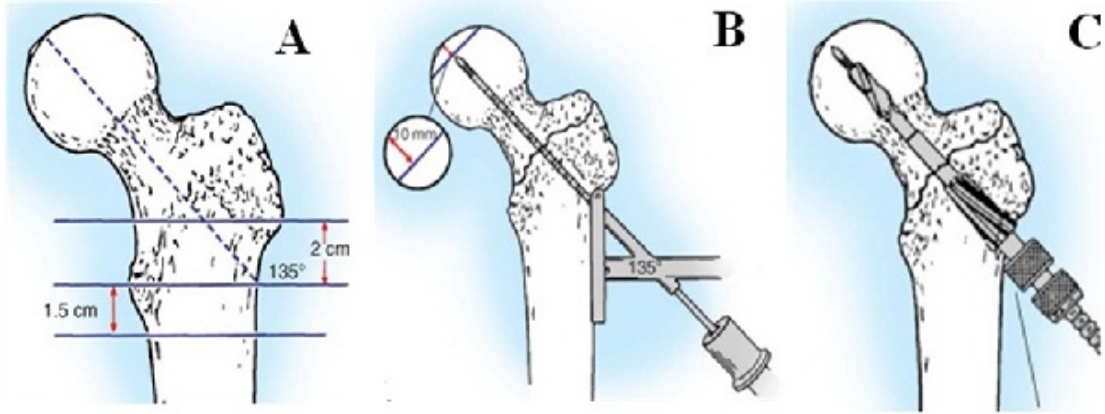
Proksimal femur yapay kemik modeline PFN uygulamasında trokanter majorun tipi üzerinden awl veya kılavuz tel ile girilir. Proksimal girişi genişletilerek çivi oymasız olarak femura tamamı gömülecek şekilde intramedüller olarak gönderilir. Boyna 135° kollodiyafizer açıyla ve 12° anteverسیون açısıyla giden vidalar için olan kılavuz lateralden sisteme adapte edilerek kılavuz üzerinden drillemenin ardından uygun boyda 6,5 mm. çaplı kendinden yiv açan 2 vida subkondral kemiğe 5 mm. mesafe kalacak şekilde gönderilir (şekil 24A-C). Proksimal vida kılavuzunu çıkarılarak distal kilitleme vidalarının kılavuzu takılır ve kılavuz üzerinden drillemenin ardından uygun boyda 4,5 mm. çaplı kendinden yiv açan 2 vida ile sistem kilitlenir (26) (şekil 24D).



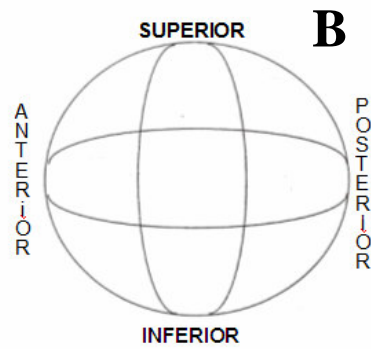
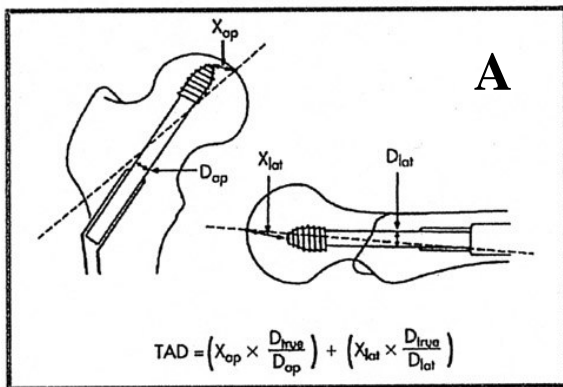
Şekil 24. A. Proksimal femoral çivi B. Awl ile giriş C. Kılavuz ile vidaların uygulanması D. Kırığın çivi ve vidaları ile tespiti

3.1.2. Dinamik Kalça Vidası Uygulama Tekniği

Proksimal femur yapay kemik modeline DHS uygulamasında kılavuz telin giriş yeri 135^0 açılı plak uygulaması için gluteus maximus kasının proksimal kemik insersiyosu, trokanter minör ucu seviyesi ve vastus lateralisin yaklaşık 2 cm. altında yer alır (şekil 25A). Doğru açığı yakalamak için 135^0 açılı kılavuz lateral kortekse tam olarak dayanmalıdır (Şekil25B). Kılavuz ile 3,2 mm yivli bir tel, ucu femur başının apeksine doğru boyna paralel olacak şekilde subkondral kemiğe ulaşana kadar gönderilir (Şekil25B). Her iki planda da kılavuz telin merkezde olması, lag (ana) vidası yerleştirildiğinde eklem penetrasyonu olmadan 10 mm güvenli bölgede kalmasını sağlar. Daha sonra lag vidasının boyu ve oyma mesafesi tayin edilir. Kılavuz üzerinden oyma işlemi subkondral kemiğe 5 mm. mesafe kalana dek sürdürülür (Şekil 25C). Ana vidanın boyu, durdurucu parçanın lateral kortekse dayanmasıyla oyuncu üzerinden ayarlanır (şekil 25C). Yiv açıcı, durdurucu çıkıntısı lateral kortekse dayanana dek ilerletilir. Uygun boydaki ana vida kılavuz tel üzerinden gönderilerek yönü plağın üzerindeki kanala girecek pozisyonda bırakılır (Şekil 25F). Ana vida ucunun femur başı eklem yüzeyi merkezine olan uzaklığı ön-arka ve yan grafilerde ölçülüp grafiye ait büyütme miktarı göz önünde bulundurularak toplandığında implant ucu-apeks mesafesi tayin edilir (49,50,51) (Şekil 26). Stabil bir tespit için toplam değerin $<25\text{mm}$. olması gereklidir. Femur başı küresel olarak 9 zona ayrıldığında, santral ve derin yerleşimli ana vida konumu iyi tespit stabilitesi sağlamaktadır (49) (Şekil 27). Yan plak (Şekil 25D) çekirme vidası üzerinden yerleştirilir. 3 delikli plak 4,5 mm çaplı kendinden yiv açan 3 vida ile femura tespit edilir. Kompresyon vidası ile kırık hattı sıkıştırılabilir (26) (Şekil25F-G).



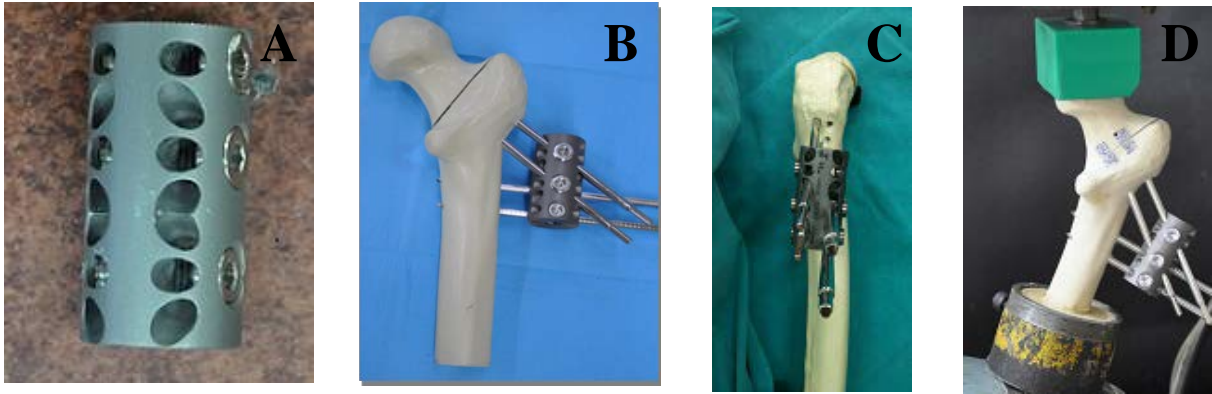
Şekil 25. A. Giriş yerinin belirlenmesi, B. Kılavuz telin gönderilmesi, C. Kılavuz üzerinden oyulması (26) (Fractures of Hip. Campbell's Operative Orthopaedics 11th edition) D. 3 delikli plak, E. Ana vidanın gönderilmesi, F-G. Tespitin önden ve yandan görünümü



Şekil 26. A. İmplant ucu-apeks mesafesi değerinin hesaplanması (D_{true} : implantın bilinen gerçek çapı), B. femur başını 9 bölgeye ayıran zonlar (49,50,51)

3.1.3. Monolateral Eksternal Fiksator Uygulama Tekniği

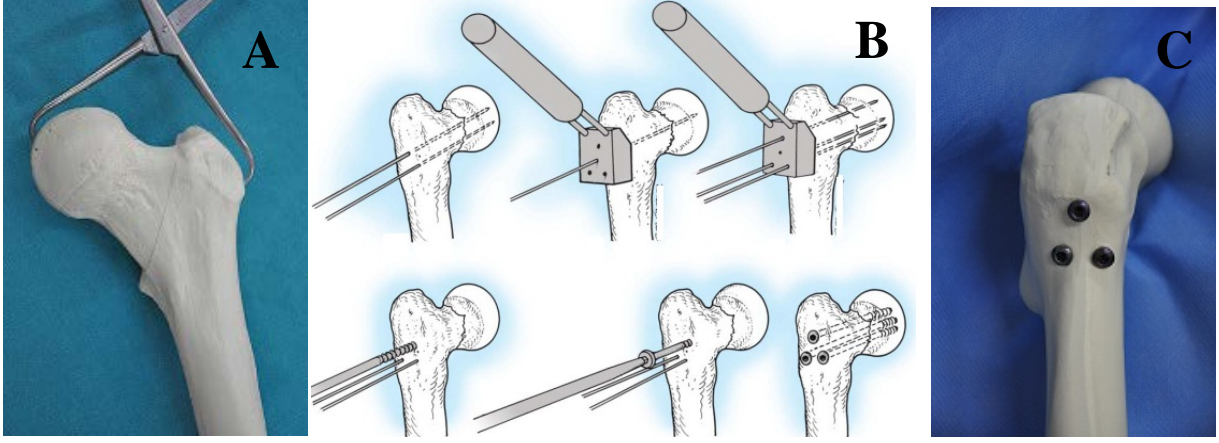
Proksimal femur yapay kemik modeline EF uygulamasında gluteus maksimus kasının proksimal kemik insersiyosu, trokanter minör ucu seviyesi ve vastus lateralisin yaklaşık 2 cm. altından femur başına doğru, boyna paralel 6 mm. çaplı ilk Schanz vidası subkondral kemiğe 5 mm. mesafe kalana dek ilerletilir. Fiksator segmentinin üzerinden sagittal düzlemde orta hat hedeflenerek 10 cm. aşağıdan distal Schanz vidasının ilki gönderilir. Daha sonra titanyum monoblok segment üzerinden proksimal ve distale, bu vidalara paralel uygun boyda birer Schanz vidası gönderilir. Bu sayede femur boynuna 2, femur shaftına 2 Schanz vidası ve monoblok segment ile eksternal fiksator sistemi kurulur (26) (şekil 27 A-D).



Şekil 27. A. Titanyum monoblok trokanterik segment B-C. Tespitin önden ve yandan görünümü D. Kemik modelinin sisteme adapte edilmesi

3.1.4. Kanüllü Vida Uygulama Tekniği

Proksimal femur yapay kemik modeline KV uygulamasında 3 vida ile tabanı distalde eşkenar üçgen konfigürasyonu elde edilmesi amaçlanır. Bunun için kılavuz tel posterior femoral boyun boyunca yerleştirilir ve çoklu tel gönderimine izin veren pozisyon verici kılavuz üzerinden tabanı distalde eşkenar üçgen oluşturacak şekilde kılavuz teller gönderilir. Teller üzerinden oyma ve boy ölçüm işlemlerinin ardından subkondral kemiğe 5 mm. mesafede sonlanacak şekilde uygun boyda 7,3 mm. çaplı 3 kanüllü vida femur başına doğru boyna paralel gönderilir (26) (şekil 28 A-C)



Şekil 28. A. Kırığın redüksiyonu B. Kılavuz teller ile eşkenar üçgen konfigürasyonu elde edilmesi (Fractures of Hip. Campbell's Operative Orthopaedics 11th edition) C. Tespitin yandan görünümü

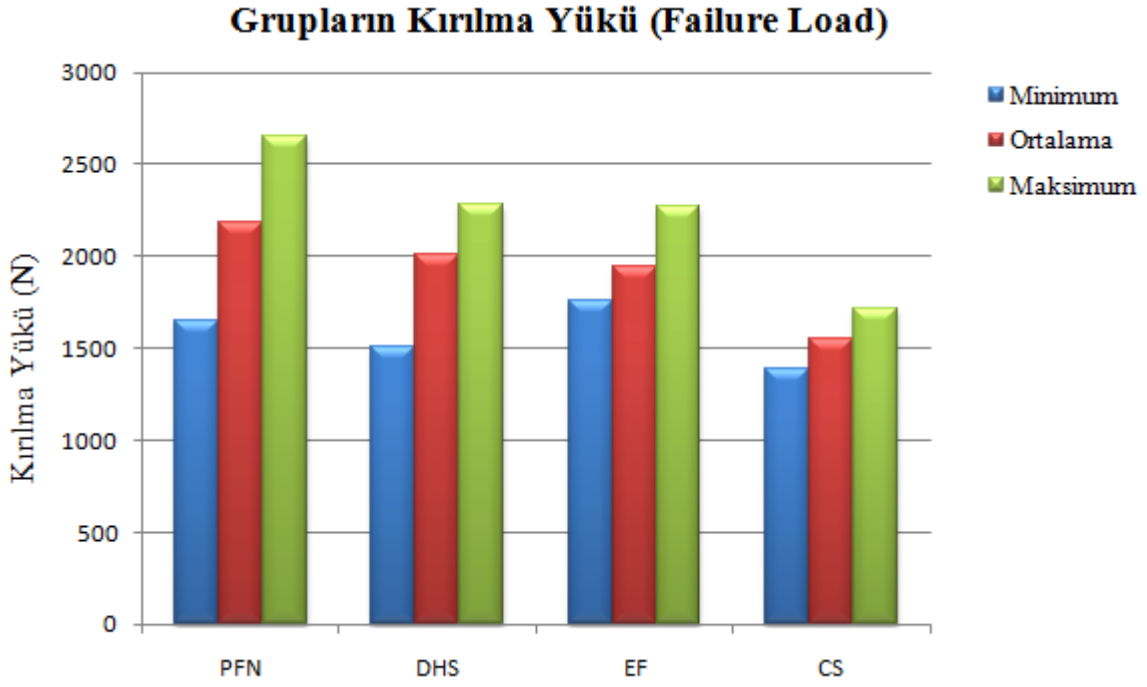
4. BULGULAR

Deneysel çalışmamızda gruplar, orta hattan 16^0 açıyla uygulanan aksiyel yükleme ve siklik yükleme testleriyle ayrı ayrı değerlendirildi. Gruplar arasındaki değerlendirmeler, test düzeneklerinde kaydedilen başlangıç rijitliği (initial stiffness), kırılma yüklemeleri ve momentleri (Failure load/ moment), kırık hattındaki deplasman miktarı ve her 1000 devirde bir alınan rijitlik (katılık, stiffness) değerlerinin başlangıç rijitliğine oranla yüzde değişimleri ile yapıldı.

Grup 1 (Proksimal femoral çivi, PFN), Grup 2 (Dinamik kalça vidası, DHS), Grup 3 (eksternal fiksator, EF), Grup 4 (Kanüllü vida, CS) olarak aksiyel yükleme test düzenekleri oluşturuldu. Tekrarlı (siklik) yüklenmeleri tamamlayabilen testlerde 10000. devirden sonra tüm piyesler kırıldı. Tekrarlı yüklenmelerde, 10. devirde başlangıç rijitliği (Initial stiffness) ve her 1000 devirde bir stiffness değerleri kaydedildi. Başlangıç stiffness değeri %100 kabul edilerek her 1000 devirde bir başlangıca göre yüzde değişimleri de alındı. Tekrarlı yüklenmeleri sonrasında kırılan piyeslerin son kırılma momentleri de tespit edildi. Tüm kaydedilen değerlerle, gruplar arasında istatistiksel analiz yapılması için tablolar oluşturuldu. Nümerik değerlerin ortalamaları ve standart sapmaları da ayrı ayrı kaydedildi.

Yüklenme testleri görsel olarak da incelenerek gruplar içerisinde, uygulanan kuvvetlere karşı davranışları, kemik implant üniteleri arasındaki uyum, vida ve pinlerdeki gevşemeler ve hareketlenmeler ile kırılma biçimleri gözlenip kaydedildi (Şekil 29,30,31,32).

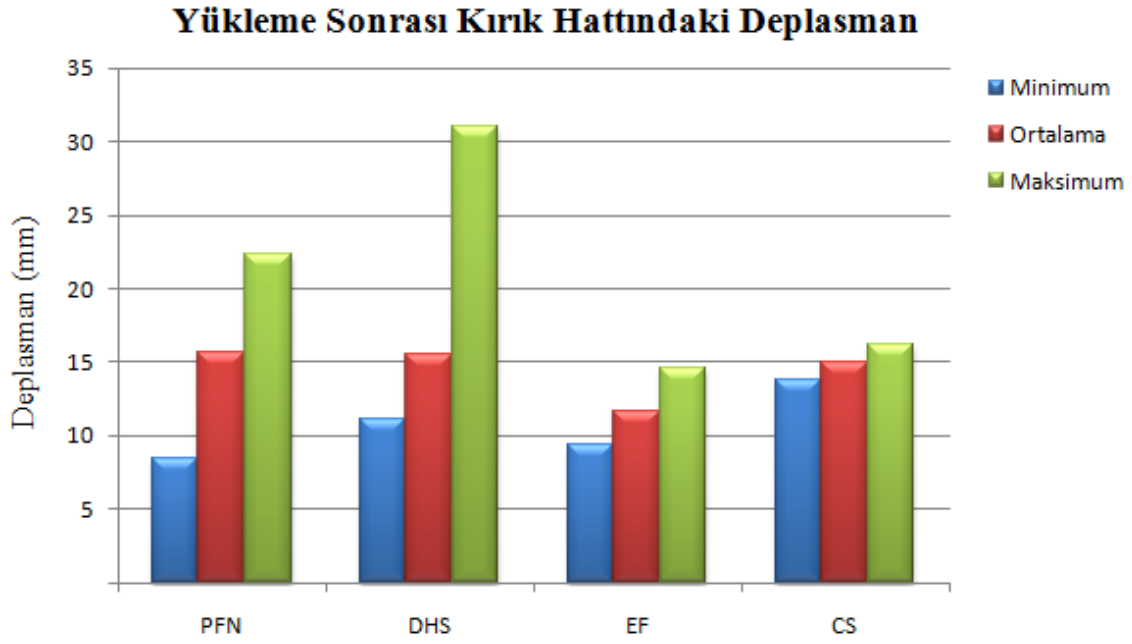
Deneyde kullanılan tespit yöntemlerinin biyomekanik özellikleri Tablo 2, 3, 4 ve 5'te özetlenmiştir. Ortalama kırılma yükü PFN grubunda (grup 1) $2182,5 \pm 377,9$ N, DHS grubunda (grup 2) $2008,75 \pm 278,4$ N, EF grubunda (grup 3) $1941,25 \pm 171,6$ N, CS grubunda (grup 4) ise $1551,6 \pm 236,2$ N olarak kaydedildi (Grafik 1).



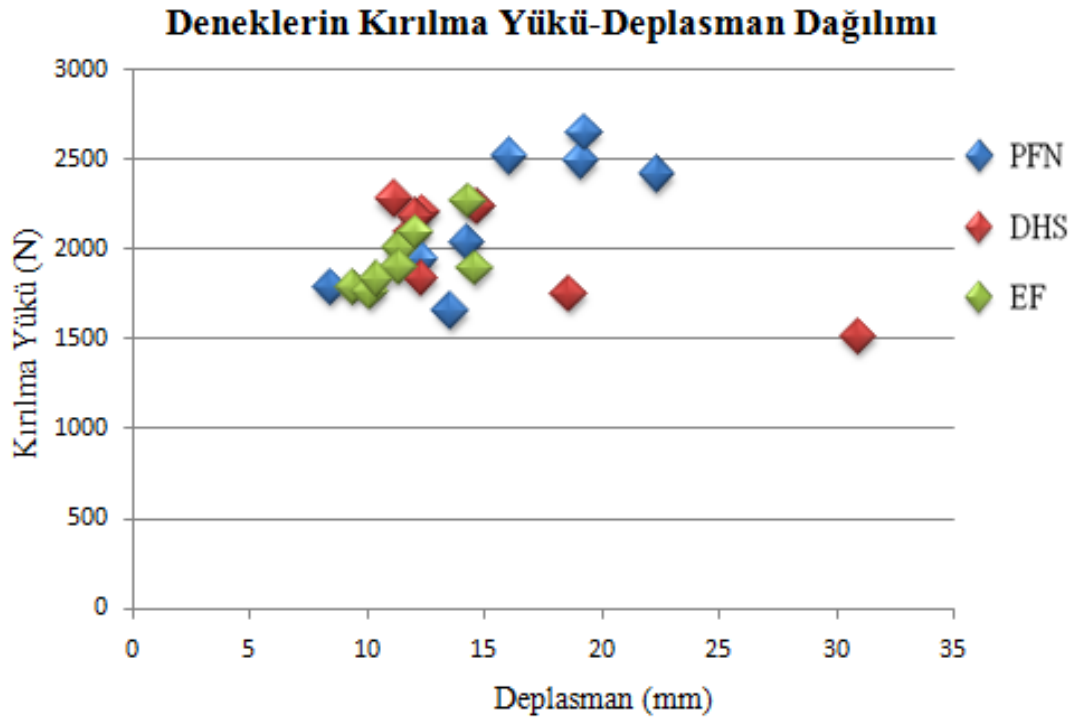
Grafik 1. Grupların minimum, maksimum ve ortalama kırılma yükleri

Siklik yüklemelerde kanüllü vida grubu dışındaki tüm implantlar 10000 devri tamamlayabildi. Kanüllü vida grubunda ise tekrarlayan yüklemenin 150 -170. devirleri arasında tüm yapay kemik modellerinde vida distalinde kırık veya subtrokanterik kırık oluşarak siklik yükleme deneyi sonlandı. Siklik yükleme sonrası kırık hattında meydana gelen ortalama deplasman miktarı grup 1’de $15,6\pm 4,5$ mm, grup 2’de $15,5\pm 6,7$ mm, $11,7\pm 1,9$ mm olarak not edildi (Grafik 2). Grup 1,2 ve 3’te ortalama kırılma yükü – ortalama deplasman dağılımında yakın değerler elde edildiği gözlemlendi (Grafik 3).

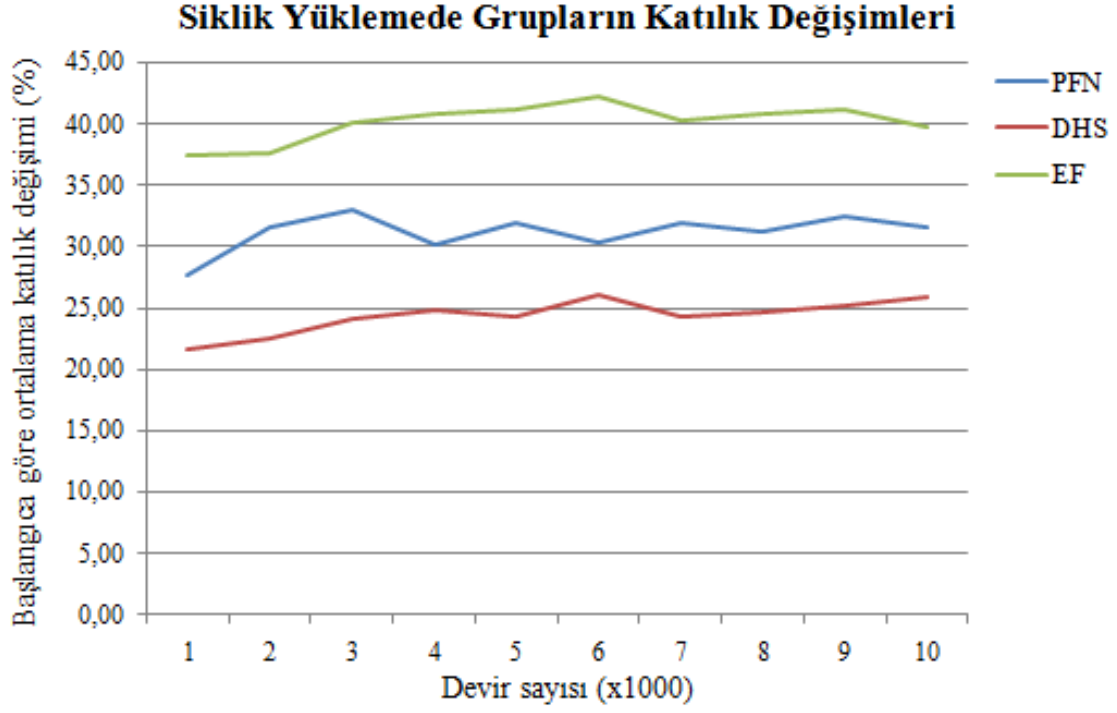
Siklik yüklemelerde grup 1,2 ve 3’te başlangıç rijitliği ile her 1000 devirde yapılan katılık ölçümlerinde her grupta kendi içerisinde istatistiksel olarak anlamlı artış gözlemlendi ($p<0.05$) (Grafik 4,5,6,7). Siklik yükleme deneyini tamamlayamayan kanüllü vida grubunda ise aksiyel yükleme ile yapılan deneyde kırılma yüklemesinde kırık hattında gözlenen ortalama deplasman miktarı $15\pm 1,7$ mm idi.



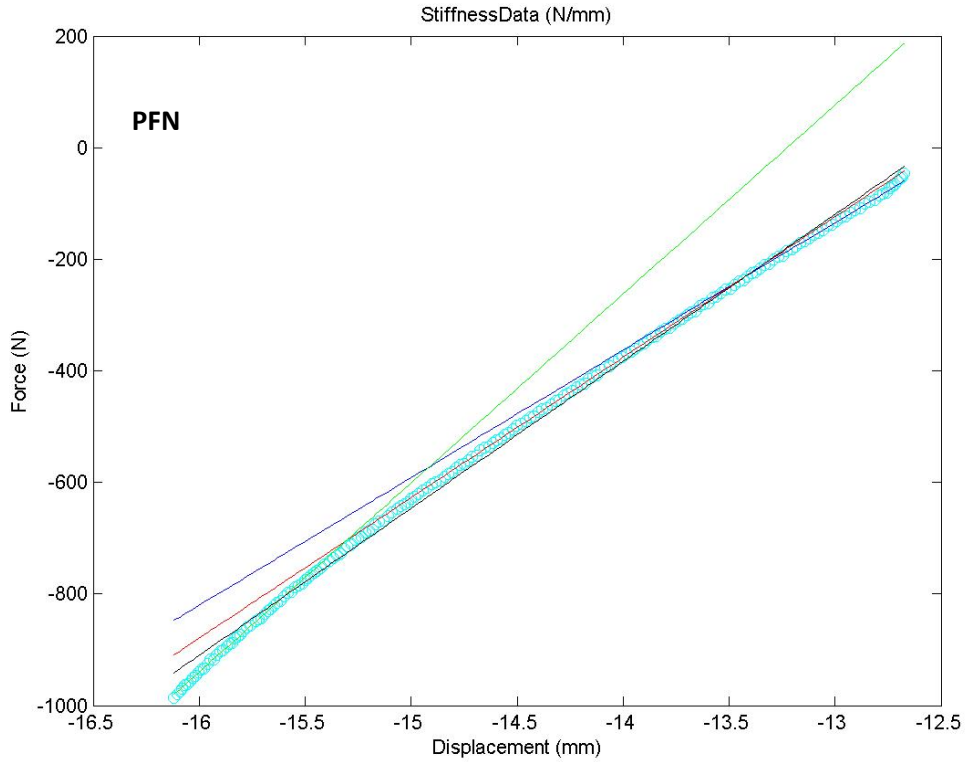
Grafik 2. Grupların kırık hattındaki minimum, maksimum ve ortalama deplasman değerleri



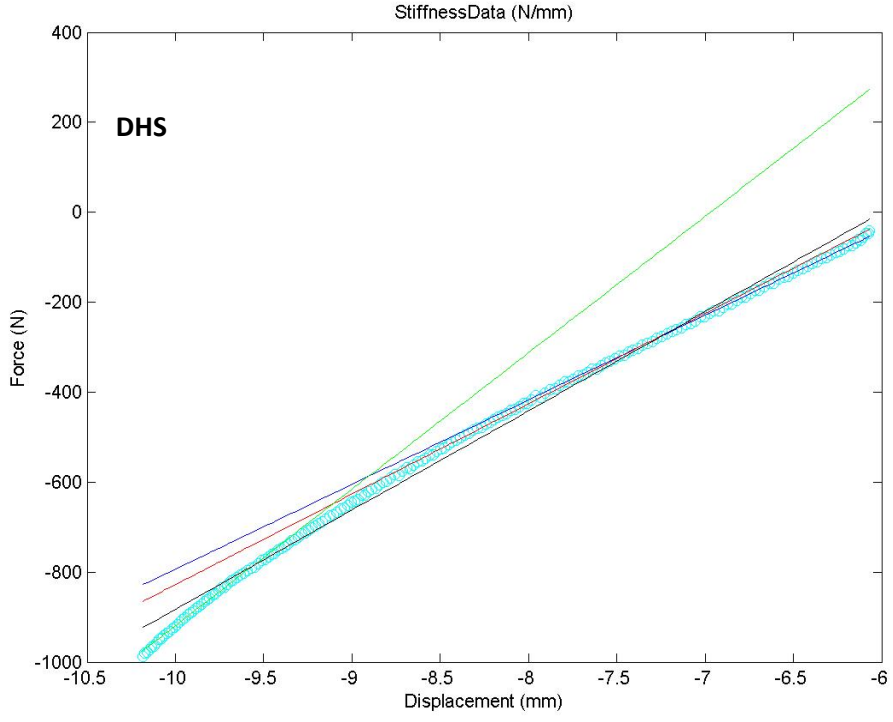
Grafik 3. Grupların ortalama kırılma yükü – ortalama deplasman dağılımı



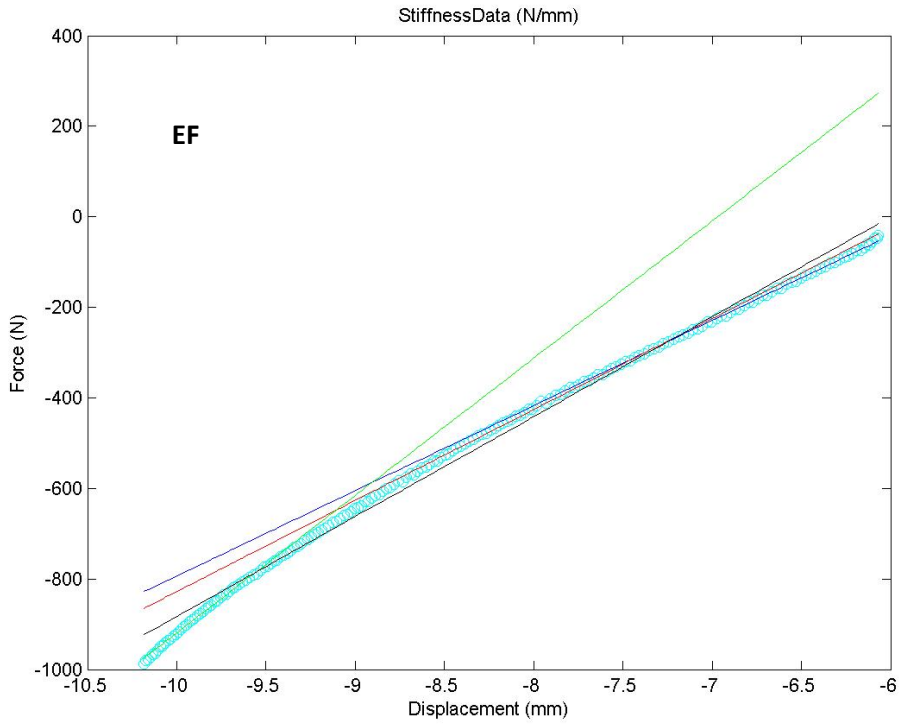
Grafik 4. Tekrarlı (siklik) yüklemde gruplardaki katılık (stiffness) değişimleri



Grafik 5. Proksimal femoral çivi grubunun katılık değerleri



Grafik 6. Dinamik kalça vidası grubunun katılık değerleri



Grafik 7. Eksternal fiksator grubunun katılık değerleri

Grup 1

Katılık (N/mm)												
	1a	1b	1c	1d	1e	1f	1g	1h	Minimum	Maksimum	Ortalama	Standart Sapma
10. devir (Başlangıç)	234,1	214,0	233,2	245,9	255,4	249,1	236,8	230,3	214,0	255,4	237,4	12,9
1000. devir	269,3	172,3	299,0	318,5	369,4	328,2	353,9	313,2	172,3	369,4	303,0	61,2
2000. devir	271,5	182,1	320,6	324,2	376,8	325,4	377,9	319,6	182,1	377,9	312,3	62,7
3000. devir	269,4	194,2	313,8	329,0	386,3	324,1	375,3	334,4	194,2	386,3	315,8	61,0
4000. devir	267,5	197,3	295,1	308,3	388,7	330,5	358,4	326,2	197,3	388,7	309,0	58,5
5000. devir	266,5	198,4	320,4	308,1	382,6	336,1	368,5	324,7	198,4	382,6	313,2	58,5
6000. devir	269,2	196,2	319,3	310,1	374,6	327,3	353,6	323,3	196,2	374,6	309,2	55,1
7000. devir	265,3	192,5	334,2	323,0	373,2	323,0	364,4	331,4	192,5	373,2	313,4	58,6
8000. devir	264,5	191,2	317,5	318,7	370,9	327,3	369,2	334,3	191,2	370,9	311,7	59,0
9000. devir	259,6	192,8	315,0	326,8	380,0	332,5	374,0	334,2	192,8	380,0	314,4	61,6
10.000 devir	256,0	198,2	309,9	332,2	373,5	332,5	371,3	324,4	198,2	373,5	312,3	59,0
Kırılma yükü (N)	2032,2	1653,4	2487,5	1938,4	1783,0	2412,8	2646,3	2511,8	1650,0	2650,0	2182,5	377,9
Deplasman (mm)	-14,3	-13,6	-19,1	-12,3	-8,5	-22,4	-19,2	-16,1	-22,4	-8,5	-15,7	4,5
Başlangıca Göre Değişim (%)												
1000. devir	15,0	-19,5	28,2	29,5	44,6	31,7	49,5	36,0				
2000. devir	16,0	-14,9	37,5	31,9	47,5	30,6	59,6	38,8				
3000. devir	15,1	-9,2	34,6	33,8	51,2	30,1	58,5	45,2				
4000. devir	14,2	-7,8	26,5	25,4	52,2	32,6	51,4	41,6				
5000. devir	13,8	-7,3	37,4	25,3	49,8	34,9	55,6	41,0				
6000. devir	15,0	-8,3	36,9	26,1	46,7	31,4	49,3	40,4				
7000. devir	13,3	-10,0	43,3	31,4	46,1	29,7	53,9	43,9				
8000. devir	13,0	-10,7	36,1	29,6	45,2	31,4	55,9	45,1				
9000. devir	10,9	-9,9	35,1	32,9	48,8	33,5	58,0	45,1				
10.000 devir	9,3	-7,4	32,9	35,1	46,2	33,5	56,8	40,9				

Tablo 2. Grup 1 (Proksimal femoral çivi) tekrarlı yükleme testinde elde edilen başlangıç ve her 1000 devirdeki stiffness, 1000. devir sonrasındaki kırılma yükleri ve başlangıca göre tüm devirlerde yüzde değişimleri, minimum ve maksimum değerleri, ortalamaları ve standart sapma değerleri.

Grup 2

	Katılık (N/mm)								Minimum	Maksimum	Ortalama	Standart Sapma
	2a	2b	2c	2d	2e	2f	2g	2h				
10. devir (Başlangıç)	205,6	233,5	233,5	199,6	259,5	230,7	254,9	228,3	199,6	259,5	230,7	20,8
1000. devir	254,8	290,1	244,1	227,4	321,8	331,9	300,7	273,7	227,4	331,9	280,6	37,2
2000. devir	261,8	301,8	245,7	231,4	321,7	325,3	295,8	279,0	231,4	325,3	282,8	34,5
3000. devir	258,9	305,3	251,0	244,0	330,3	319,1	307,5	275,7	244,0	330,3	286,5	33,2
4000. devir	256,5	314,6	249,2	251,2	328,0	338,0	286,2	280,4	249,2	338,0	288,0	35,3
5000. devir	265,4	320,2	243,8	240,0	338,9	325,4	285,0	275,3	240,0	338,9	286,7	37,7
6000. devir	261,2	325,5	234,3	240,9	359,0	331,2	286,9	288,2	234,3	359,0	290,9	44,8
7000. devir	261,0	322,4	233,1	227,4	338,4	338,4	287,2	286,8	227,4	338,4	286,8	44,2
8000. devir	262,9	324,9	229,5	223,7	341,2	338,9	284,6	296,3	223,7	341,2	287,7	46,4
9000. devir	273,6	327,4	222,4	224,0	336,8	343,0	286,6	296,0	222,4	343,0	288,7	47,3
10.000 devir	274,7	338,7	228,6	213,1	336,8	349,4	298,9	285,0	213,1	349,4	290,6	50,9
Kırılma yükü (N)	1834,9	2090,6	1750,4	1511,1	2204,2	2275,5	2234,1	2177,1	1510,0	2280,0	2008,8	278,4
Deplasman (mm)	-12,3	-11,9	-18,6	-31,0	-12,4	-11,1	-14,7	-12,0	-31,0	-11,1	-15,5	6,7
Başlangıca Göre Değişim (%)												
1000. devir	23,9	24,24	4,56	13,93	24,03	43,85	17,95	19,89				
2000. devir	27,3	29,28	5,22	15,91	23,99	40,96	16,03	22,22				
3000. devir	25,92	30,78	7,5	22,22	27,28	38,29	20,63	20,77				
4000. devir	24,76	34,76	6,71	25,82	26,4	46,49	12,27	22,82				
5000. devir	29,09	37,16	4,43	20,2	30,6	41,02	11,79	20,57				
6000. devir	27,04	39,44	0,34	20,66	38,37	43,53	12,52	26,22				
7000. devir	26,92	38,11	-0,14	13,91	30,4	46,68	12,63	25,63				
8000. devir	27,86	39,16	-1,69	12,07	31,49	46,86	11,63	29,78				
9000. devir	33,06	40,23	-4,74	12,2	29,78	48,65	12,41	29,67				
10.000 devir	33,58	45,09	-2,08	6,74	29,78	51,42	17,23	24,84				

Tablo 3. Grup 2 (Dinamik kalça vidası) tekrarlı yüklemeye testinde elde edilen başlangıç ve her 1000 devirdeki stiffness, 1000. devir sonrasındaki kırılma yükleri ve başlangıca göre tüm devirlerde yüzde değişimleri, minimum ve maksimum değerleri, ortalamaları ve standart sapma değerleri.

Grup 3

Katılık (N/mm)											Standart	
	3a	3b	3c	3d	3e	3f	3g	3h	Minimum	Maksimum	Ortalama	Sapma
10. devir (Başlangıç)	206,448	203,712	202,61	216,55	204,551	218,325	214,391	201,51	201,5134	218,3251	208,51243	6,7851773
1000. devir	272,4	265,6	287,5	308,5	282,67	302,09	299,95	274,7	265,6	308,5	286,67625	15,575764
2000. devir	272,6	263,2	292,4	311,2	273,82	303,01	304,95	275,73	263,2	311,2	287,11375	17,998986
3000. devir	278	258,2	301,8	315	284,04	304,55	311,56	283,11	258,2	315	292,0325	19,44208
4000. devir	276,6	260	294,1	309,5	284,75	330,24	307,78	286,38	260	330,24	293,66875	21,859928
5000. devir	289,3	261,6	306,4	317,1	289,6	316,93	283,08	292,11	261,6	317,1	294,515	18,612828
6000. devir	283,3	263,7	307,2	324,2	288,32	317,36	293,72	296,23	263,7	324,2	296,75375	19,424573
7000. devir	277,7	264	299,5	321,4	275,96	304,89	299,85	296,88	264	321,4	292,5225	18,5772
8000. devir	286,5	252,8	305,4	308,1	267,57	326,63	313,35	288,18	252,8	326,63	293,56625	24,647549
9000. devir	290,9	269,1	311	319	268,81	310,98	299,65	286,1	268,81	319	294,4425	19,120828
10.000 devir	294,3	274,3	302,5	303,3	259,93	307,66	304,59	283,7	259,93	307,66	291,285	17,127875
Kırılma yükü (N)	1788,31	2000,62	1761,8	1897,9	1893,76	2092,47	2267,75	1826	1760	2270	1941,25	171,58
Deplasman (mm)	-9,3924	-11,408	-10,11	-11,349	-14,6	-12,044	-14,311	-10,375	-14,5996	-9,3924	-11,69909	1,895283
Başlangıca Göre Değişim (%)												
1000. devir	28,64	30,37	41,89	42,44	38,19	38,37	39,91	36,32				
2000. devir	32,04	29,19	44,3	43,72	33,86	38,79	42,24	36,83				
3000. devir	34,68	26,75	48,98	45,45	38,86	39,49	45,32	40,49				
4000. devir	33,98	27,62	45,15	42,91	39,21	51,26	43,56	42,11				
5000. devir	40,11	28,42	51,24	46,42	41,58	45,16	32,04	44,96				
6000. devir	37,22	29,44	51,6	49,72	40,95	45,36	37	47				
7000. devir	34,52	29,59	47,83	48,41	34,91	39,65	39,86	47,33				
8000. devir	38,78	24,12	50,73	42,25	30,81	49,61	46,16	43,01				
9000. devir	40,91	32,08	53,51	47,3	31,41	42,44	39,77	41,98				
10.000 devir	42,57	34,66	49,3	40,05	27,07	40,92	42,07	40,78				

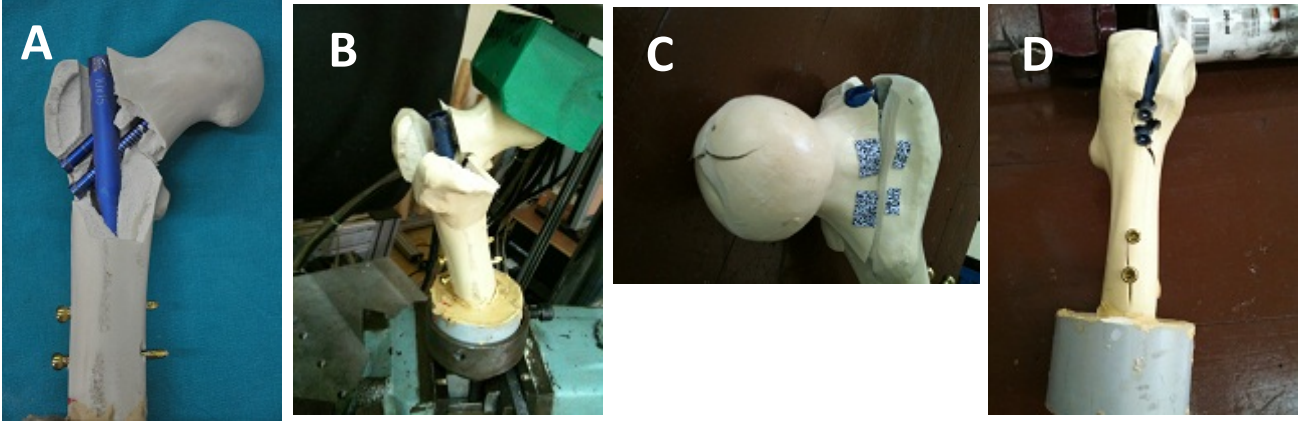
Tablo 4. Grup 3 (Eksternal fiksator) tekrarlı yükleme testinde elde edilen başlangıç ve her 1000 devirdeki stiffness, 1000. devir sonrasındaki kırılma yükleri ve başlangıca göre tüm devirlerde yüzde değişimleri, minimum ve maksimum değerleri, ortalamaları ve standart sapma değerleri.

Grup 4

Grup 4 (Aksiyel yükleme) n=8	Minimum	Maksimum	Ortalama	Standart Sapma
Kırılma yükü (N)	1384,5863	1718,6149	1551,6006	236,1938882
Deplasman (mm)	-16,1893	-13,7224	-14,955819	1,7443495

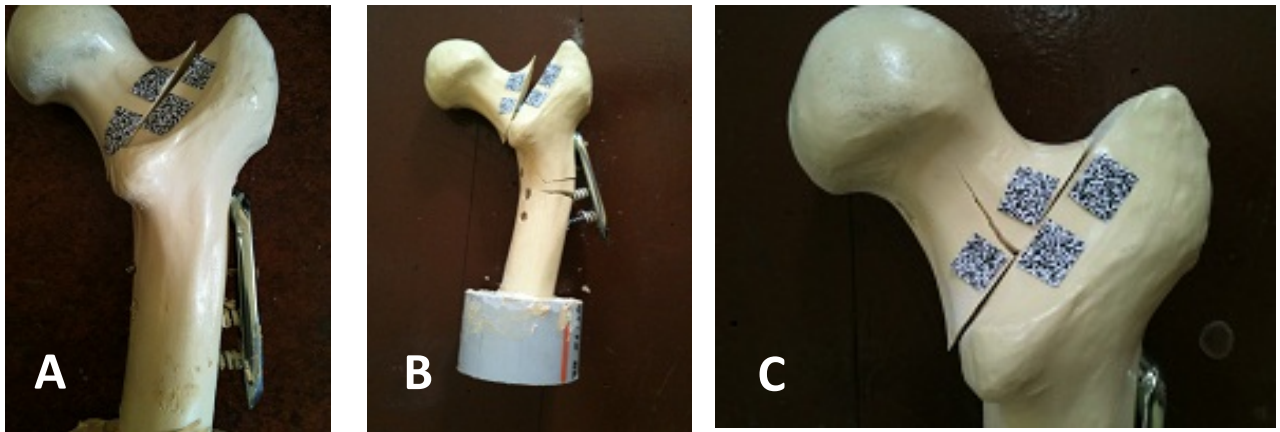
Tablo 5. Grup 4 (Kanüllü vida) aksiyel yükleme testinde elde edilen kırılma yükleri, minimum ve maksimum değerleri, ortalamaları ve standart sapma değerleri

Aksiyel ve siklik yükleme sonrası kırılma yüklerinde deneyi sonlandırırken kemik modellerinde ortaya çıkan yeni kırık paternleri de not edildi. Grup 1'deki 8 modelin altısında pertrokanterik kırık, birinde kırık hattında deplasman ile birlikte femur başı kırığı ve birinde de distal vida seviyesinde kırık gelişerek deney sonlandı (şekil 29).



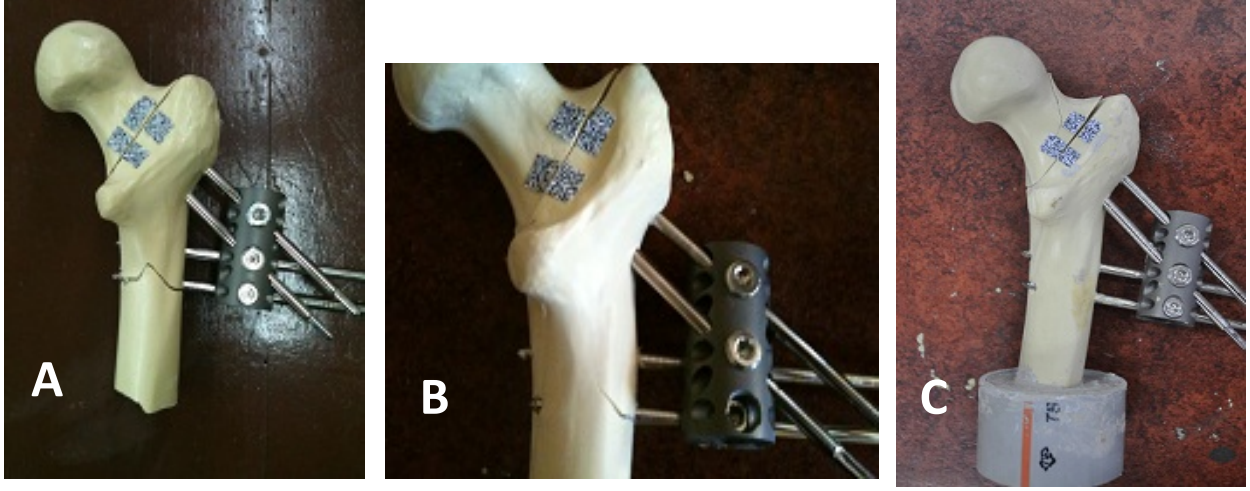
Şekil 29. PFN grubunda kırılma yüklerinde ortaya çıkan kırık paternleri, **A-B.** Pertrokanterik kırık, **C.** Kırık hattında deplasman ile birlikte baş kırığı, **D.** Pertrokanterik kırıkla birlikte distal vida seviyesinde kırık oluşumu

Grup 2'deki kemik modellerinin beşinde plağın distal vidalarında sıyrılma ve distalden kırık oluşumu, ikisinde kırık hattında >20mm. deplasman ve rotasyon, birinde kırık hattında deplasman ile birlikte femur boyun kırığı oluşumu sonrası kuvvet kontrollü deneyler sonlandırıldı (Şekil 30).



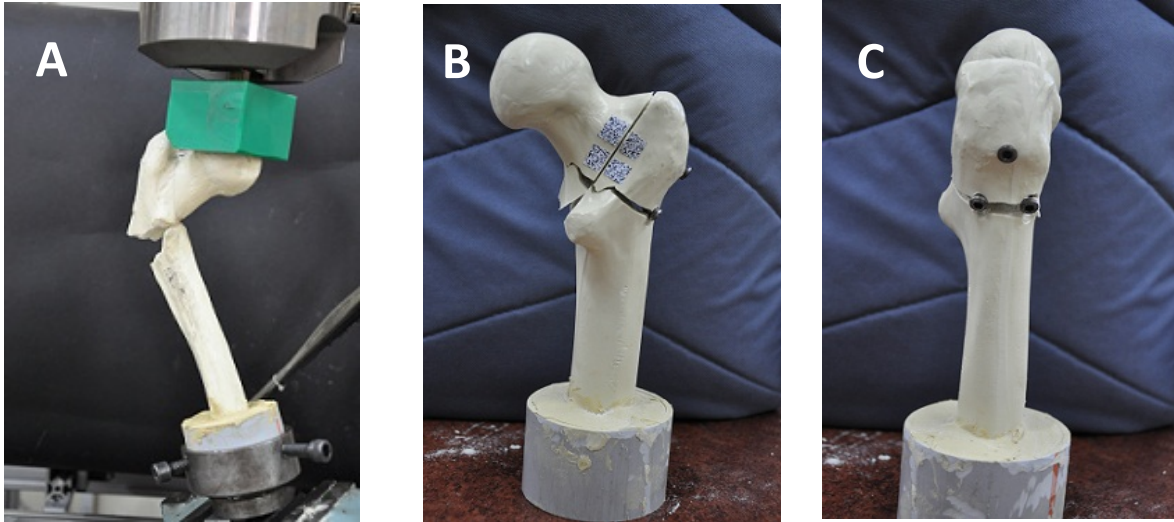
Şekil 30. DHS grubunda kırılma yüklerinde ortaya çıkan kırık paternleri, **A.** Plağın distal vidalarında sıyrılma ve kırık hattında deplasman, **B.** Distal vidalarda sıyrılma, distalde kırık oluşumu, deplasman ve rotasyon, **C.** Deplasmanla birlikte femur boynunda kırık oluşumu

Grup 3'teki kemik modellerinin yedisinde monoblok trokanterik EF sisteminin distal Schanz vidası seviyesinden femur kırığı, birinde ise femur boyun kırığı oluşumu ile deneyler sonlandırıldı (Şekil 31).



Şekil 31. EF grubunda kırılma yüklerinde ortaya çıkan kırık paternleri, **A-B.** distal Schanz vidası seviyesinden femur kırığı, **C.** Femur boyun kırığı gelişimi

Tekrarlayan yüklemelerin 150-170. devirleri arasında grup 4'teki kemik modellerinin altısında eşkenar üçgen konfigürasyonlu kanüllü vidaların tabanı oluşturan distal vidalar seviyesinden kırık, kalan ikisinde ise subtrokanterik femur kırığı geliştiği gözlemlendi (Şekil 32).



Şekil 32. CS grubunda kırılma yüklerinde ortaya çıkan kırık paternleri, **A.** Subtrokanterik kırık oluşumu, **B-C.** Eşkenar üçgen konfigürasyonun distal vidaları seviyesinden kırık oluşumu

5.TARTIŞMA

Son yüzyılda tıpta ve diğer bilim dallarında gelişmeler sonucu, tüm dünyada ortalama yaşam süresi uzamakta ve yaşlı insan nüfusu giderek artmaktadır (36,49). 65 yaş üstü nüfus sayısı, 1990'da tüm dünyada yaklaşık 323 milyon olup 2050 yılında 1,5 milyara ulaşacağı tahmin edilmektedir (49). İleri yaş grubundaki insanların fiziksel kapasitelerinin düşmesi, ek sistemik hastalıklar, görme ve işitme kayıpları, reflekslerin zayıflaması sonucu çevresel tehlikelerden korunma ve uzaklaşma fonksiyonları zayıflamaktadır (1,26,49). Bunun sonucunda sık denge kaybı, sendeleme, ayağın kayması ve takılması ile basit düşmeler, oturduğu yerden kalkarken düşme, merdivenden düşme gibi basit travmalar yaşlılarda daha sık görülmektedir. Ayrıca ileri yaşlarda kemik kitlesindeki azalma, basit travmalarda bile parçalı instabil kalça kırıklarının meydana gelmesine yol açmaktadır. Kadınlarda ve beyaz ırkta 2-3 kat daha sık gözlenmektedir (26,36,49). Birleşik Devletler'de yılda 300.000'e yakın kalça kırığı vakası bildirilmekte ve 2050 yılında bu rakamın iki katına çıkacağı tahmin edilmektedir (26). 1990 yılı verilerine göre 1,5 milyon olan kalça kırığı insidansının 2050 yılında 6,3 milyona çıkacağı öngörülmektedir (49). Kırık sonrası ilk yılda % 30 mortalite ve ciddi morbidite oranına sahip bu kırıklar ortopedi ve travmatolojinin önde gelen sorunlarından. Tedavide amaç hastanın kırık öncesi aktivitesine dönmesini sağlamak, erken hareket elde etmek, uzun vadede sekel ve komplikasyondan korunmaktır.

Bazoservikal bölge, femur boynu tabanının intertrokanterik bölgeyle birleştiği yer olarak tanımlanır (26,36,42,46,50). Bazoservikal kırıklar kapsül dışı olarak bilinse de, intertrokanterik kırıklara göre daha sık avasküler nekroz oranı bildirildiğinden, biyolojik davranış itibarıyla boyun kırığı olarak değerlendirilir ve intrakapsüler kırıklar başlığı altında incelenir. Önceleri tedavisinin intertrokanterik kırıklar gibi planlanması önerilirken, bazoservikal kırıkların stabil intertrokanterik kırıklara kıyasla daha fazla aksiyel ve rotasyonel instabiliteye sahip olduğunun gösterilmesiyle, günümüzde bu kırıklar farklı bir tip olarak ele alınmaktadır. (26,30,42,46,50).

Bazoservikal kırıkların tanımı literatürde halen tartışmalıdır ve sık kullanılan sınıflama sistemleri içinde yer almazlar. Çoğu yazarın ekstrakapsüler olarak tanımladığı bu kırıklar, yüksek kırık açısına sahip olup tespitinde implant üzerinden daha fazla kuvvet ve moment geçişine neden olmaktadır (26,30,42,46,50). Henüz ayrı bir sınıflaması bulunmazken

trokanterik kırıklar için tanımlanmış olan AO sınıflamasındaki A1.1, A2.1, A.2.2 , A2.3 ve B2.1 tipleri bazoservikal kırıkları tanımlar (26).

Proksimal fragmanın trokanterik bölgeyle ilişkisinin olmaması ve buraya herhangi bir kas yapışmaması trokanterik kırıklara göre daha fazla instabiliteyi açıklar. Ayrıca bazoservikal kırıklar, trokanterik bölge kırıklarında görülen kansellöz interdijitasyondan yoksundur (42,46,50). Bu durum özellikle rotasyonel stabiliteyi olumsuz yönde etkilemektedir.

Kaufer intertrokanterik kırık tespitinin stabilitesinde hasta yaşının, kemik kalitesinin, kırık tipinin, redüksiyonun stabilitesinin, kullanılan implantın tipinin ve implantın femur başı içerisindeki pozisyonunun etkili faktörler olduğunu bildirmiştir (51). Konu ile ilgili birçok araştırma yapılmış ise de, implant stabilitesini etkileyen faktörleri ve bu faktörlerin birbirleri ile olan ilişkisini net olarak ortaya koyan çalışma sayısı kısıtlıdır (51,52,53,54).

Sağlam lateral korteks varlığı, boyun kırıklarındaki gibi bazoservikal kırıkların da tedavisinde kanüllü vida ile tespiti akla getirmiştir. Ancak subkapital veya transservikal kırığa göre daha lateral yerleşimli olduğundan kırıkta ciddi bir varus momenti yaratılmakta ve vida ile tespitite vidanın lateral korteksi zayıflatarak sıyrılmasına yol açabilmektedir (41,42,43). Ekstramedüller osteosentez materyalleri biyomekanik çalışmalar ve teknolojik gelişmelere paralel olarak geliştirilmiştir. Kadavra üzerinde yapılan biyomekanik çalışmalarda DHS'nin yan plağı sayesinde lateral korteksin bütünlüğü korunmuş ve kanüllü vida ile tespitite göre biyomekanik olarak daha üstün olduğu bildirilmiştir (43).

Sabit açılı plaklarla yaşanan sorunlar nedeniyle, kırık impaksiyonuna izin veren ve kompresif güçlerin de etkisiyle kaynamayı kolaylaştıran implantlar tercih edilmektedir. Bu implantlar arasında kırığın impaksiyonuna izin veren ve bunu teleskop etkisi ile sağlayan 135° açılı dinamik kompresif kalça vidaları en çok kullanılanlardandır (55). Vidanın teleskop yapabilme özelliği birçok avantaj sağlar. Kayma sonucunda kırık hatları birbirine yaklaşmakta ve kırık kaynamasını artırıcı etki göstermektedir. Yine bu teleskop etkisi sayesinde plak - kemik arasındaki moment kolu kısalmakta, implanta gelen bükülme kuvvetleri azalmakta ve tespit kaybı daha az görülmektedir (56,57,58). Ayrıca bu vidalar, sahip oldukları geniş yivleri sayesinde proksimal fragmanın daha kuvvetli tespitine olanak sağlar (59,60).

1960'lı yılların sonlarından itibaren dinamik kalça vidası kalça kırıklarının tedavisinde sık kullanılmaya başlanmış; günümüzde farklı implantlar ve cerrahi teknikler geliştirilmişse de halen güncelliğini korumuş bir tedavi yöntemidir. Bu yöntemin en önemli avantajları vidanın

femur başı içerisinde subkondral bölgeye kadar yerleştirilebilmesi ve kırık hattında kontrollü bir şekilde kompresyon sağlayarak stabiliteyi artırmasıdır (56,57,58,59,60).

Stabil kırıklarda anatomik redüksiyonun kolaylıkla sağlanabilmesi, medial desteğin sağlam olması ve bu sayede kompresif kuvvetlerin medial korteksten iletilebilmesiyle sonuçlar, kullanılan implanttan bağımsız olarak genelde başarılıdır. Ancak medial desteğin kaybolduğu instabil kırıklar, redüksiyon ve internal tespit açısından zaman zaman zorluklara neden olabilir. İnstabil kırıklarda redüksiyon zorluğu ve medial desteğin yetersizliği implanta binen yüklerin artması sonucunda mekanik yetmezlik riskini beraberinde getirmektedir (57,58,59).

Normal kalça biyomekaniğine göre hareketsiz pozisyonda ya da yürürken femur üst ucuna 16° açıyla kompresif bileşke kuvvet etki etmektedir (2). Bu kompresif güç, kısmi vücut ağırlığı ve abdüktör kas gücünün bileşkesidir (2,9). Bu kuvvet trokanter minör ve kalkar femorale çevresinde bükülmeye (bending momenti) neden olur. Stabil kırıklarda medial desteğin sağlam olmasından dolayı, kuvvetler tüm femur boyunca yayılır (2,9,16,58). Böylece tespit materyalinin taşıyacağı yük az olacaktır. Medial desteğin kaybolduğu instabil kırıklarda trokanter minör çevresindeki bu bükülme momentinin implantlar üzerinde yarattığı stres mekanik problemlerin en önemli sebebidir. Dolayısıyla posteromedial desteğin olmayışı ile yükün büyük kısmı tespit aracı tarafından taşınır (2,9). İnstabil kırıklarda çok sık görülen varus açılanmasının sebebi de bu bölge kaslarının ve yüklenmenin yarattığı aşırı kuvvetin tespit aracı tarafından karşılanamamasıdır (2,9,16,58).

Literatürde kalça kırıklarının DHS ile tespitinde % 5,3-23 arasında değişen mekanik yetmezlik oranları bildirilmiştir (61,62,63). Ana vidanın femur başından sıyrılması, diğer bir deyişle ‘cut out’ deformitesi, yan plağın femur diyafizinden ayrılması, kompresyon vidası ya da ana vidanın sistemden ayrılması gibi çeşitli mekanik yetmezlik nedenleri tariflenmiştir. Bunlar içerisinde en sık görüleni lag vidasının femur başından sıyrılmasıdır (26,63,64,65). İmplant stabilitesi ile ilgili literatürde bir takım değerlendirme yöntemleri tarif edilmiş olup bunların içerisinde en çok kullanılanı 1995 yılında Baumgaertner ve arkadaşlarının tanımladığı “implant ucu (tip) - apeks mesafesi” (TAD) yöntemidir (64,66,67). Bu yöntemde lag vidası veya çivinin ucunun femur başı eklem yüzeyi merkezine olan uzaklığı ön-arka ve yan grafilerde ölçülür. Bu değerler grafiye ait büyütme miktarı göz önünde bulundurularak toplanır. 25 mm'nin üstündeki bir değer, mekanik yetmezlik için prognostik bir göstergedir. Baumgaertner ve arkadaşları, tanımladıkları tip apeks mesafesi değerinin 3 aylık takip

süresinde implant sıyrılması oranlarını belirlemede en iyi tahmini parametre olduğunu bildirmiştir (64,66,67). Buna göre tedavide başarı elde edilen olgularda ortalama TAD değeri 25 mm.nin altında bulunmuşken, başarısız olgularda bu değer ortalama 38 mm olarak kaydedilmiştir. 25 mm ve altında TAD değerine sahip hiçbir olguda komplikasyon görülmemiştir. Baumgaertner, bu çalışmasında TAD'ın en güçlü tahmini parametre olduğunu fakat bunun tek faktör olmadığını belirtmiştir. TAD ile birlikte kötü redüksiyon, instabil kırık, vida veya çivinin baştaki yerleşimi ve 150°'lik implantların kullanılmasının sıyrılma oranlarını arttıran diğer etkenler olduğunu vurgulamıştır.

Diğer taraftan, ekstrakapsüler kırıkların tedavisinde geleneksel olarak tanımlanmış DHS'nin lag vidası uygulanırken proksimal fragman rotasyona uğrayabilir. Bu durumda avasküler nekroz ve kaynamama riski artar (14,68,69). Bu yüzden bazoservikal kırıkta DHS uygulanmasında aksiyel ve rotasyonel stabilite için ek derotasyonel vida uygulanması önerilmektedir (50,68).

Femur başında vida ya da çivinin uygun konumu literatürde halen tartışmalıdır. Genelde hem anteroposterior hem de lateral planlarda implantın derin ve santral yerleşimli olması önerilmektedir. Bazı yazarlar çivinin lateral planda ortada, AP planda kalkar femoraleye yakın yerleşiminin özellikle bu bölgenin avasküler olması nedeniyle tercih edilmesi gerekliliğini savunmaktadır (14,57,58). Kyle ve arkadaşları kırık tespiti sonrası implant yetmezliğinde kemik-implant konumunu inceledikleri araştırmalarında femur başını küresel olarak dokuz zona ayırmışlar ve en fazla posterosüperior ve posterior, daha sonra anterosüperior yerleşimli vidalarla tespitin başarısızlıkla sonuçlandığı ortaya koymuşlardır (57,58,59).

Trokanterik bölge kırıkları için bugüne dek yapılan çalışmalar ve elde edilen deneyim, femur proksimalindeki kalkar femoralenin önemini ortaya koymaktadır (2,26,70,71,72,73). Kalkar femorale, femur boynu posteriorundan başlayıp, intertrokanterik bölgenin posteromedialinde uzanan kemik kalınlaşmasıdır. Bu yapı femur proksimalinin ve posteromedial duvarının güçlü bir desteğidir. Trokanter minörden ayrılan kırık parçası ile birlikte femur kalkarındaki yer değiştirme instabil bir kırığa yol açar. Bazoservikal kırıkta olduğu gibi posteromedial duvarda gelişen defekt, tedavi sonrasında ortaya çıkan implant yetmezliklerinin, varus açılanmalarının, hatalı kaynamaların veya kaynamamalarının ana nedenidir (70,71,72,73). Osteoporotik kemik yapısında yukarı kesimde yeterli kemik desteği sağlamak amacı ile implantın lateral planda başın posteroinferior kadranı, AP planda ise

kalkar femorale üzerine doğru alçak yerleşimi önerilmiş ve implantlar uzun yıllar bu konumda uygulanmıştır. Ancak bu görüşe karşıt, kalkar femorale üzerine doğru alçak yerleşimin rotasyonel stabiliteyi sağlamakta zorlandığını gösteren çalışmalar da mevcuttur (74). Aksiyel ve rotasyonel stabiliteyi birlikte sağlayabilmek amacıyla, günümüzde vida veya çivinin santral ve derin yerleşimli uygulanması önerilmektedir (26,36,74). Deneysel çalışmamızda, DHS grubunda tüm lag vidaları AP ve lateral planda santral yerleşimli olarak uygulanmıştır. Buna rağmen, siklik yükleme sonrası kırılma yükünde numunelerin kırılma paternleri incelendiğinde sadece DHS grubunda kırık hattında rotasyon ve deplasman ile iki deney sonlanmıştır (şekil 30). Böylece çalışmamızda, literatüre uyumlu olarak instabil femur boyun kırığı olan bazoservikal kırığın DHS ile tedavisinde ana vidaya ek antirotasyon vidasının uygulanması gerekliliği sonucu ortaya çıkmıştır.

Deplase femur boyun kırıklarında redüksiyon kalitesinin kaynamama ve avasküler nekroz üzerinde etkili olduğu gösterilmiştir (14,26,68,69). Garden, redüksiyon sonrası uygunluğun belirlenmesi için bir dizilim indeksi tariflemiştir (40) (şekil 18). Femur başı medial trabekülleri ile femur shaftı medial korteksi arasındaki açının 155 dereceden düşük veya 180 dereceden fazla olduğu durumlarda avasküler nekroz un %5-65 oranında gözlenebildiğini bildirmiştir (40). Buna ek olarak, normal değerlere kıyasla boyun-diyafiz açısının AP planda 5° varus ile 20° valgus arasında olması, lateral planda 10°'den az açılanma varlığı ve büyük kırık parçasının 4 mm'den daha az ayrılmış olması kabul edilebilir redüksiyon kriterleri olarak bilinmektedir (64,75).

Intramedüller çivi, medial yerleşimi nedeniyle daha etkili yük transferi sağlaması, kısa kaldıraç kolu sayesinde implanta binen yükü azaltarak mekanik yetmezlik riskini azaltması ve kontrollü kırık impaksiyonu gibi mekanik avantajlara sahiptir. Bunların yanında kırık hematomunun korunmuş olması, kısa ameliyat süresi ve daha az kan kaybı gibi morbiditeyi azaltan klinik avantajları mevcuttur (26,36,39). Gamma çivisi ile dinamik kalça vidasının biyomekanik olarak karşılaştırıldığı bir çalışmada, çivinin kırık stabilitesini azaltmadan kalkar femoraleye daha az yük aktardığı; buna karşılık dinamik kalça vidasının kalkar bölgesindeki kompresif güçlerde artışa neden olduğu gösterilmiştir (76). Gamma çivisi ve dinamik kalça vidası ile tedavinin klinik olarak karşılaştırıldığı 426 olguluk bir seride ameliyat süresi, kan kaybı ve kaynama süresi açısından değerlendirme sonrası ciddi bir fark bulunmamışken, çok parçalı kırıklarda Gamma çivisi ile daha iyi sonuç alınabileceği belirtilmiştir (77). Birinci kuşak Gamma çivisinde proksimal vidanın femur başından sıyrılması, çivinin distalinde

mekanik stresin birikmesine bağlı femur diyafiz kırıkları ve uylukta ağrı yapabilmesi gibi olumsuzluklar nedeniyle ikinci kuşak proksimal femur çivileri geliştirilerek bu komplikasyonların önüne geçilmesi amaçlanmıştır (78,79). Gamma çivisine benzer geometriye sahip IMHS (Intramedullary Hip Screw) 1995'te geliştirilmiştir. Kayıcı kalça vidasındaki yuvaya benzer bir yuvası vardır ve bir vida ile çiviye kilitlenmiştir. Trochanteric antegrad nail (TAN) önceki iki çiviye benzemekle beraber proksimal fragmanda rotasyonel stabiliteyi daha iyi kontrol eden 2 adet 6,4 mm'lik lag vidasına sahiptir. Çivinin daha proksimalde kalmasına gerek yoktur. Proksimal çapı daha dar olduğundan trokanterik ayrışma ve abdüktör adale hasarı daha az görülür. Proximal femoral nail (PFN) sefalomedüller bir çividir ve 6,5 ve 11 mm'lik lag vidalarına sahiptir. Süperiordeki daha küçük vida başa çok yakınsa varus streslerine maruz kalır ve vida kırılabilir. Günümüzde proksimal femoral çiviler trokanter çevresi kalça kırıklarında ve bazoservikal kırıklarda sıkça tercih edilen implantlardır (26,36,80).

Kanüllü vida ile tespit genellikle daha genç, kemik stoku iyi hastalarda, stabil femur boyun kırıklarının tedavisinde erken dönemde müdahalede kısa ameliyat süresi, az kan kaybı ve kırık hattının açılmaması gibi nedenlerden ötürü tercih edilebilmektedir (26,36,43,81). Uygulamada 3 vida ile tabanı distalde olan eşkenar üçgen konfigürasyonu, ters eşkenar üçgen konfigürasyonu veya 4 vidayla baklava konfigürasyonu tanımlanmıştır. (26,36). Ters eşkenar üçgen konfigürasyonu ile trokanter minör seviyesinde stres kırığının daha az oranda görülebildiği bildirilmiştir (36). Diğer taraftan, tabanı distalde olan eşkenar üçgen konfigürasyonunun biyomekanik olarak daha sağlam tespit sağladığını da gösteren çalışmalar mevcuttur (26,36). Deneysel çalışmamızda, kanüllü vida grubunda tabanı distalde üçgen konfigürasyonu tercih edildi ve aksiyel yüklemelerde 8 numunenin altısında üçgenin tabanını oluşturan vidaların distalinde kırık gelişti (Şekil 32). Birçok biyomekanik çalışmada stabil subkapital ve transservikal femur boyun kırıklarında kanüllü vida ile tespitin iyi sonuçlar verdiği gösterilmiştir (26,36,82). Ancak posteromedial bütünlüğün bozulduğu bazoservikal kırıklarda farklı konfigürasyonlarda uygulanabilen üç kanüllü vida, dinamik kalça vidası ve proksimal femoral çiviye göre daha düşük kırılma yüklerine sahiptir (53,65,83,84).

Parçalı bir kalça kırığında aksiyel ve rotasyonel stabilitenin sağlanmasında implantın yapısal stabilitesinden ziyade kemik içindeki stabilitesi etkilidir (41). Dolayısıyla bazoservikal bölgede parçalı kırık tespitinde stabilizasyon için kullanılacak implantın yük paylaşmasından ziyade yük taşıyabilmesi daha önemlidir (41,42,43). Bu anlamda, tespite gelen aksiyel ve

eğilme yükleri DHS’de yan plağı sayesinde, PFN’ de intramedüller olarak sağlam şafta aktarılabilir. Kanüllü vida ise yükü yalnızca altındaki spongiöz kemiğe transfer edebileceğinden, bazoservikal kırıklarda biyomekanik olarak daha zayıf bir tespit yöntemidir (83,84). Deneysel çalışmamızda kanüllü vida grubundaki sekiz numunenin tamamı 3 Hz’de 1000 N ile yapılan tekrarlı yüklemenin 150-170. devirleri arasında kırılmış ve 10000 devirlik tekrarlı yüklemeyi tamamlayamamıştır. 8 numunenin altısında eşkenar üçgenin tabanını oluşturan distal vidaların hemen altından, yükü spongiöz kemiğe transfer ettiği seviyeden kırık oluşmuştur.

Cerrahi açıdan yüksek riskli olarak değerlendirilen ileri yaşlı, ciddi komorbiditesi olan kalça kırığı olgularında kısa ameliyat süresi, minimum kan kaybı, kısa hastanede kalış süresi, erken hareket imkanı ve iyi kaynama oranına sahip monolateral eksternal fiksator özellikle trokanterik kırıklarda tercih edilebilmektedir (46). Girgin ve arkadaşlarının dinamik kalça vidası ile eksternal fiksatorü biyomekanik olarak inceledikleri deneysel çalışmada, dinamik kalça vidasının 365 kg. aksiyel yüklemeye kırıldığı ve tespitin bozulduğu gözlenmiştir (5,6). Bunun nedeni plağın tespiti için açılan vida yuvalarının, plağın absorbe edici özelliğini azaltması ve plak vida sisteminin alt ucunda enerji yoğunlaşmasıdır (6). Bunun sonucunda plağın vidalarının femur şaftından sıyrılması veya distal vida seviyesinden kırık oluşumu gerçekleşir (5,6). Bu çalışmadaki bulgulara paralel olarak, deneyimizde DHS grubundaki 8 numunenin altısında 10000 devir tekrarlı yüklemenin sonunda kırılma yüklenmesinde yan plağın vidalarının femur şaftından sıyrıldığı ve distal vida seviyesinden kırık geliştiği gözlenmiştir (Şekil 30). Girgin ve arkadaşlarının aynı çalışmasında eksternal fiksatorün ise 500 kg. lık yük altında sağlam kaldığı ve 510 kg. lık yük altında proksimal fragmanın mediale doğru yöneldiği ve proksimaldeki 3 Schanz çivisinin aynı simetride eğildiği gözlenmiştir. Bunun nedeni uygulanan kuvvetin büyük kısmının femur suprakondiler bölgeye iletilmesi ve geri kalan kuvvetin ise çivilere destek olan lateral korteks boyunca dağıtılmasıdır (6). 5000 N’luk aksiyel yükleme uygulandığında eksternal fiksatorün çalışır durumda olduğu ve dinamik kalça vidasının 3500 N’den sonra stabilite yönünden zorlandığı, ancak her iki yöntemin de 100 kg. ağırlığındaki insanın yürürken maksimum yüklenme kuvveti olan 2500 N’den daha yüksek değerlere dek stabilitesini koruyabildiği gösterilmiştir (6, 85). Eksternal fiksatorün rijiditesini arttıran başlıca faktörler; vida çapının artması, vida sayısının artması, barın kemiğe yakın olması, vidalar arası mesafenin azaltılması ve vida grupları arası mesafenin arttırılmasıdır (86,87). İki barlı konfigürasyonun ise tek barlı konfigürasyondan

%50 daha rijit olduğu gösterilmiştir (87). Kalça çevresi kırıklarının eksternal fiksator ile tedavisinde ikişer veya üçer vidalı konfigürasyonlar tercih edilebilmektedir (26,36,86,87). Çalışmamızda EF grubunda şaftla 135 derece açılı olarak femur boynuna 2, femur şaftına 2 Schanz vidası ile monoblok trokanterik eksternal fiksator sistemi kurularak deneyler gerçekleştirildi. EF grubunda, PFN ve DHS gruplarına yakın kırılma yükleri ve deplasman değerleri elde edildi. EF grubunun biyomekanik açıdan benzer özelliklere sahip olması, bazoservikal tip kırıklarda da yeterli stabilite sağlayabildiğini göstermektedir.

Kırık tespitiyle ilgili ideal test materyali insan kadavra kemiğidir (88,89,90). Ülkemizde kadavra kemiğine ulaşmada zorluk ve adli tıp kurumundaki bilimsel çalışmalarda kemik doku üzerinde işlem yapılamamasından dolayı deneysel çalışmamızı üçüncü jenerasyon yapay kemik modeliyle gerçekleştirdik. Biyomekanik çalışmalarda yapay kemik modeli kullanımı sıklıkla (88,89,90). Kansellöz iç kısmı ve sert korteksi olan poliüretan köpükten imal edilen bu yapay kemik modelleri insan kemiğinin biyomekanik davranışlarını tam olarak taklit edemezler ancak deneylerde standart boyut ve özellikler sağlayarak kemik modelindeki farklılıkların yaratacağı yanılğı olasılığını en aza indirirler (88,89,90). Bu sayede çalışmamızda elde edilen sonuçlar numunelerin kemik kalitesindeki olası değişimlerden en az oranda etkilenmiştir.

Proksimal femur çevresindeki kırıkların tespit yeterliliğini değerlendiren biyomekanik çalışmalarda yapılan kuvvet kontrollü deneylerde genellikle 2-3 Hz.de 1000 – 1400 N kuvvet yüklemesi, tekrarlayan yüklemelerde ise ortalama 10000 devir tercih edilmektedir (83,88). Kalça eklemine binen yükler vücut ağırlığının ortalama %238'i kadardır (83,91). Ortalama 70 kg olan bir kişide 4km/saat hızla yürürken kalça eklemine uygulanan kuvvet yaklaşık 1400 N'dur. 2-3 Hz. frekans da kişinin yürüme ve tempolu yürümesini taklit etmek amaçlı kullanılır (83,91). Tekrarlı yüklemelerde 10000 devir, kırık iyileşmesi için gerekli olan ameliyat sonrası 6 haftalık döneme tekabül etmektedir (91). Çalışmamızda numunelere aksiyel yüklemelerde 1000 N kuvveti, tekrarlı yüklemelerde ise 3 Hz.de 1000 N/mm ile 10000 devir uygulanmıştır. Bu sayede ameliyat olmuş bir kişinin yürürken hemen tam yük vererek 6 hafta geçirmesi taklit edilmiştir.

Rupprecht ve arkadaşları insan kadavra femurunda oluşturdukları standart Pauwels tip 3 instabil transservikal femur boyun kırığının tespitinde intertan çivisi, DHS ve ters üçgen konfigürasyonlu üç kanüllü vidayı 2 Hz.de 1400 N kuvvetle biyomekanik olarak

kıyaslamışlar ve çivi ile tespitin diğerlerine göre daha fazla kırılma yüküne ulaştığını bildirmişlerdir (83). Aynı çalışmada 10000 devir olarak hedeflenen siklik yüklemde PFN grubunda %12.5, DHS grubunda %50, kanüllü vida grubunda ise %75 oranında başarısızlık gözlenmiştir (83). Çalışmamızda, yapay kemik modelinde oluşturulan Pauwels tip 3 bazoservikal kırığın tespitinde 3 Hz.de 1000 N kuvvetle benzer şekilde PFN grubu en fazla kırılma yüklerine ulaşılmıştır. Kanüllü vida grubunda hiçbir numune siklik yüklemeyi tamamlayamamışken, diğer gruplar farklı deplasman miktarlarıyla 10000 devri tamamlayabilmiştir. PFN'den sonra DHS ve EF birbirlerine yakın kırılma yüklerine sahipken, kanüllü vida ile tespitin diğer yöntemlere göre belirgin olarak düşük kırılma yüküne ve tespit stabilitesine sahip olduğu gözlenmiştir.

6. SONUÇ VE ÖNERİLER

Bazoservikal femur boyun kırıkları intertrokanterik hattın hemen proksimalinde görülen, çoğunlukla ekstrakapsüler olarak değerlendirilen kalçanın olağan dışı kırık tiplerindedir. İntrakapsüler bazoservikal kırıklarda avasküler nekroz riski trokanterik bölge kırıklarına göre daha yüksektir.

Kırığın proksimal fragmanına kas yapışmaması, posteromedial korteks bütünlüğünün bozulması ve trokanterik kırıklarda gözlenen kansellöz interdijitasyondan yoksunluğu, bazoservikal femur boyun kırıklarındaki aksiyel ve rotasyonel instabiliteyi açıklamaktadır.

Deneysel çalışmamızda bazoservikal kırık modellerinin PFN, DHS ve EF ile tespiti sonrası yapılan aksiyel ve siklik yüklemelerde tespit yöntemleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark gözlenmemiştir. Ancak, maksimum kırılma yükleri ve deplasman değerleri göz önüne alındığında PFN ile tespitinin daha üstün olduğu, DHS ile EF'nin benzer tespit stabilitesine sahip olduğu görülmüştür.

Çalışmamızda, DHS grubundaki ana vidalar AP ve lateral planda santral yerleşimli olarak uygulanmıştır. Buna rağmen, deney grupları içerisinde tekrarlı yüklemelerde maksimum deplasman değerlerinin DHS grubunda elde edildiği gözlenmiştir. Bu sebeple, yapı olarak instabil olan bazoservikal kırıkların DHS ile tespitinde santral yerleşimli ana vidaya ek olarak femur boynuna antirotasyon vidası uygulanması gerektiğini düşünmekteyiz.

Günümüzde cerrahi açıdan yüksek riskli hastalarda kalça kırıklarının tespitinde kısa ameliyat süresi ile tercih edilen EF'nin endikasyon alanı oldukça kısıtlıdır. Çalışmamızda tespit stabilitesi açısından PFN ve DHS gruplarından istatistiksel olarak anlamlı fark gözlenmeyen EF grubu, bu tespit yönteminin klinikte daha sık kullanılabilirliğini önermektedir.

Kanüllü vida grubu ise siklik yükleme testlerini tamamlayamamıştır ve hem aksiyel hem de siklik yüklemelerde deneydeki en zayıf tespit yöntemi olduğu gözlenmiştir. Literatüre paralel olarak, kanüllü vida ile tespit sonrası, klinik olarak kırık iyileşmesi gözlenene dek yük vermektan kaçınmak gerektiğini düşünmekteyiz.

Deneysel çalışmamızda bazoservikal kırığın tespitiyle PFN, DHS ve EF gruplarında aksiyel ve siklik yükleme sonrası elde edilen kırılma yükleri, klinik olarak ameliyat sonrası

dönemde hastaların tam yük verebilecekleri değerlerin üzerinde bulunmuştur. Kalça kırığı tedavisinde amaç hastanın kırık öncesi aktivitesine dönmesini sağlamak, erken hareket elde ederek uzun vadede sekel ve komplikasyondan korunmaktır. Elde ettiğimiz bulgular neticesinde PFN, DHS veya EF ile tespit edilmiş bazoservikal kırıklı hastalara ameliyat sonrası dönemde tolere edebildikleri ölçüde hemen yük vermeyi önermekteyiz.

Kırık tespiti sonrası stabilite değerlendirmesi için yapılan kuvvet kontrollü biyomekanik deneylerde ideal test materyali insan kadavra kemiğidir. Ülkemizde insan kadavra kemiği kolaylıkla temin edilememesi, adli tıp kurumlarındaki bilimsel çalışmalarda kemik doku üzerinde işlem yapılamaması gibi nedenlerden ötürü, deneysel çalışmamız üçüncü jenerasyon yapay kemik modelleriyle yapılmıştır. Özellikle osteoporotik kadavra kemiklerinde bu implantların sıyrıma kuvvetleri, aksiyel ve rotasyonel stabilitelerinin değerlendirildiği çalışmalara ihtiyaç bulunmaktadır. Çalışmamızın, gelecekte bu alanda kadavra kemikleri ile yapılacak biyomekanik deneylere ışık tutacağına inanmaktayız.

7. ÖZET

Amaç: Bu çalışmanın amacı, bazoservikal femur boyun kırığı modelinde proksimal femoral çivi, dinamik kalça vidası, monolateral eksternal fiksator ve kanüllü vidanın tespit dayanıklılığını karşılaştırmaktır.

Gereç ve Yöntem: Çalışmada PFN, üç delikli DHS, EF ve üçgen konfigürasyonlu üç kanüllü vida ile tespit yapılarak dört grup oluşturuldu ve her grupta sekizer kompozit proksimal femur yapay kemik modeli kullanıldı. 70° açılı osteotomi yapılarak Pauwels Tip 3 bazoservikal femur boyun kırığı modeli oluşturuldu. Her piyes için 100 N kuvvet ile ön yükleme yapıldı. Orta hattan 16° açıyla 100 N – 1000 N kuvvetle 3 Hz’de 10000 devir ile siklik yükleme yapıldı. 10 mm/dk hızla piyesler kırılana dek aksiyel yükleme uygulandı. Kırılma yükü, kırılma paterni ve kırılma yükünde deplasman miktarı not edildi.

Bulgular: Ortalama kırılma yükü PFN grubunda 2182,5±377,9 N, DHS grubunda 2008,75±278,4 N, EF grubunda 1941,25±171,6 N, ve CS grubunda 1551,6±236,2 N’du. Ortalama deplasman değerleri sırasıyla 15,6±4,5 mm, 15,5±6,7 mm, 11,7±1,9 mm ve 15±1,7 mm olarak not edildi. Tespit dayanıklılığı açısından gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmadı. CS grubundaki tüm piyesler siklik yüklemeyi tamamlayamayarak kırıldı.

Sonuç: Elde ettiğimiz veriler bazoservikal femur boyun kırığı modelinde PFN, DHS ve EF’nin CS’ye göre daha iyi tespit dayanıklılığına sahip olduğunu göstermiştir. PFN, DHS ve EF arasında tespit dayanıklılığı açısından anlamlı fark bulunamadıysa da, PFN’nin daha yüksek kırılma yüklerine çıktığı, DHS ve EF’ye kıyasla biyomekanik yararları olduğu gözlenmiştir.

Anahtar sözcükler: bazoservikal kırık, internal tespit, biyomekanik

8. ABSTRACT

Aim: The objective of this study was to establish the relative fixation strengths of proximal femoral nail, dynamic hip screw, monolateral external fixator, and cannulated screw in basicervical femoral neck fracture model.

Material and Method: The study involved four groups of composite proximal femoral synthetic bones of eight specimens per group; nailing using a PFN, three-hole plating using a DHS, fixation with three cannulated screws in a triangular fashion, and fixation with monoblock trochanteric EF. A 70° osteotomy model was performed to simulate a Pauwels Type 3 basicervical femoral neck fracture. For each specimen, a minimum preload of 100 N was applied before loading to failure. The constructs were subjected to cyclic loading with 16° to midline from 100 N to 1,000 N for 10,000 cycles at 3 Hz. Axial loading was applied at 10 mm/min until femur failure. Load to failure, mode of failure, and displacement at load to failure were documented.

Results: Mean load to failure was 2182,5±377,9 N in PFN group, 2008,75±278,4 N in DHS group, 1941,25±171,6 N in EF group, and 1551,6±236,2 N in CS group. Average displacement was 15,6±4,5 mm, 15,5±6,7 mm, 11,7±1,9 mm, and 15±1,7 mm, respectively. Any statistically significant difference was not noted among groups for fixation strength. All of the constructs in CS group failed during cyclic loading.

Conclusion: Our findings suggest that PFN, DHS and EF restored higher fixation strengths than CS in basicervical femoral neck fracture model. Although there is no significant difference among PFN, DHS, and EF, PFN has higher failure loads and possesses biomechanical benefits for fixation of unstable basicervical femoral neck fractures compared with DHS and EF.

Key words: basicervical fracture, internal fixation, biomechanics

9. KAYNAKLAR

1. Aharonoff G.B., Koval K.J., Skovron M.L., Zuckerman JD. (1997): Hip fractures in the elderly: predictors of one year mortality, J Orthop Trauma, 11:162.
2. Ege R. (1994): Kalça cerrahisi ve sorunları, Türk Hava Kurumu Basımevi, Ankara.
3. Scott, H.I. (1957): Treatment of the trochanteric fractures by skeletal pinning and external fixation, Clin. Orthop.,10:326-334.
4. De Bastiani G., Aldegheri R. (1984): The treatment of fractures with dynamic axial fixator, J.BoneJoint Surg.,66B-538.
5. Girgin O. (1994): Trokanter kırıklarının eksternal fiksator ile tedavisi, Editör Ege,R.: Kalça cerrahisi ve sorunları, Ankara, Türk Hava Kurumu Basımevi, 1.baskı:1095-1098.
6. Girgin O. (1994): Trokanter kırıklarında kullanılan eksternal fiksatorün biyomekanik incelemesi, XIII.MTOTK Kitabı:607-610, THK Matb., Ankara.
7. Girgin O. (1990): Trokanterik bölge kırıklarında eksternal fiksator uygulaması, XI.MTOTK Kitabı:252-254, THK Matb., Ankara.
8. Manizade D.M. (1991): Kemik ve mafsallarda travmatoloji (Kırık ve Çıkıklar). Cilt 2 S: 512-556, İstanbul üniversitesi Cerrahpaşa Tıp Fakültesi Yayınları Rektörlük no: 3671 Fakülte no: 170.
9. Buckwalter J.A., Einhorn T.A., Simon S.R. (2000): Orthopaedic basic science: Biology and biomechanics of the musculoskeletal system, 2nd. Rosemont, IL: American Academy of Orthopaedic Surgeons, 581-616.
10. Watanabe R.S. (1974): Embryology of the human hip, Clin. Orthop Rel. Res., January – February 98, 8 – 26.
11. Boyd, H.B., Anderson, L.D. (1961): Management of unstable trochanteric fractures, Surgery, May(A), 633-638.
12. Aksoy M. (1977): Femur üst uç içyapısı ve kalkar femorale, Acta Orthop. Traum. Turc. Cilt 11, 4: 210.
13. Crock H.V. (1980): An atlas of the arterial supply of the head and neck of the femur, Clin. Orthop., 152; 17-27.
14. Trueta J., Harrison M.H. (1953): The normal vascular anatomy of the femoral head in adult man, J Bone Joint Surg (Br), Aug;35-B(3):442-61.

15. Apel M.D, Pathwardhan A. (1989): Axial loading studies of unstable intertrochanteric fractures of the femur, *Clin. Orthop Rel. Res.*, 246:156-164.
16. Pauwels F. (1976): *Biomechanics of the normal and diseased hip*, 1st edition, Springer-Verlag. NY.
17. Alturfan A., Tözün R., Yazıcıoğlu Ö., Berkman M., Türkmen M., Temelli Y. (1984): Kalça ekleminin biyomekaniği, *Acta Orthop Traum Turc.*, 18(4):214.
18. Mow V.C., Flatow E.L., Ateshian G.A. (2000): *Biology and Biomechanics of the Musculoskeletal System*, editors: Buckwalter JA, Einhorn TA, Simon SR, *Orthopaedic Basic Science*, p.135-180, AAOS, PhD.
19. Luâ Yao G.L., Keller R.B., Littenberg B., Wennberg J.E. (1994): Outcomes after displaced fractures of the femoral neck: a meta-analysis of one hundred and six published reports, *J Bone Joint Surg (Am)*, 76:15-25.
20. Nilsson L.T., Johansson A., Strömquist B. (1993): Factors predicting healing complications in femoral neck fractures: 138 patients followed for 2 years, *Acta Orthop Scand.*, 64:175-177.
21. Solomon L. (1968): Osteoporosis and fracture of the femoral neck in the South African Bantu, *J Bone Joint Surg (Br)*, 50:2-13.
22. Hinton R.Y., Smith G.S. (1993): The association of age, race, and sex with the location of proximal femoral fractures in the elderly, *J Bone Joint Surg (Am)*, 75:752-759.
23. Bombelli R. (1983): *Osteoarthritis of the hip classification and pathogenesis: the role of osteotomy as a constant therapy*, Berlin, Springer-Verlag.
24. Singh M., Nagrath A.R., Maini P.S. (1970): Changes in trabecular pattern of the upper end of the femur as an index of osteoporosis, *J Bone Joint Surg (Am)*, 52:457-467.
25. Arnold W.D. (1984): The effect of early weight-bearing on the stability of femoral neck fractures treated with Knowles pins, *J Bone Joint Surg (Am)*, 66:847-852.
26. LaVelle D.G. (2008): *Fractures of Hip Campbell's Operative Orthopaedics*, 10 th edition. Mosby, Vol. 3, pp.3237-3301, Pennsylvania.
27. Harper W.M., Barnes M.R., Gregg P.J. (1991): Femoral head blood flow in femoral neck fractures and analysis using intraosseous pressure measurement. *J Bone Joint Surgery*, 73B; 73.

28. Deyerle W.M. (1966): Plate and peripheral pins in hip fractures: two-plane reduction, total impaction and absolute fixation, *Curr Pract Orthop Surg*, 3:173-207.
29. Tükenmez M., Çekin T., Perçin S., Tezeren G. (2004): Femur boyun kırıklarında internal fiksasyon, *CÜ Tıp Fakültesi Dergisi*, 26 (3); 131–135.
30. Leighton R. K. (2006): Fractures of the neck of the femur. In: Bucholz R.W., Heckman J.D., Court-Brown C. (eds): *Rockwood and Green's, Fractures in adults*, Philadelphia, Lippincott Williams&Wilkins, pp.1753-1793.
31. Aharonoff G., Dennis M.G., Elshinawy A., Zuckerman J.D., Koval K.J. (1998): Circumstances of falls causing hip fractures in the elderly, *Clin. Orthop.*, 348,10:14.
32. Cummings S.R., Nevitt M.C. (1989): A hypothesis: The cause of hip fractures. *J Gerontol*, 44:107-111.
33. Watson J.R. (1955): *Fractures and joint injuries*, 4th ed. Baltimore: Williams & Wilkins, pp. 257-268.
34. Protzman R.R., Burkhalter W.E. (1976): Femoral neck fractures in young adults, *J Bone Joint Surg (Am)*, 58:689-695.
35. Hirsch C, Frankel V.H. (1960): Analysis of forces producing fractures of the proximal end of the femur, *J Bone Joint Surg (Br)*, 42:633-640.
36. DeLee J.C. (1984): Fractures and dislocations of the hip. In Rockwood CA Jr (eds): *Fractures in Adults*, ed 2, JB Lippincott, Philadelphia.
37. Vahvanen V. (1971): Femoral neck fracture of the rheumatoid hip joint, *Acta Rheum Scand.*, 17:125-136.
38. Lowell J.D. (1966): Fractures of the hip, *N Engl J Med*, 274:1418-1425.
39. Browner D.B., Jupiter J.B., Levine A.M., Trafton P.G. (1996): *Skeletal Trauma*, V:2,1833-1926, WB Saunders Company.
40. Garden R.S. (1974): Reduction and fixation of subcapital fractures of the femur, *Orthop Clin North Am* 5:683.
41. Deneka D.A., Simonian P.T., Stankewich C. J., Eckert D., Chapman J.R., Tencer A.F. (1997): Biomechanical comparison of internal fixation techniques for the treatment of unstable basicervical femoral neck fractures, *J Orthop Trauma*, Jul;11(5):337-43.
42. Saarenpää I., Partanen J., Jalovaara P. (2002): Basicervical fracture – a rare type of hip fracture, *Arch Orthop Trauma Surg*, 122:69–72.

43. Blair B, Koval K.J., Kummer F., Zuckerman J.D. (1994): Basicervical fractures of the proximal femur: A biomechanical study of 3 internal fixation techniques, *Clin Orthop* 306: 256–263.
44. Lewis S.L., Rees J.I.S., Thomas G.V., Williams L.A. (1991): Pitfalls of bone scintigraphy in suspected hip fractures, *Br J Radiology*, 64:403-408.
45. Liebowitz S. (1977): New concepts in femoral head replacement: Clinical experiences, *Bull Hosp Joint Dis.*, 38:57-58.
46. Boghdady G.W., Shalaby M. (2007): Safety and reliability of external fixation for basicervical and intertrochanteric fractures in high-risk elderly patients, *Strat Traum Limb Recon*, 2:83–89.
47. Ogilvie-Harris D.J., Botsford D.J., Hawker R.W. (1993): Elderly patients with hip fractures; improved outcome with the use of care maps with high-quality medical and nursing protocols, *J Orthop Trauma*, 7:428-437.
48. Parker M.J. (2000): The management of intracapsular fractures of the proximal femur, *J Bone Joint Surg. (Br)*, 82-B: 937-41.
49. Cooper C., Campion G., Melton L.J. (1992): 3rd. Hip fractures in elderly: a world wide projection, *Osteoporos int*, 2:285-289.
50. Elsayed I., Elsayed M. (2010): Fixation of basicervical and related fractures, *International Orthopaedics (SICOT)*, 34:577–582.
51. Kaufer H. (1980): Mechanics of the treatment of hip injuries, *Clin Orthop.*, 146:53 61.
52. Alberts K.A., Jervaeus J. (1990): Factors predisposing to healing complications after internal fixation of femoral neck fracture: a stepwise logistic regression analysis, *Clin Orthop.*, 257:129-133.
53. Neustadt J.B., Tronzo R., Hozack W.J., Latta L. (1989): Femoral neck fractures: a biomechanical study of a new form of internal fixation using multiple telescoping variable length compression screws. *Clin Orthop.*, 248:181-188.
54. Seto H., Kageyama M., Nomura K., Kakishita M., Tonami S. (1991): Precision of total-body and regional bone mineral measurement by dual-energy x-ray absorptiometry, *Radiat Med*, 9:110-113.
55. Flores L.A., Harrington I.J. (1990): The stability of intertrochanteric fractures treated with a sliding screw-plate, *J Bone Joint Surg (Br)*, 72-B:37-40.

56. Korkmaz A., Hüner H., Akyıldız M., Cevher İ., Çetinus E. (1992): İntertrokanterik kırıklarda dinamik kompresyon çivisi (DHS) uygulaması ve sonuçları, *Acta Orthop Traum Turc.*, 26; 24-27.
57. Kyle R.F., Wright T.M., Burstein A.H. (1980): Biomechanical analysis of the sliding characteristics of compression hip screws. *J Bone Joint Surg.*, 62-A;8:1308-1314.
58. Kyle R.F., Gustilo R.B., Premer R.F. (1979): Analysis of six hundred and twenty-two intertrochanteric hip fractures: A retrospective and prospective study, *J Bone Joint Surg.*, 61-A; 216-221.
59. Kyle R.F. (1994): Fractures of the proximal part of the femur, *J Bone Joint Surg.*, 76-A; No.6: 924-948.
60. Kyle R.F., Ellis T.J., Templeman D.C. (2005): Surgical treatment of intertrochanteric hip fractures with associated femoral neck fractures using a sliding hip Screw, *J Orthop Trauma*, 19(1); 1-4.
61. Davis T.R.C., Sher J.L., Horsman A., Simpson M., Porter B.B., Checketts R.G. (1990): Intertrochanteric femoral fractures, mechanical failure after internal fixation, *J Bone Joint Surg.*, 72-B; No.1: 26-31.
62. Jensen J.S., Tendevold E., Mousing N. (1978): Unstable trochanteric fractures treated with the sliding-plate system: a biomechanical study of unstable trochanteric fractures, *Acta Orthop Scand* 49; 392-397.
63. Simpson A.H.R.W., Varty K., Dodd C.A.F. (1989): Sliding hip screw: modes of failure, *Injury* (20); 227-231.
64. Baumgartner, M.R., Curtin S.L., Lindskog D.M. (1995): The value of the tip-apex distance in predicting failure of peritrochanteric fractures of the hip, *J. Bone Joint Surg.*, 77-A, No.7, 765-787.
65. Augat P., Rapp S., Claes L. (2002): A modified hip screw incorporating injected cement for the fixation of osteoporotic trochanteric fractures, *J Orthop. Trauma*, 16(5):311-6.
66. Baumgaertner M.R., Cutin S.L., Lindskog D.M. (1988): Intramedullary versus extramedullary fixation for the treatment of intertrochanteric hip fractures, *Clin Orthop. and Rel. Res.*, 348, pp.87-94.

67. Baumgartner M.R., Solberg B.D. (1997): Awareness of tip-apex distance reduces failure of fixation of trochanteric fractures of the hip, *J. Bone Joint Surg.*, 79-B:6, 969-971.
68. Smith F.B. (1959): Effects of rotary and valgus malpositions of blood supply to the femoral head, *J Bone Joint Surg.*, 41A:800–815.
69. Stappaerts K.H., Deldycke J., Broos P.L., Staes F.F., Rommens P.M., Claes P. (1995): Treatment of unstable peritrochanteric fractures in elderly patients with a compression hip screw or with the Vandeputte (VDP) endoprosthesis: a prospective randomized study, *J Orthop Trauma*, 9(4):292-7.
70. Kayali C., Agus H., Ozluk S., Sanli C. (2006): Treatment for unstable intertrochanteric fractures in elderly patients: internal fixation versus cone hemiarthroplasty, *J Orthop Surg (Hong Kong)*, 14(3): 240-4.
71. Rha J.D., Kim Y.H. (1993): Factors affecting sliding of the lag screw in intertrochanteric fractures, *Int. Orthop.*, 17:320-324.
72. Sarmiento A. (1963): Intertrochanteric fractures of the femur, *J Bone Joint Surg (Am)*, 45-A:706-722.
73. Sarmiento A. (1973): Unstable intertrochanteric fractures of the femur, *Clin Orthop Rel Res.*, 92:77-85.
74. Cabbar S. (1994): Femur intertrokanterik kırıklarında Richard's vidasının uygulaması ve sonuçları, uzmanlık tezi, İstanbul Üniversitesi Cerrahpaşa Tıp Fakültesi Ortopedi ve Travmatoloji Anabilim Dalı.
75. Lindskog D.M., Baumgaertner M.R. (2004): Unstable intertrochanteric hip fractures in the elderly, *J Am Acad Orthop Surg.*, 12; 179-190.
76. Rosenblum S.F., Zuckerman J.D., Kummer F.J., Tam B.S. (1992): A biomechanical evaluation of the Gamma nail, *J Bone Joint Surg (Br)*, 74(3):352-7.
77. Ahrengart L., Tornkvist H., Fornander P., Thorngren K.G., Pasanen L., Wahlstrom P., Honkonen S., Lindgren U. (2002): A randomized study of the compression hip screw and Gamma nail in 426 fractures. *Clin Orthop.*, (401) : 209-22.
78. Lorich D.G., Geller D.S., Nielson J.H. (2004): Osteoporotic pertrochanteric hip fractures: Management and Current controversies, *J Bone Joint Surg*, 86; 398-410.
79. Madsen J.E., Naess L., Aune A.K., Alho A., Ekeland A., Stromsoe K. (1998): Dynamic hip screw with trochanteric stabilizing plate in the treatment of unstable

- proximal femoral fractures: a comparative study with the Gamma nail and compression hip screw, *J Orthop. Trauma*, 12(4):241-8.
80. Anglen J.O., Weinstein J.N. (2008): Nail or plate fixation of intertrochanteric hip fractures: changing pattern of practice: A review of the American Board of Orthopaedic Surgery Database. *JBJS (Am)*, 90(4):700-7.
81. Ekstrom W., Karlsson-Thur C., Larsson S., Ragnarsson B., Alberts K.A. (2008): Functional outcome in treatment of unstable trochanteric and subtrochanteric fractures with the proximal femoral nail and the Medoff sliding plate, *J Orthop. Trauma*, 21(1):18-25.
82. Goodman S.B., Davidson J.A., Locke L., Novotny S., Jones H., Csongradi J.J. (1992): A biomechanical study of two methods of internal fixation of unstable fractures of the femoral neck: a preliminary study, *J Orthop Trauma*, 6:66-72.
83. Rupprecht M., Grossterlinden L., Ruecker A.H., Oliveira A.N., Sellenschloh K., Ing D., Nüchtern J., Püschel K., Morlock M., Rueger J.M., Lehmann W. (2011): A comparative biomechanical analysis of fixation devices for unstable femoral neck fractures: The intertan versus cannulated screws or a dynamic hip Screw, *J Trauma*, 71: 625–634.
84. Aminian A., Gao F., Fedoriw W., Zhang L., Kalainov D.M., Merk B.R. (2007): Vertically oriented femoral neck fractures: Mechanical analysis of four fixation techniques, *J Orthop Trauma*, 21:544–548.
85. Jacobs R.R., McClain O., Armstrong H.J. (1980): Internal fixation of intertrochanteric hip fractures : A clinical and biomechanical study. *Clin. Orthop.* 146:62-70.
86. Havitçioğlu H., Tiner M. (1993): Kırık stabilitesi unilateral eksternal fiksatorle nasıl artırılabilir ve bunun kırık uçlarına olan etkileri nelerdir? *Acta Orthop. Traum. Turc.*, 27(2):110-114.
87. Chao E.Y.S., Aro H.T. (1989): The effect of rigidity on fracture healing in external fixation, *Clin. Orthop.*, 241:24-35.
88. Kim J., Oh C., Byun Y., Oh J., Kim H., Min W., Park S., Park B. (2011): A biomechanical analysis of locking plate fixation with minimally invasive plate osteosynthesis in a subtrochanteric fracture model, *J Trauma*, 70: E19–E23.

89. Zdero R., Rose S., Schemitsch E.H., Papini M. (2007): Cortical screw pullout strength and effective shear stress in synthetic third generation composite femurs. *J Biomech Eng.*, 129:289–293.
90. Szivek J.A., Gealer R.L. (1991): Technical note: comparison of the deformation response of synthetic and cadaveric femora during simulated one leg stance. *J Appl Biomater.*, 2:277–280.
91. Bergmann G., Deuretzbacher G., Heller M. (2001): Hip contact forces and gait patterns from routine activities. *J Biomech.*, 34:859–871.

10. ÖZGEÇMİŞ VE ESERLERİ

Dr. Yunus İMREN



Doğum Tarihi: 13 Eylül 1981

Doğum Yeri: İzmir

Medeni Durum: Evli

Uyruk: T.C.

Adres: Bezmialem Üniversitesi Hastanesi, Ortopedi ve Travmatoloji Ana Bilim Dalı, 34093 Fatih, İstanbul

Ev: Barbaros Mh. Veysi Paşa Sk. Tüten Sitesi C Blok K.5 D.No:9, 34662 Üsküdar/ İstanbul

Telefon: +90-216-4741296 (ev) / +90-542-3661038 (GSM)

E-posta: yunusimren@yahoo.com

Eğitim

Orta Öğretim

1996 - 1999 Kırklareli Anadolu Lisesi

Tıp Fakóltesi

1999 – 2006 Marmara Üniversitesi Tıp Fakóltesi

İhtisas

2006 – Bezmialem Üniversitesi Tıp Fakóltesi Ortopedi ve Travmatoloji Ana Bilim Dalı

Uzmanlık Tezi

‘Bazoservikal femur boyun kırıklarında proksimal femoral çivi, dinamik kalça vidaı, monolateral eksternal fiksator ve kanüllü vida ile tespitin biyomekanik olarak karşılaştırılması.’

Klinik Deneyim

- El ve Üst Ekstremitte Cerrahisi Eğitimi, Maltepe Üniversitesi Tıp Fakóltesi, Ortopedi ve Travmatoloji Ana Bilim Dalı (Aralık 2008 – Şubat 2009, Direktör: Prof. Dr. Hakan Gündeş)
- Ortopedik Travma Klinik Gözlemi, Yale Üniversitesi, Ortopedi ve Rehabilitasyon Departmanı (Mayıs 2011, Direktör: Prof. Dr. Michael R. Baumgaertner)

Burs

- The EFORT Spring Travelling Fellowship in Germany (15-21 May 2011, Director: Prof. Dr. Klaus-Peter Günther)

Yayımlanan Makaleler

1. Effect of vascular occlusion on amputation level in diabetic foot. Bülbül M., Ayanoğlu S., Esenyel C., Büyükkurt C.D., **İmren Y.**, Gürbüz H. *Medical Journal of Trakya University* 2008;25(3):186-188.
2. How reliable is the safe zone of Hardinge approach for superior gluteal nerve? Bülbül M., Ayanoğlu S., Öztürk K., **İmren Y.**, Esenyel C., Yeşiltepe R., Gürbüz H. *Medical Journal of Trakya University* 2009;26(2):134-136.
3. Congenital fibular sesamoid aplasia: A case report. Alici T, Dedeoglu S, **İmren Y.**, Gundes H. *The Foot and Ankle Journal*, Feb 2009, 2, (2):1.
4. Results of adult femoral neck fractures treated with open reduction and Knowles pin fixation. Ozturk K., Esenyel C., Bulbul M., Ayanoglu S., **İmren Y.**, Pehlivan T. *Journal of Bezm-i Alem Valide Sultan Vakıf Gureba Research and Training Hospital* 2009;7(1-2-3):56-61.
5. May external fixator be an appropriate alternative therapeutic option in pediatric femur fractures? Bülbül M., Ayanoğlu S., **İmren Y.**, Yığman A., Büyükkurt C.D., Gürkan V., Gürbüz H. *Journal of Medical Sciences* 2010;30(5):1543-6.
6. Accuracy of intrasheath injection techniques for de Quervain's disease: a cadaveric study. Mirzanli C, Ozturk K, Esenyel CZ, Ayanoglu S, **İmren Y.**, Aliustaoglu S. *J Hand Surg Eur Vol.* 2011 May 18. [Epub ahead of print]
7. Assessment of functional outcomes of either simultaneous or staged bilateral total knee arthroplasty at year one. Bülbül.M., Ayanoğlu S., **İmren Y.**, Dedeoğlu S., Esenyel C., Gürbüz H. *Nobel Med* 2011;7(2): 26-29.

8. Does two parallel lateral-only pin configuration provide stable osteosynthesis for pediatric supracondylar humerus fractures? Bülbül M., Ayanoğlu S., **İmren Y.**, Kahraman S., Esenyel C., Gürbüz H. *Nobel Med 2011; 7(3): 36-40.*
9. Conservative treatment of spina iliaca anterior inferior avulsion fracture in adolescent football players (a report of two cases). Bülbül.M., Ayanoğlu S., **İmren Y.**, Gürbüz H. *ADÜ Tıp Fakültesi Dergisi 2011; 12(1) : 49 – 51.*
10. Cerebrotendinous Xanthomatosis Presenting with Bilateral Achilles Tendon Xanthomata: A Case Report. Mirzanli C., Esenyel C., Ozturk K., Baris A., **İmren Y.** *Ahead of print in Journal of The American Podiatric Medical Association.*
11. Shoulder arthrodesis with plate. Esenyel C.Z., Öztürk K., **İmren Y.**, Ayanoğlu S. *Ahead of print in Acta Orthopaedica et Traumatologica Turcica.*
12. Relationship between meniscal tears and tibial slope on the tibial plateau. Alıcı T, Esenyel C.Z., Esenyel M., **İmren Y.**, Ayanoglu S., Çubuk R. *The Eurasian Journal of Medicine 2011; 43: 146-51.*
13. Lipoma arborescens of the knee: A case report. Erdil M., **İmren Y.**, Bilsel K., Ceylan H.H., Tuncay İ. *Ahead of print in Journal of Clinical and Analytical Medicine.*

Poster Sunumları

1. Tibial fractures in motorcycle accidents. Ayanoglu S, Bülbül M, **İmren Y**, Gürkan V, İret H, Kahraman S, Gürbüz H. *10th European Congress of Trauma and Emergency Surgery, 13-17 May 2009, Antalya.*
2. How reliable is the safe zone of Hardinge approach for superior gluteal nerve? Bülbül M., Ayanoğlu S., Öztürk K., **İmren Y.**, Esenyel C., Gürbüz H. *10th Congress of European Federation of National Associations of Orthopaedics and Traumatology, 3-6 June 2009, Vienna.*

3. Does two parallel lateral-only pin configuration provide stable osteosynthesis for pediatric supracondylar humerus fractures? Bülbul M., Ayanoglu S., **İmren Y.**, Kahraman S., Esenyel C., Gürbüz H. *21st Turkish National Congress of Orthopaedics and Traumatology, 3-8. November 2009, Izmir.*
4. Percutaneous closed reduction of radial head fractures in children. Öztürk K, Bülbul M, Ayanoglu S., **İmren Y.**, Gürbüz H. *21st Turkish National Congress of Orthopaedics and Traumatology, 3-8 November 2009, Izmir.*
5. May external fixator be an appropriate alternative therapeutic option in pediatric femur fractures? Bülbul M., Ayanoglu S., **İmren Y.**, Yiğman A., Büyükkurt C.D., Gürbüz H. *21st Turkish National Congress of Orthopaedics and Traumatology, 3-8 November 2009, Izmir.*
6. Relation of plate and axillary nerve in percutaneous fixation of proximal humeral fractures: Cadaver Study. Esenyel CZ., Öztürk K., Ayanoglu S., Dedeoğlu S., **İmren Y.**, Mirzanlı C, BülbulM., Gürbüz H., Aliustaoğlu S. *6th Congress of Shoulder and Elbow Surgery, 25-28 March 2010, Ankara.*
7. Analysis of surgical treatment outcome in femoroacetabular impingement syndrome. Bülbul.M., Ayanoglu S., **İmren Y.**, Esenyel C., Uzun M., Gürbüz H. *10th Turkish Congress of Sports Injury, Arthroscopy and Knee Surgery, 12-16 October 2010, Antalya.*
8. Çocuk suprakondiler humerus kırığında çoklu sinir yaralanması: olgu sunumu. Erdil M., **İmren Y.**, Bilsel K., Tuncay İ. *VIII. Ulusal Travma ve Acil Cerrahi Kongresi, 14-18 Eylül 2011, Antalya.*
9. Posterior tibial sinirde intranöral yerleşimli ganglion kisti: olgu sunumu. Küçükdurmaz F., **İmren Y.**, Bilsel K, Tuncay İ., Şen C. *XXII. Ulusal Türk Ortopedi ve Travmatoloji Kongresi, 31 Ekim-5 Kasım 2011, Antalya.*

10. Serebrotendinöz ksantomatozis: olgu sunumu. Mirzanlı C., **İmren Y.**, Esenyel C.Z., Öztürk K., Barış A. XXII. *Ulusal Türk Ortopedi ve Travmatoloji Kongresi, 31 Ekim-5 Kasım 2011, Antalya.*
11. Sildenafil kullanımı sonrası ayakta 1.interfalangeal eklemin gut artriti: olgu sunumu. Alıcı T., **İmren Y.**, Dedeoğlu S.S., Aydın A., Çayır T., Erdil M. XXII. *Ulusal Türk Ortopedi ve Travmatoloji Kongresi, 31 Ekim-5 Kasım 2011, Antalya.*
12. Kronik osteomyelitle birlikte görülen herediter duyuşal ve otonomik nöropati: olgu sunumu. Uruç V., Cingü A.K., Küçükduzmaz F., **İmren Y.**, Tuncay İ., Şen C. XXII. *Ulusal Türk Ortopedi ve Travmatoloji Kongresi, 31 Ekim-5 Kasım 2011, Antalya.*
13. Doğumsal diz çıkığı: olgu sunumu. **İmren Y.**, Yumrukçal F., Ceylan H.H., Erdil M., Bilsel K., Tuncay İ. XXII. *Ulusal Türk Ortopedi ve Travmatoloji Kongresi, 31 Ekim-5 Kasım 2011, Antalya.*
14. Seyrek görülen bir dirsek ağrısı nedeni: Hegemann hastalığı. Alıcı T., **İmren Y.**, Erdil M., Şentürk S., Gündeş H. XXII. *Ulusal Türk Ortopedi ve Travmatoloji Kongresi, 31 Ekim-5 Kasım 2011, Antalya.*
15. Arter içi eroin enjeksiyonu sonrası elde kompartman sendromu: olgu sunumu. **İmren Y.**, Özden E., Erzincanlı A., Erdil M., Bilsel K., Esenyel C.Z. XXII. *Ulusal Türk Ortopedi ve Travmatoloji Kongresi, 31 Ekim-5 Kasım 2011, Antalya.*
16. Doğumsal ağrı duyarsızlık sendromunda ortopedik yaklaşımlar. Erdil M., **İmren Y.**, Ceylan H.H., Erzincanlı A., Bilsel K., Tuncay İ. XXII. *Ulusal Türk Ortopedi ve Travmatoloji Kongresi, 31 Ekim-5 Kasım 2011, Antalya.*
17. Lipoma arboresens: seyrek bir diz patolojisi. Ceylan H.H., Erdil M., **İmren Y.**, Bilsel K., Gürkan V. XXII. *Ulusal Türk Ortopedi ve Travmatoloji Kongresi, 31 Ekim-5 Kasım 2011, Antalya.*
18. Kalça kırığı risk belirlemede gerçek moment kolu değerinin yeri. **İmren Y.**, Dedeoğlu S.S., Ceylan H.H., Çayır T., Erdil M., Bilsel K. XXII. *Ulusal Türk Ortopedi ve Travmatoloji Kongresi, 31 Ekim-5 Kasım 2011, Antalya.*

19. Akut aşıl tendon rüptürlerinin perkütan teknikle cerrahi tedavisi sonuçları. Çayır T., Erdil M., Bilsel K., Erzincanlı A., **İmren Y.**, Tuncay İ. *XXII. Ulusal Türk Ortopedi ve Travmatoloji Kongresi, 31 Ekim-5 Kasım 2011, Antalya.*
20. Hyalonectin (Hyaluronik Asidin) kırık iyileşmesine etkisi. Esenyel C.Z., Adanır O., Dedeoğlu S., **İmren Y.**, Öztürk K., Esenyel M. *XXII. Ulusal Türk Ortopedi ve Travmatoloji Kongresi, 31 Ekim-5 Kasım 2011, Antalya.*
21. İntertrokanterik femur kırıklarında traksiyon-iç rotasyon grafilelerinin sınıflama ve tedaviye etkisi. Bilsel K., Erzincanlı A., Erdil M., Çayır T., **İmren Y.**, Şen C. *XXII. Ulusal Türk Ortopedi ve Travmatoloji Kongresi, 31 Ekim-5 Kasım 2011, Antalya.*

Sözlü Sunumlar

1. Hardinge yaklaşımındaki 'safe zone' kavramı gerçekten güvenilir mi? Bülbül M., Ayanoğlu S., Öztürk K., **İmren Y.**, Esenyel C., Gürbüz H. *XXI. Ulusal Türk Ortopedi ve Travmatoloji Kongresi, 3-9 Kasım 2009, İzmir.*
2. Eşzamanlı ve aşamalı bilateral total diz artroplastisinde bir yıllık fonksiyonel sonuç değerlendirmesi. Bülbül M., Ayanoğlu S., **İmren Y.**, Dedeoğlu S., Gürbüz H. *XXI. Ulusal Türk Ortopedi ve Travmatoloji Kongresi, 3-9 Kasım 2009, İzmir.*
3. Rotator manşet yırtığı tedavisinde tam artroskopik tamir ve artroskopi yardımcı mini açık teknikle yapılan tamir sonuçlarımız ve bu iki tekniğin karşılaştırılması. Dedeoğlu S.S., Gürbüz H., Esenyel C.Z., Pehlivan A.T., **İmren Y.**, Özden E. *XXII. Ulusal Türk Ortopedi ve Travmatoloji Kongresi, 31 Ekim-5 Kasım 2011, Antalya.*

Üyelik

- Türk Ortopedi ve Travmatoloji Birliği Derneği