

**T.C.
BİLİM ÜNİVERSİTESİ TIP FAKÜLTESİ
ORTOPEDİ VE TRAVMATOLOJİ ANABİLİM DALI**

**HEMİARTROPLASTİ UYGULANAN FEMUR BOYUN
KIRIKLI HASTALARDA RADYOGRAFİK OLARAK
FEMORAL OFSET VE BACAK BOYU
ÖLÇÜMLERİNİN KARŞILAŞTIRILMASI
(RETROSPEKTİF ÇALIŞMA)**

UZMANLIK TEZİ

Dr. Cengiz KOPUZ

İSTANBUL 2017

**T.C.
BİLİM ÜNİVERSİTESİ TIP FAKÜLTESİ
ORTOPEDİ VE TRAVMATOLOJİ ANABİLİM DALI**

**HEMİARTROPLASTİ UYGULANAN FEMUR BOYUN
KIRIKLI HASTALARDA RADYOGRAFİK OLARAK
FEMORAL OFSET VE BACAK BOYU
ÖLÇÜMLERİNİN KARŞILAŞTIRILMASI
(RETROSPEKTİF ÇALIŞMA)**

UZMANLIK TEZİ

Dr. Cengiz KOPUZ

İSTANBUL 2017

BEYAN

Bu çalışma T.C. İstanbul Bilim Üniversitesi Tıp Fakültesi Etik Kurulu'ndan 04.07.2017/60-09 Karar No'lu onay alınarak hazırlanmıştır. Bu tezin kendi çalışmam olduğunu, planlanmasından yazımına kadar hiçbir aşamasında etik dışı davranışımın olmadığını, tezdeki bütün bilgileri akademik ve etik kurallar içinde elde ettiğimi, tez çalışmasıyla elde edilmeyen bütün bilgi ve yorumlara kaynak gösterdiğimi ve bu kaynakları kaynaklar listesine aldığımı, tez çalışması ve yazımı sırasında patent ve telif haklarını ihlal edici bir davranışımın olmadığını beyan ederim.

Tarih:

03.08.2017

Cengiz KOPUZ



İÇİNDEKİLER

TEŞEKKÜR.....	v
ŞEKİLLİSTESİ.....	vi
TABLOLİSTESİ	viii
KISALTMALAR.....	ix
1.GİRİŞ VE AMAÇ.....	1
2.GENEL BİLGİLER.....	4
2.1Anatomi.....	4
2.1.1Kemik Yapı.....	4
2.1.2 Baş Boyun Açısı ve Ofsetler.....	5
2.1.3 Femur Proksimali İnternal Yapısı.....	7
2.1.4 Kalça Eklemi.....	10
2.1.4.1 Kalça Eklemi Bağları.....	11
2.1.5 Kalça ve Uyluk Kasları.....	13
2.1.5.1 Adduktor Kaslar.....	13
2.1.5.2 Gluteal Kaslar.....	14
2.1.5.3 Dış Rotatorlar.....	15
2.1.5.4 Uyluğun Dorsal Kasları.....	15
2.1.6 Femur Başı ve Boynunun Beslenmesi.....	17
2.1.7 Kalça Eklemi Hareketleri.....	19
2.2 Kalça Biyomekaniği.....	20
3. FEMUR BOYUN KIRIKLARI.....	25
3.1 İnsidans.....	25
3.2 Kırık Oluş Mekanizması.....	26
3.3 Klinik Bulgular ve Tanı.....	26
3.4 Radyolojik Bulgular.....	27
3.5 Sınıflama.....	28
3.6 Tedavi.....	30
4. ARTROPLASTİ.....	36
4.1 Tarihçe.....	36
4.2 Femoral Komponent ve Ofsetler.....	38
4.3 Hemiartroplasti Endikasyonları.....	41
4.4 Hemiartroplasti Kontrendikasyonları.....	42
4.5 Protez Tipleri.....	42
4.6 Kemik Çimentosu Hakkında Genel Bilgiler.....	46
4.7 Ameliyat Tekniği.....	51
4.8 Komplikasyonlar.....	53
5. HASTALAR VE YÖNTEM.....	59
5.1 Radyolojik Değerlendirme.....	59
5.2 Ölçümler.....	60
5.3 İstatistiksel Değerlendirme.....	63
6. BULGULAR.....	64
7. TARTIŞMA.....	68
8. SONUÇ.....	77
9. ÖZET.....	80
10. ABSTRACT.....	83
11. KAYNAKLAR.....	86

TEŞEKKÜR

İstanbul Bilim Üniversitesi Tıp Fakóltesi Ortopedi ve Travmatoloji Anabilim Dalı'ndaki uzmanlık eğitimim süresince yetişmemde emeği geçen başta Anabilim Dalı Başkanımız Sayın Prof. Dr. Ayhan Nedim KARA'ya;

Tez çalışmamda beni yönlendiren, her aşamasında yardımlarını esirgemeyen ve desteğini her zaman hissettiğim tez danışmanım Sayın Doç. Dr. Neslihan AKSU'ya;

Eğitimim boyunca yetişmemde her yönden katkıları ve emekleri olan, desteklerini her zaman hissettiğim, çalışkanlıklarını örnek aldığım hocam Sayın Prof. Dr. Abdullah EREN'e;

Ayrıca kliniğimizde beraber çalışdığımız ve eğitimimde büyük emekleri olduğuna inandığım Sayın Doç. Dr. Çağatay Öztürk, Doç. Dr. Erden ERTÜRER, Yard. Doç. Dr. Sinan KAHRAMAN ve diğer abilerime;

Eğitimim süresince birlikte uyum içerisinde çalıştığım tüm asistan arkadaşlarıma ve klinik çalışanlarına;

Bugünlere gelmemde en büyük emek sahibi olan, ömrüm boyunca layık olmaya çalışacağım merhum babama, sevgili anneme ve kardeşlerime;

Son olarak, desteğini hiçbir zaman esirgemeyen ve zor günlerimde hep yanımda olan sevgili eşim Ulaş'a;

En içten teşekkürlerimi sunarım.

ŞEKİL LİSTESİ

- Şekil 1:** Pelvis ve asetabulumu oluşturan kemiklerin lateral görüntüsü
- Şekil 2:** Femoral ve Vertikal Ofset
- Şekil 3:** Boyun-Cisim Açısı
- Şekil 4:** Antaversiyon Açısı
- Şekil 5:** Femur proksimali, önden ve arkadan görünümü
- Şekil 6:** Femur Proksimalindeki Beş Trabekül Grubu, Ward ve Bablock Üçgenleri
- Şekil 7:** Singh indeksi
- Şekil 8:** Kalkar femorale
- Şekil 9:** Kalça eklemi bağları – anterior
- Şekil 10:** Lig. capitis femoris
- Şekil 11:** Kalça eklemi ve uyluk kasları – önden görünüm
- Şekil 12:** Kalça eklemi ve uyluk kasları – arkadan görünüm
- Şekil 13:** Femur başının ve boynunun damarsal anatomisi
- Şekil 14:** Statik ve Dinamik denge
- Şekil 15:** Subkondral kemik yoğunluğunda artışa bağlı yay şeklindeki opak görüntü
- Şekil 16:** Kalça ekleminin gerçek yük taşıma yüzeyi
- Şekil 17:** Pauwels sınıflaması
- Şekil 18:** Femur boyun kırıklarında Garden sınıflaması
- Şekil 19:** Internal tespit için kullanılan vidalar
- Şekil 20:** Sabit Açılı Çivi Plaklar
- Şekil 21:** Kayıcı Çivi Plaklar
- Şekil 22:** Intrameduller Çivi
- Şekil 23:** Protez çeşitleri
- Şekil 24:** Femoral komponentin dikkat edilecek noktaları ve ofsetler
- Şekil 25:** Austin Moore protezi ve Thompson protezi
- Şekil 26:** Bipolar ve unipolar protezler
- Şekil 27:** Kalça eklemi ve femur proksimali için yapılan cerrahi kesiler
- Şekil 28:** AP-Pelvis grafisinde doğru çekim tekniği
- Şekil 29:** Femoral ofset ölçümü
- Şekil 30:** Asetabular gözyaşlarının birleştirilerek referans çizgisinin oluşturulması

Şekil 31: Trokanter minor tipi kullanılarak bacak boyu ölçümü

Şekil 32: Olguların yaş ve cinsiyete göre dağılım grafiği

Şekil 33: Opere kalçalardaki taraf dağılımı

Şekil 34: Hastalardaki sement kullanım dağılımı

Şekil 35: Hastaların Garden sınıflamasına göre dağılımı

Şekil 36: Hastaların Pauwels sınıflamasına göre dağılımı

Şekil 37: Opere ve Sağlam taraf femoral ofset ölçümlerinin uyumunu için Bland&Altman grafiği

Şekil 38: Opere ve Sağlam taraf bacak boyu ölçümlerinin uyumunu için Bland&Altman grafiği



TABLO LİSTESİ

Tablo 1: Internal fiksasyon sonrası gelişen avasküler nekroz ve kaynamama komplikasyonları

Tablo 2: Olguların yaş ve cinsiyete göre dağılımları

Tablo 3: Hastaların yaş ortalamaları

Tablo 4: Femoral ofset değerleri (sağlam, opere, sağlam-opere fark)

Tablo 5: Bacak boyu değerleri (sağlam, opere, sağlam-opere fark)



KISALTMALAR

Preop: Preoperatif

Postop: Postoperatif

Lig: Ligament

SIAS: Spina iliaka anterior superior

SIAI: Spina iliaka anterior inferior

SIPS: Spina iliaka posterior-süperior

SIPI: Spina iliaka posterior inferior

PMMA: Polimetilmetakrilat

HO: Heterotopik ossifikasyon

FO: Femoral ofset

1. GİRİŞ VE AMAÇ

Femur boyun kırıkları prognozu ve tedavi seçenekleri hastanın yaşı, travmanın şiddeti, kırığın deplasman derecesine göre değişiklik gösterebilen özellikle yaşlı popülasyon için mortal seyredabilen önemli bir ortopedik sorundur. Beyaz ırk, sigara ve alkol kullanımı, kalsiyumdan fakir diyetle beslenme, hareketsizlik, primer tümör ve metastaz, ışın tedavisi, koksa vara ve osteoporoz femur boyun kırıkları için tanımlanmış risk faktörleridir.

Amerikada yıllık 300 bin kalça kırığı olmaktadır⁽¹⁾. Dünyada bir yılda olan kalça kırığı sayısı 1990 yılında 1.66 milyon iken 2050 yılında öngörülen kalça kırığı ve kırığa bağlı ameliyat sayısı 6.26 milyon olarak tahmin edilmektedir⁽²⁾. Türkiye’de yıllık kalça kırığı ve artroplasti ameliyat sayılarının ne olduğuna dair istatistiki bir bilgimiz yoktur. Ancak nüfus yapısına bakıldığında yaşlı nüfusun genç nüfusa oranla giderek artmasının beklendiği ülkemizde de yakın bir gelecekte kalça kırık ve artroplasti ameliyat sayılarının daha fazla artması beklenmektedir. Bu veriler, ortopedi ve travmatoloji uzmanlarının gelecekte mesleki uygulamaları sırasında kalça kırığına bağlı sorunlarla sıkça karşılaşabileceğine işaret etmektedir.

Ister travmatik nedenlerle oluşsun isterse birtakım ortopedik problemler ve hastalıklara bağlı olsun meydana gelen anatomik bozukluklar biyomekanik bozukluklara da yol açmaktadır. Ortopedik cerrahinin temel hedeflerinden birisi olan normal anatomik yapının restorasyonu sağlandığında dolaylı olarak çoğu zaman biyomekanik bozukluk da giderilmiş olmaktadır.

Yaşlı hastalarda oluşan femur boyun kırığı tedavisinde hemiarthroplasti uygulaması tüm dünyada kabul gören bir tedavi şeklidir. 19. Yüzyıldan önce femur boyun kırığı olan hastalar kaderlerine terkedilir veya traksiyon ile iyileştirilmeye çalışılırlardı, özellikle yaşlı hastalar yatmaktan dolayı kırık iyileşmeden ölürlendi, iyileşenlerde ise çeşitli komplikasyonlar görülmekteydi. Erken hareket ihtiyacı ve osteoporotik hastalardaki yük verdirme zorunluluğu hemiarthroplastiyi internal tesbit yöntemlerinden bir adım öne çıkarmıştır. Tedavinin seçiminde olgunun yaşı, genel sağlık durumu, kırığın tipi, Parkinson hastalığı, epilepsi ve psikolojik hastalığın

varlığı önemli kriterlerden bazılarıdır. Femur boyun kırıklarının tedavisinde son yarım yüzyılda ilerlemeler olmasına rağmen tedavi çeşitlerinin birbirlerine olan avantaj ve dezavantajı nedeniyle ortak bir fikir birliği oluşmamıştır. Birçok protez tipi olmasına rağmen asetabulumu binen yükten dolayı oluşan harabiyetin fazla olması ve revizyon ihtiyacı iki komponentli bipolar protezlerin gelişmesine ışık tutmuştur.

Bilindiği gibi yaygın olarak yapılan kalça artroplasti cerrahisinde kullanılan şablon ve implant dizaynları Avrupa ve Amerikan popülasyonuna göre yapılmıştır. Bu implantların Türk halkında proksimal femur ile uyumu ve cerrahi sonrasında kalça normal anatomi ve biyomekaniğini ne kadar restore edebildiğine dair yeterli bir bilginiz yoktur.

Cerrahi tedavinin başarısı eklem fonksiyonunu biyomekanik ve biyolojik olarak optimize eden kusursuz implant yerleştirilmesine bağlıdır. Dijital modelleme kullanılması ile cerrah operasyon sonrası optimum fonksiyonu garanti etmek için hangi boy protez kullanacağını ve protezi kemik içinde nereye koyacağını belirleyebilir⁽³⁾.

Dijital preoperatif (preop) planlamada cerrah şablonlar arasından seçimi yapar ardından seçilen şablonu elektronik ortamda görüntünün üzerine yerleştirebilir. Ardından cerrah gerekli ölçümleri ve preop planlamayı dijital ortamda yapabilir. Böylece preop planlama işlemi hızlı, kusursuz, maliyetsiz ve arşivlenebilir hale gelir⁽³⁾.

Artritlik durumdaki kalçalar için uygulanan total kalça artroplasti operasyonları için dijital modelleme tekniği çok sayıda yazar tarafından araştırılmış ve etkinliği ortaya konulmuştur. Cerrahlar tarafından da sıklıkla kullanılmaktadır. Buna rağmen kalça kırıkları sonrası uygulanan hemiarthroplasti operasyonları için dijital modelleme tekniği son zamanlarda gündeme gelmiştir ve literatürde sınırlı sayıda araştırma mevcuttur.

Rutin ortopedi pratiğinde kalça artroplasti ameliyatlarının planlanması ve postoperatif (postop) ameliyatın değerlendirilmesinde radyografiler kullanılmaktadır. Ayrıca direk grafi çekimleri, CT çekimlerine nazaran daha az radyasyona maruz bırakılmaktadır. Bu nedenle çalışmamızda postoperatif çekilen x-

ray üzerindeki değerlendirmelerimizi esas aldık.

Hemiartroplasti uygulamasında amaç kalçanın hareket kabiliyeti, fonksiyonunu yeniden kazanmak ve kısıtlama olmaksızın yük vermeye uygun hale getirilmesidir. Kalça hemiartrplastisindeki esas hedeflerden birisi biyomekaniğin restorasyonudur. Kalça ekleminin düzgün şekilde fonksiyon görmesi eklemin rotasyon merkezi ile uygun şekilde ilişkili olan kas yapılarına bağlıdır. Kalça artroplastisinde bacak boyu ve femoral ofset değerlerinin restorasyonu çok önemlidir⁽⁴⁾.

Kalçanın yeniden şekillendirilmesinde bu değerlere sadık kalınması kalça biyomekaniğini restore edecek ve oluşabilecek ekstremitte uzunluk farkını ortadan kaldıracaktır.

Bu çalışmamızda amacımız 2012-2017 yılları arasında kliniğimizde hemiartrplastisi uygulanan femur boyun kırıklı hastaların sağlam ve opere edilen kalçalarındaki femoral ofset ve bacak boyu değerlerini radyografik olarak ölçerek karşılaştırılmak ve dijital şablonlama kullanmadan elde ettiğimiz sonuçlarımızı literatürdeki femur boyun kırığı sonrası dijital şablonlama kullanılarak uygulanan hemiartrplastisi sonuçlarıyla karşılaştırmaktır.

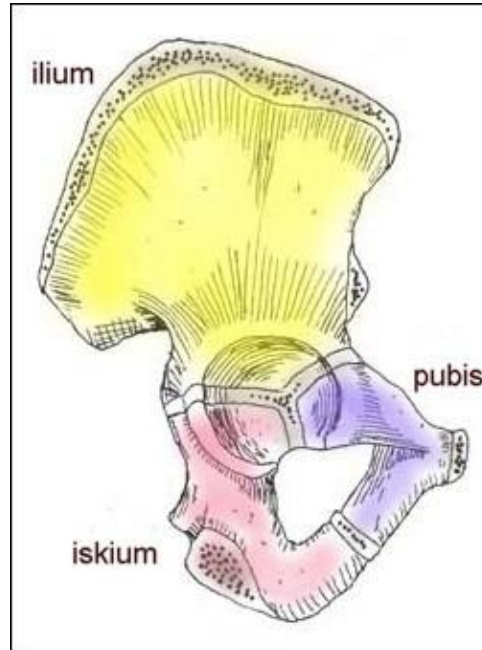
2. GENEL BİLGİLER

2.1 Anatomi

Kalça eklemi enartrozis sferika grubundan olup elipsoid bir topuz ve yuvadan oluşan, üç eksen üzerinde hareket edebilen bir eklemdir. İnsanda kalça bölgesi sağlı sollu iki adet kalça kemiği (koksa kemiği) ile çevrelerindeki kas, bağ dokuları, damar ve sinirlerden oluşur. Arkada sakrumla, önde birbirleri ile eklemleşerek gövdenin ağırlığını taşıyan kalça kemik kemerini oluştururlar. Kalça kemiğinde birbirleri ile birleşen üç kemik bulunur. İlium asetabulumun üst parçasını, iskiyum asetabulumun alt parçasını, pubis asetabulumun ön parçasını oluşturur.

2.1.1 Kemik Yapı

Asetabulum: İlium, iskiyum ve pubis kemiklerinin intrauterin altıncı haftada birleşmesiyle asetabulumun kemik yapısı meydana gelir⁽⁵⁾. Hayatın erken dönemlerinde bu üç kemik Y kıkırdağı denilen bir kıkırdak yapı ile birbirine bağlıdır. Y kıkırdağı 14-16 yaşlarında kemikleşir ve tek bir kemik (os koksa) meydana gelir (Şekil 1).



Şekil 1: Pelvis ve asetabulumu oluşturan kemiklerin lateral görüntüsü⁽⁶⁾

Os Coxae'nın orta ve dış tarafındaki yuvarlak, derin çukurluğa asetabulum denir. Asetabulumun yaklaşık 2/5'i iskiüm, 2/5'i ilium ve 1/5'i pubis tarafından oluşturulur. Asetabulum ile femur başı eklenleşerek kalça eklemi oluşturur. Asetabuler yüzey yaklaşık olarak 45° kaudale ve 15° anteriora yönelmiştir⁽⁷⁾.

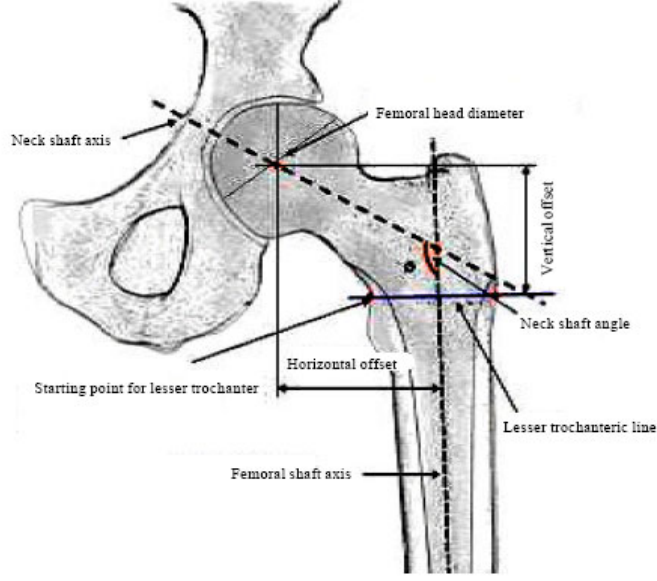
Eklem kıkırdağı asetabuler boşluğun arka, üst ve ön kısımlarını kaplayarak at nalı şeklinde bir eklem yüzü oluşturur. Labrum fibröz kıkırdak bir yapıdır ve asetabulumun eklem kıkırdağı ile kaplı bölgelerini çevreler. Labrum ile asetabulum derinleşerek kalça hareketleri esnasında femur üst eklem yüzünün en az % 50'sini içine alabilecek duruma gelir^(8,9). Asetabulumun eklem katılmayan orta-alt kısmındaki boşluğa fossa asetabuli adı verilir. Fossa asetabuli, içi yağ dokusu ile dolu bir çukurdur^(8,9).

Femur Başı ve Femur Boynu: Femur başı, insan vücudundaki en uzun kemik olup yaklaşık 40–50 mm çapında, bir kürenin 2/3'ü büyüklüğünde, üzeri hyalin kartilaj ile kaplı bir küre şeklindedir. Eklem yüzünün merkezine biraz alt tarafında, ligamentum (lig.) capitis femoris'in yapıştığı fovea capitis femoris bulunur. Femur boynunun ön yüzü tamamen kapsül ile çevrilidir. Ancak arka yüzün ancak yarısından biraz fazlası kapsül ile çevrilidir⁽¹⁰⁾.

2.1.2 Baş Boyun Açısı Ve Ofsetler

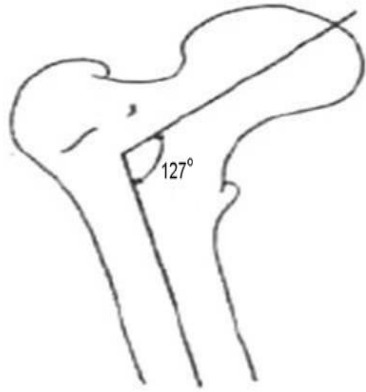
Femoral ofset: Femur başı merkezi ile femur medullası uzun ekseni boyunca çizilen aks arasındaki mesafedir. “Medial ofset”, “horizontal ofset” veya sadece “ofset” olarak isimlendirilebilir (Şekil 2).

Vertikal ofset: Femur başı merkezinden yere paralel çizilen çizgi ile trokanter minorun üst kısmından yere paralel çizilen çizgi arasında kalan dikey mesafedir (Şekil 2).

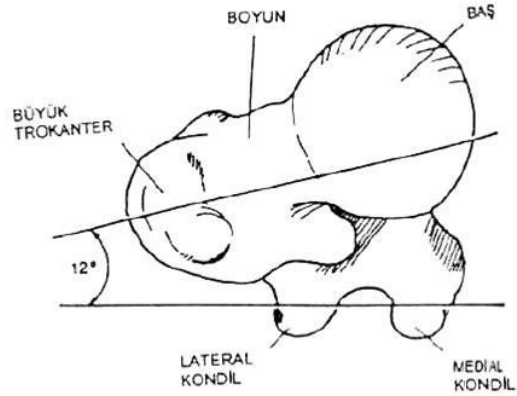


Şekil 2: Femoral ve Vertikal Ofset

Baş-Boyun Açısı: Erişkinde femur boynu femur cismiyle frontal düzlemde ortalama $127 \pm 7^\circ$ açı yapar⁽¹¹⁾. Bu açığa boyun-cisim açısı veya inklinasyon açısı denir (Şekil 3). Bununla beraber, aksiyel düzlemde femur boynunun femur kondillerine göre $10.4^\circ \pm 6.7^\circ$ öne açılanması vardır⁽¹²⁾. Bu açığa da “anteversiyon” ya da “deklınasyon açısı” denir (Şekil 4).



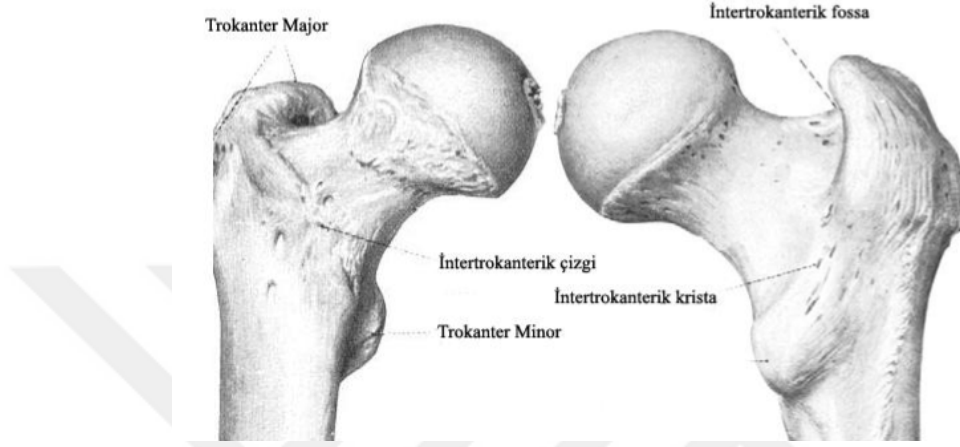
Şekil 3: Boyun-Cisim Açısı⁽¹³⁾



Şekil 4: Antaversiyon Açısı

Trokanter majör, kalça abduktörlerinin yapışma yeri olup, boyun ve cisim bileşkesinden arkaya ve laterale uzanan dörtgenimsi tümsek bir oluşumdur. Trokanter majör'ün tepesi femur başı merkezi ile aynı düzlemde. Trokanter

majör tepesi ile femur boynunun üst kenarı arasında fossa intertrokanterica bulunur. Femur boynunun alt kısmında, femur boynu arka iç yüzünde trokanter minor bulunur. Buraya kalça fleksiyon ve iç rotasyonuna yardım eden iliopsoas kası yapışır. İki trokanter arasında önde intertrokanterik çizgi arkada intertrokanterik krista vardır (Şekil 5).

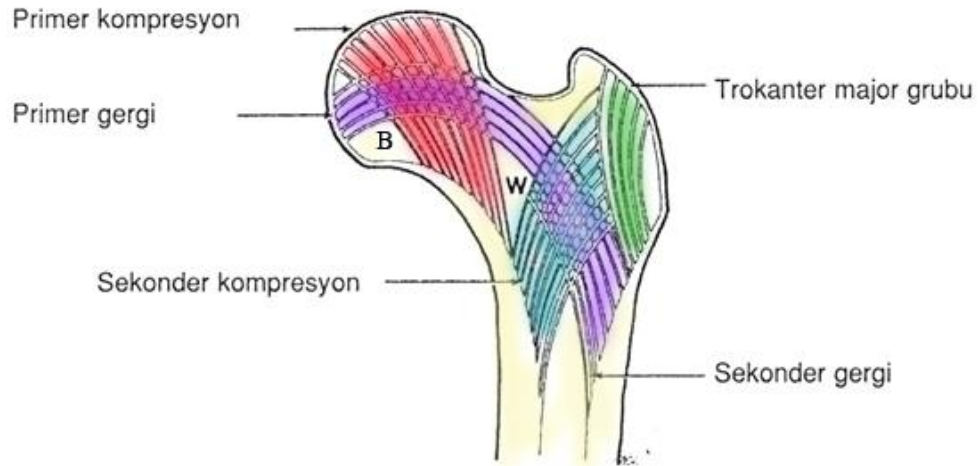


Şekil 5: Femur proksimali, önden ve arkadan görünümü

2.1.3 Femur Proksimali Internal Yapısı

Femur baş ve boynunun trabeküler yapısının kırıklar ile yakın ilişkisi vardır. Bu bölge kansellöz yapıda olmasına rağmen, anatomik yapısı ve üstlendiği fizyolojik–mekanik görevleri nedeniyle en az diafiz kadar güçlü ve dayanıklı yapıdadır. Bu özelliği sağlayan en önemli yapısal özelliği trabekülasyon yapısıdır.

Femur başını ve boynunu destekleyen internal trabeküler yapısı Ward tarafından 1838 yılında tanımlanmıştır⁽¹⁴⁾. Femur başına etki eden kuvvetlere göre trabeküler yapı iki ana grupta (kompresyon ve gergi) toplanır. Ward bu tanımlamada trabeküler yapıyı sağlıklı bir kemikte 5 grupta topladı. Bunların arasında da 2 üçgen oluştu (Şekil 6).



Şekil 6: Femur Proksimalindeki Beş Trabekül Grubu, Ward ve Babcock Üçgenleri⁽⁸⁾

Birincil Kompresyon Grubu: Femur başı üst kubbesinden yelpaze şeklinde yayılarak femur boynu medialinde toplanır. Proksimal femurun en sert spongios kısmıdır ve vücut ağırlığını alt ekstremiteye aktarır.

Birincil Gergi Grubu: Fovea capitis femoris'ten trokanter majör distalinde lateral femoral kortekse uzanır. Osteoporozdan en son burası etkilenir.

İkincil Kompresyon Grubu: Trokanter minor seviyesinden başlar ve trokanter majöre doğru sonlanır. Osteoporozdan ilk burası etkilenir.

İkincil Gergi Grubu: Lateralde büyük trokanter alt kısmından başlayıp femur boynu ortasına uzanır.

Trokanter Majör Grubu: Trokanter majör alt kısmından üst kısmına doğru uzanır.

Babcock Üçgeni: Primer gergi ile primer kompresyon arasında kalan üçgendir (Şekil 6).

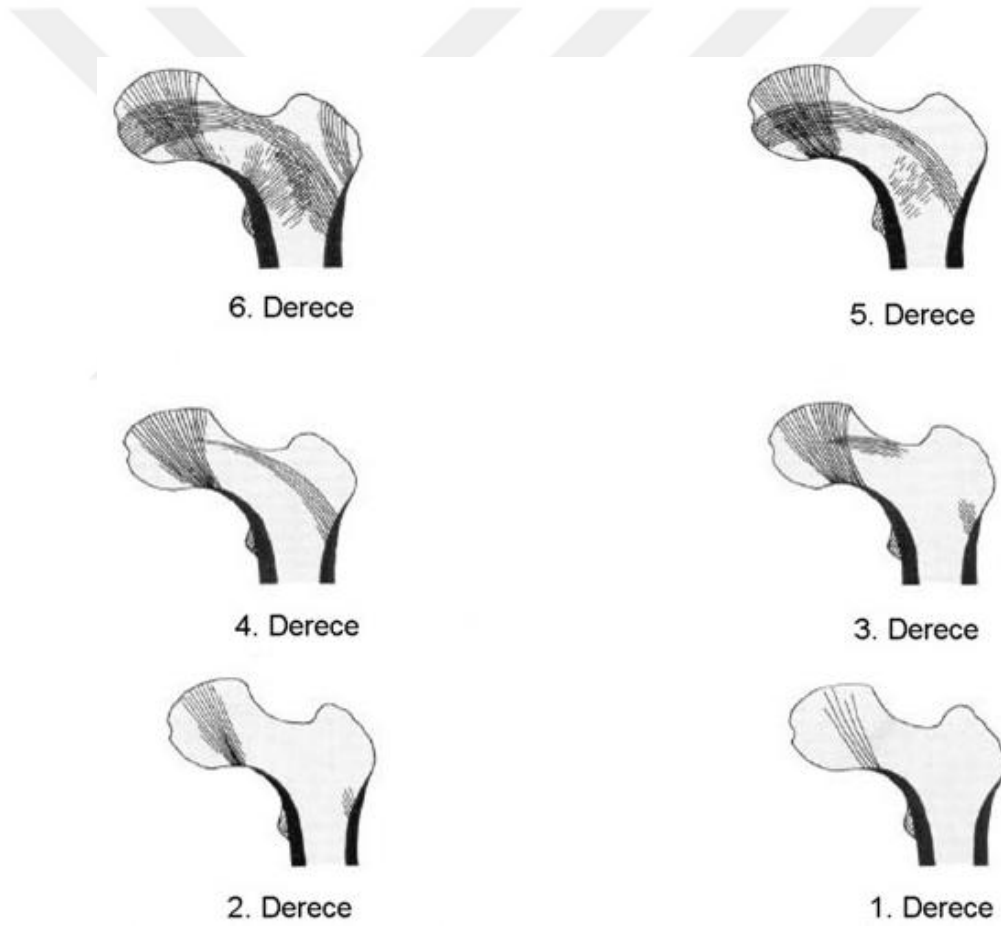
Ward Üçgeni: Primer ve Sekonder kompresif grup ile primer gergi grup arasında kalan üçgendir (Şekil 6).

Üçgenler kısmen zayıf kemik bölgelerdir (Şekil 6).

Trabeküler yapı radyolojik olarak osteopeninin derecelendirilmesinde kullanılır .

Singh ve arkadaşları femur proksimalindeki trabeküler yapının kalça ön-arka radyografisindeki görünümünde “**Singh indeksi**” olarak bilinen osteoporoz değerlendirme ölçütlerini tanımlamış ve altı evrede değerlendirmişlerdir⁽¹⁵⁾ (Şekil 7).

Singh indeksi



Şekil 7: Singh indeksi

Grade 6: Trabeküler gruplar görünür haldedir. Femur üst ucu kanselöz kemikle dolu görünümündedir.

Grade 5: Primer tensil ve kompresif trabeküler yapılar hafifçe silinmiş, Ward üçgeni belirgin hale gelmiştir.

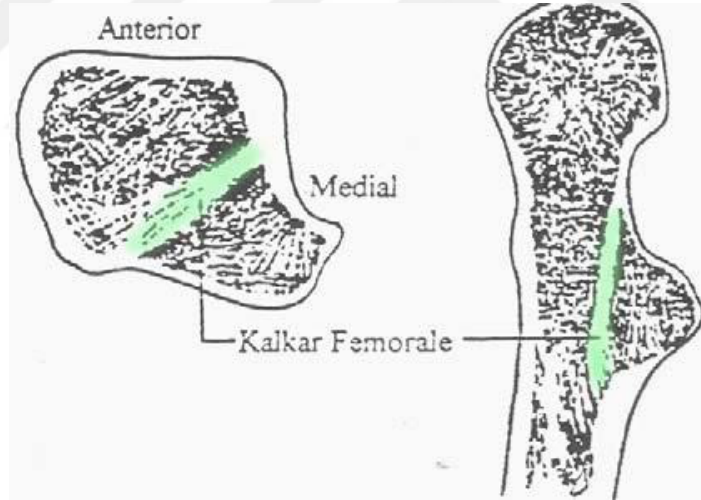
Grade 4: Primer tensil trabeküler yapı ileri derecede silinmiştir, fakat hala dış korteksten femur boynunun üst kısmına doğru fark edilebilir.

Grade 3: Primer tensil trabeküllerin devamlılığında kırılma vardır. 3. dereceden itibaren kesin osteoporoz düşünülür.

Grade 2: Sadece primer kompresif trabekülerin varlığı görülebilir.

Grade 1: Primer kompresif trabeküllerin dahi varlığı belirsiz haldedir.

Kalkar Femorale (Şekil 8): Femur cisminin posteromedial kısmından başlar, superiora trokanter majore doğru ilerler ve femur boynu posterior korteksinde sonlanır. Femur boynuna sağlamlık veren yapıdır. Medialde daha kalın olan bu yapı laterale doğru incilir⁽¹⁶⁾.



Şekil 8: Kalkar femorale⁽⁶⁾

2.1.4 Kalça Eklemi

Femur başı ve asetebulum arasında oluşan “articulatio spheroidae” grubu çok yönlü bir eklemdir. Eklem yüzlerinden konveks olanı femur başına, konkav olanı asetebulumuna aittir. Fovea kapitis haricinde kalan femur başının tamamı

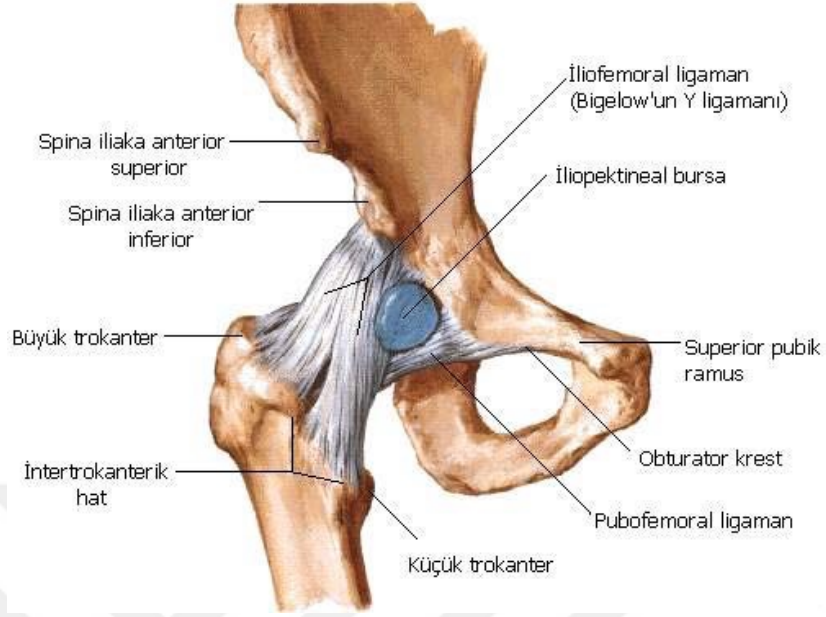
hiyalin kıkırdak ile kaplıdır. Asetabulum başın yarından fazlasını örtmektedir. “Facies lunata” asetebulumun eklem kıkırdağı ile kaplı olan yarımay şeklindeki yüzeyine verilen isimdir. Eklem yüzeyini artırmak için asetebulum kenarında fibrokartilaj yapıda “labrum asetebulare” denilen bir halka vardır. Bu yapı ile kalça eklemi derinleşmekte ve femur başının asetebulumuna sıkı bir şekilde tutunmasını sağlamaktadır. Bu eklem merkezi lig. inguinale orta 1/3’ünün 1.2 cm kadar aşağısında bulunur. Eklem kapsülü anteriorda intertrokanterik hatta yapışarak femur başının ve boynunun tamamını içine alırken, posteriorda başla birlikte boynun 2/3’ünü içine alır⁽⁹⁾. Frontal, sagittal ve horizontal olmak üzere üç ana ekseninde sırasıyla, abdüksiyon-addüksiyon, fleksiyon-ekstansiyon ve rotasyon hareketleri yapabilir. Ayrıca tüm eksenlerdeki hareketlerin katılımıyla sirkümdüksiyon hareketi de yapar.

2.1.4.1 Kalça Eklem Bağları

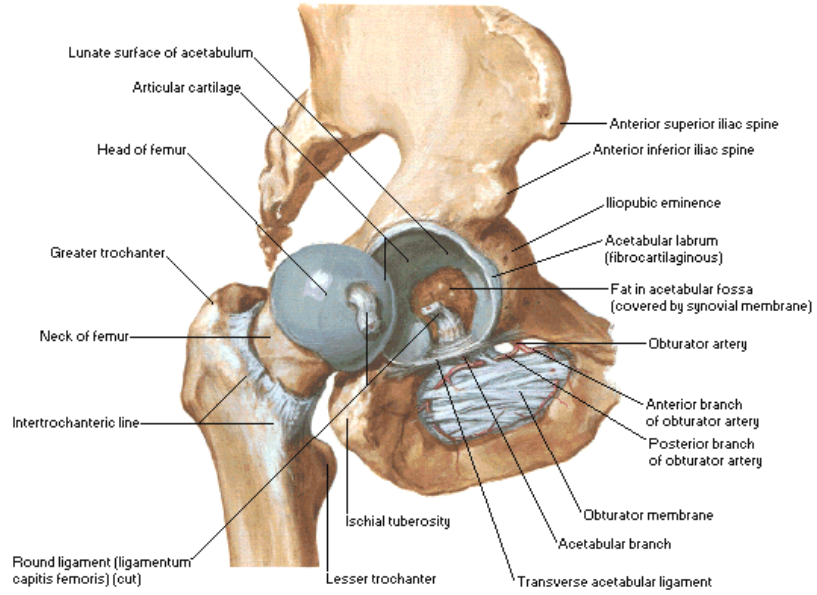
Ligamentum iliofemorale (Bertin bağı): Spina iliaca anterior inferiordan başlayarak kapsülün ön yüzünde bir yelpaze gibi ilerler ve linea intertrokanterikaya yapışarak sonlanır. Ters Y şeklinde olup, vücudun en kuvvetli bağıdır. Ayakta durur pozisyonunda kalça eklemine stabilize eden önemli bir yapıdır (Şekil 9).

Ligamentum pubofemorale: Pubik kemiğin üst kolunun alt kısmından başlayarak laterale uzanır. Kapsülün medial yüzü ve linea intertrokanterikaya yapışır. Uyluğun ekstansiyon ve abdüksiyon hareketlerini kısıtlar, femur başına önden destek olur (Şekil 9).

Ligamentum iskiiofemorale: Arkada tuber iskiadikum yakınından başlayarak öne dönüp linea intertrokanterikaya yapışır. Femuru arkadan destekler. Aynı zamanda aşırı iç rotasyon hareketine engel olur (Şekil 10). Eklem dışında bulunan bu üç bağ dışında incisura asetabulinin dış kenarından başlayıp fovea kapitime yapışan eklem içi **lig. capitis femoris (ligamentum teres)** bulunur (Şekil 10). Lig. capitis femorisin içinden obturator arterin küçük bir dalı geçer ve epifiz kapanmadan önce beslenmeye yardımcı olur⁽¹⁰⁾. Ligamentum capitis femoris başın addüksiyon ve dış rotasyon hareketlerini engeller.



Şekil 9: Kalça eklemi bağları – anterior



Şekil 10: Lig. capitis femoris

2.1.5 Kalça ve Uyluk Kasları⁽¹⁷⁾

M. Tensor fascia lata: İliotibial bant yoluyla diz ekstansiyonunda ve bacağın dış rotasyonunda görev alır. Uyluğun abdüksiyonu ve iç rotasyonunda görev alır. Ayrıca dik duruş pozisyonunu sağlamaya yardımcıdır. Pelvisin tespitinde iliotibial bant ile beraber rol alır. Superior ve inferior gluteal arterlerden beslenir. Superior gluteal sinirden innervasyon alır⁽¹⁸⁾.

M. Sartorius: Kalça ve diz fleksiyonlarında yardımcı kastır. Spina iliaca anterior superior'dan (SIAS) başlar, tibia üst ucu iç tarafına yapışır (pes anserinus'a katılır). Uyluğa fleksiyon, abdüksiyonu ve dış rotasyon yaptırır. Bacağa fleksiyon ve fleksiyon pozisyonunda ise iç rotasyon yaptırır. Siniri N. femoralistir.

M. Kuadriceps Femoris: Dizin en büyük ekstansörü olan bu kas, femurun ön kısmının hemen hepsini ve dış kısmını kaplar. Dört kasın birleşmesinden meydana gelir, bunlar; **M. Rectus Femoris**, **M. Vastus Lateralis**, **M. Vastus medialis**, **M. Vastus intermedius** dir. Bu dört komponentin başlama yerleri farklı olup, tendonları uyluk aşağısında birleşir. Rektus femoris kası Spina iliaca anterior inferior (SİAİ) ve asetebulum üst kenarından başlar, diğer kaslar ise femur üst ucunun ön, iç ve dış yüzeylerinden başlar. İç ve dış patellar retinakulumlar bu tendonun uzantıları olarak patellaya tutunurlar. Devam eden lifler patella önünden geçerek patellar ligamenti oluşturur.

Kuadriceps femoris diz ekstansiyonunu sağlar. Rektus femoris, uyluğun pelvise göre fleksiyonunda görev alır ve uyluk sabit iken pelvisin uyluğa göre fleksiyonunu sağlar. Kuadriceps femoris, femoral sinir (L1,2,3,4)'den innerve olur.

2.1.5.1 Adduktor Kaslar

Bu kaslar pubis kemiğinden başlar, linea aspera ile femurun iç suprakondiler çıkıntısına yapışır. Bunlar uyluğa adduksiyon, fleksiyon ve birazda iç rotasyon yaptırırlar.

M. Gracilis: Pubisten başlar, pes anserinus'ta sonlanır. Bacağın fleksiyonuna ve iç rotasyonuna katkıda bulunur. Uyluk adduksiyonuna yardımcıdır. Obturator sinirden innerve olur.

Adduktor kaslar üç tabakadan oluşur. Ön tabakada pektineus ve adduktor longus kası, orta tabakada adduktor brevis kası ve arka tabakada ise adduktor magnus kası bulunur.

M. Pectineus: Uyluğa adduksiyon, fleksiyon ve birazda iç rotasyon yaptırır. Pubisten başlar, femurda linea pektinea'da sonlanır. Femoral sinirden innerve olur.

M. Adduktor Longus: Pubisten başlar, femur orta 1/3'te linea asperada sonlanır. Uyluğa adduksiyon yaptırır. Obturator sinirin ön dalından innerve olur.

M. Adduktor Brevis: Obturator sinirden innerve olur. Pubisten başlar, femur üst 1/3'te linea asperada sonlanır. Uyluğa adduksiyon yaptırır.

M. Adduktor Magnus: Obturator sinir ve tibial sinirden innerve olur. Pubis ve iskiyondan başlar, linea asperada sonlanır. Uyluğun en kuvvetli adduktor kasıdır.

2.1.5.2 Gluteal Kaslar

M. Gluteus maximus: Gluteal bölgenin en yüzeysel kasıdır. Spina iliaca posterior-süperior (SIPS), komşu iliak kanat sırtı, lig. Sakro-tuburale, sakrumun alt bölümü ve koksiks'ten başlar, aşağı ve dışa doğru uzanarak derin liflerin bir kısmı tuberositas glutealise yapışır, geriye kalan lifler ise tensor fasiya lata aponevrozuna katılarak iliotibial traktüsü oluşturur. İnferior gluteal sinir tarafından inerve edilir. Pelvisten fleksiyondaki uyluğu ekstansiyona getirir. Uyluğa dış rotasyon yaptırır. Hamstring kasları ile birlikte hareket ederek çömelme durumundan gövdeyi, pelvisi femur başı üzerinde geriye rotasyona getirerek kaldırır. Üst lifleri uyluğun güçlü abdüksiyonu esnasında aktiftir.

M. Gluteus medius ve minimus: İliak kanat dış yüzeyinden başlayan bu kas, büyük trokanter dış ve ön kenarına yapışır. Gluteus minimus daha önde olup,

gluteus medius tarafından örtülmüştür. Superior ve inferior gluteal arterler ile internal pudental arterden beslenirler. Sinirleri n. gluteus superiorudur. Her iki kas, pelvisten uyluğa abdüksiyon yaptırırlar ve ön lifleri uyluğu içe çevrilir. Yürüme ve koşma esnasında karşı taraf ekstremite salınım döneminde iken ya da karşı taraf ekstremite kaldırılmışken, gövdeyi dik durumda tutarlar.

2.1.5.3 Dış Rotatorlar

M. Piriformis: Sakrumun 2-4 segmentlerinin ön yüzünden ve Spina iliaca posterior inferior (SIPI) çevresinden başlar, lifleri öne, dışa ve aşağı uzanarak büyük trokanter'in üst kenarına yapışır. Ekstansiyondaki uyluğa dış rotasyon, fleksiyondaki uyluğa abdüksiyon hareketlerini yaptırır. L5'ten inerve olur.

M. Obturator Internus: Membrana obturatoria'nın iç yüzünden ve bunun yapıştığı kemik çerçeveden başlar. Büyük trokanterin iç yüzüne yapışır. Ekstansiyondaki uyluğa dış-rotasyon, fleksiyondaki uyluğa abdüksiyon hareketlerini yaptırır. L5 ve S1 köklerinden inerve olur.

M. Gemellus Superior ve M. Gemellus Inferior: Spina ischiadica'nın dış yüzünden başlar, büyük trokanterin iç yüzüne yapışır. Ekstansiyondaki uyluğu dışa çevirir, fleksiyondaki uyluğa abduksiyon hareketi yaptırırlar.

M. Kuadratus Femoris: Yassı dört köşeli bir kastır. Iskionun dış kısmından başlar, trokanterler arası çizgide sonlanır. L5 ve S1 sinir köklerinden dal alır. Uyluğa dış rotasyon hareketini yaptırır.

M. Obturator Externus: Obturator arter ve medial sirkumfleks femoral arterden beslenir. Obturator sinirin arka dalından innerve olur. Tırmanma esnasında uyluğa dış rotasyon hareketini sağlar, yürüme esnasında da ön adduktor kasların iç rotasyon hareketini engeller.

2.1.5.4 Uyluğun Dorsal Kasları (Iskiokurural kaslar)

M. Biceps Femoris, M. Semitendinosus ve M. Semimembranosus kaslarına hamstring kaslarda denilmektedir. Bazı kaynaklarda popliteal çukuru dıştan sınırlayan biceps femoris kasına dış hamstring, içten sınırlayan m. semitendinosus ve m. semimembranosus kaslarına da iç hamstring adı verilir⁽¹⁹⁾.

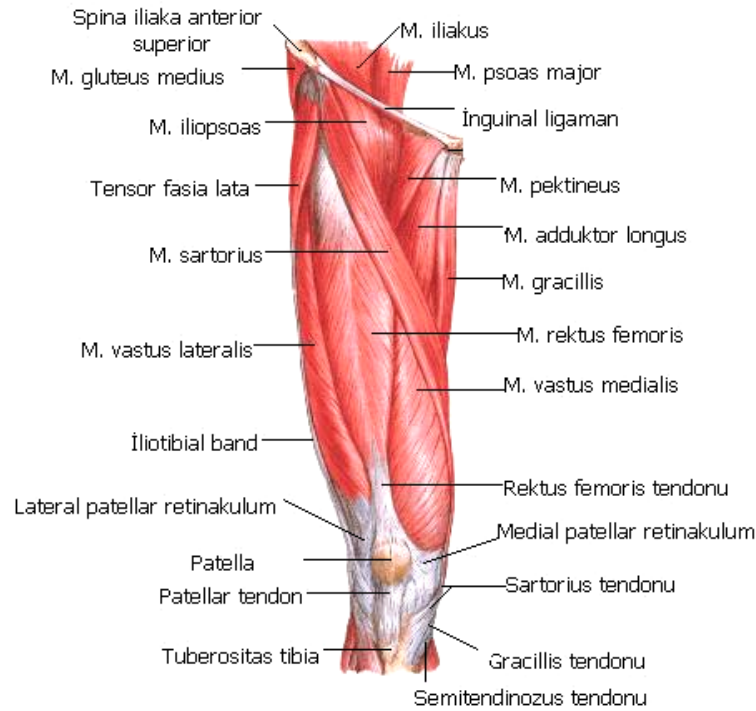
M. Biceps Femoris: Kısa ve uzun olmak üzere iki başı vardır. Uzun baş tuber ischiadicum'dan, kısa baş ise linea aspera'nın alt yarısından başlar, aşağı ve dışa doğru uzanarak fibula başına yapışır. L5, S1, S2 köklerinden ve siyatik sinirden innerve olur.

Kalça eklemine ekstansiyon yaptırır. Diz semi-fleksiyonda iken, uyluğun dış rotasyonuna yardımcıdır. Dize fleksiyona yaptırır.

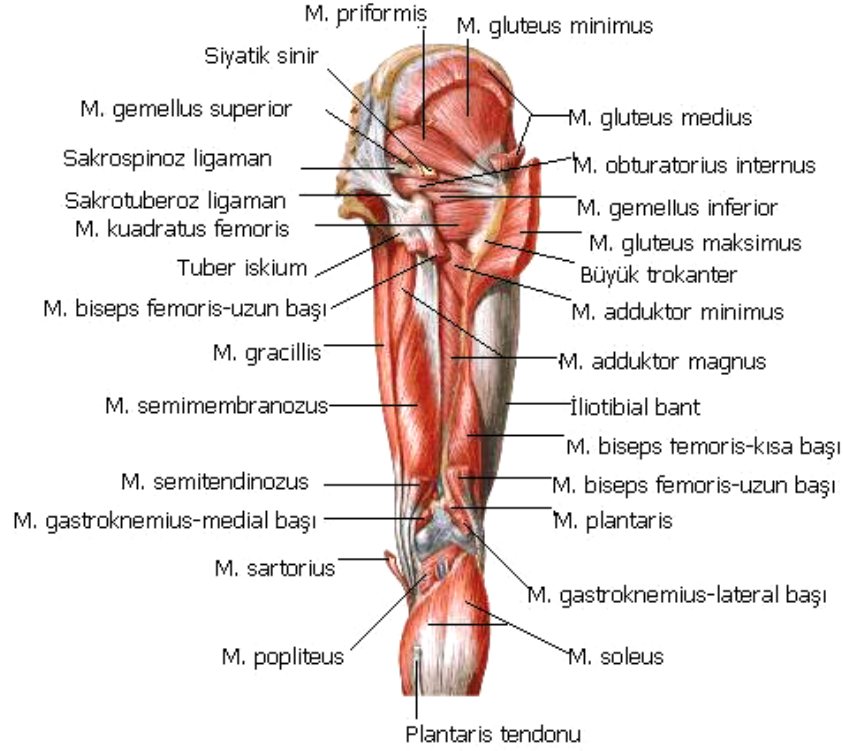
M. Semitendinosus: Tuber ischiadicum'dan başlar, aşağı ve içe doğru uzanarak pes anserinus'un yapısına katılır. L5, S1, S2 ve siyatik sinirden dal alır. Dize fleksiyon, kalçaya ekstansiyon yaptırır. Diz semi-fleksiyonda iken uyluğa iç rotasyon yaptırır.

M. Semimembranosus: Siyatik sinir, L5, S1 ve S2 köklerinden dal alır. Dize fleksiyon, kalçaya ekstansiyon yaptırır. Kalça semi-fleksiyonda iken uyluğa iç rotasyon yaptırır.

M. Psoas Major: Son torakal vertebra, lumbal vertebralardan başlar, küçük trokanterde sonlanır. L1,2,3 ventral sinirlerden dal alır. M. iliakus ile birlikte uyluğa fleksiyon yaptırır. Uyluğun dış rotasyonunda rol alır⁽²⁰⁾.



Şekil 11: Kalça eklemi ve uyluk kasları – önden görünüm



Şekil 12: Kalça eklemi ve uyluk kasları—arkadan görünüm

2.1.6 Femur Başı ve Boynunun Beslenmesi :

Intraosseöz Dolaşım: Femur cismindeki besleyici damarların haversiyen sistem aracılığı ile baş ve boynuna ulaşması ile sağlanır. İkinci derecede önemlidir.

Ekstraosseöz Dolaşım: Crock, proksimal femurun beslenmesini üç ana grup altında toplamıştır⁽²¹⁾.

- 1) Femur boynu tabanında yer alan ekstrakapsüler arteriyel halka
- 2) Ektrakapsüler arteriyel halkanın asendan servikal dalları
- 3) Raund ligaman arteri

Ektrakapsüler arteriyel halka, arkada, medial femoral sirkümler arterin büyük bir dalından, önde ise, lateral femoral sirkümler arterin dalları tarafından oluşturulmaktadır. Superior ve inferior gluteal arterlerde halkaya az miktarda katkıda bulunur.

Asenden servikal dallar, ekstra kapsüler arteryel halkadan çıkar, önde intertrokaterik çizgi hizasında, arkada ise kapsülün orbiküler lifleri arasından, eklem kapsülünü geçerler. Sinovyum ve kapsül lifleri arasından artiküler kartilaja kadar devam ederler. Kapsül altındaki bu damar ağına retinaküler (kapsüler) arterler denir (Weitbrecht retinakulası)⁽²²⁾. Asenden servikal dallar, femur boynu metafizine pek çok küçük dallar verirler. Ekstrakapsüler arteryel halka ve superior besleyici arter sisteminin intramedüler dalları da bu bölgeyi beslemektedir. Asendan servikal arterler, hemen artiküler kartilajın altında, subsinovyal intraartiküler arteryel halka adı verilen ikinci bir halka oluştururlar⁽²³⁾. Epifizyel arterler, bu halkadan çıkarak femur başına giderler (Şekil 13).

Ligamentum teres içinden seyreden arter, obturator veya medial femoral sirkumfleks arterin bir dalıdır⁽²⁴⁾. Yapılan pek çok çalışma değişik sonuçlar verse de, bu arterin femur başını tek başına besleyemeyeceği açıktır.

Lateral ve Medial Sirkumfleks Arterler: A.femoralis, inguinal ligamanın hemen altında, laterale doğru a.profundus femoris dalını verir. Daha sonra bu arter, lateral ve medial sirkumfleks arter dallarını vererek, femur üst ucu ve asetabulum kanlanmasının çoğunu sağlar. Bu iki arterin yanı sıra a.obturatorius, a.gluteus superior ve inferior, a.profunda superior'un perforan dalları ve femurun nütrisyen arteride kalçanın vasküler yapısına katılırlar.

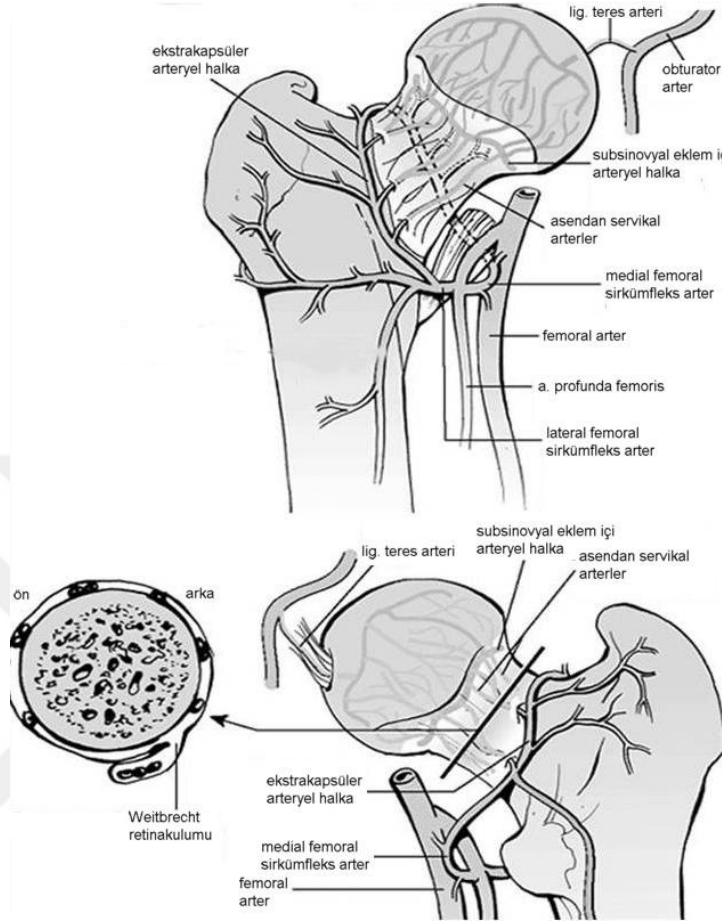
Lateral sirkumfleks arter, sartorius ve rektus femoris kasları arasından geçerek, üç dala ayrılır. Desenden, transfers ve asenden dallar. Bunlar kalça eklemine besleyerek superior gluteal arterle anastomoz yaparlar.

Medial sirkumfleks arter, psoas ve pektineus kasları arasından geçerek asenden ve transvers dallarını verir (Şekil 13).

Eğer ayrışma fazla ise ana besleyici arter olan lateral epifizyel arterdeki hasar da fazla olmaktadır⁽²⁵⁾. Sevitt femur boyun kırığı sonrası ölen 25 hastadan dördünün damar yapısını normal bulmuştur⁽²⁶⁾.

Femur boyun kırığı sonrası başın dolaşımının bozulduğu kesin olarak bilinmekle birlikte, redüksiyon sonrası femur başı avasküler nekrozu oralarının azaldığı gösterilmiştir⁽²⁷⁾. Bunun sebebi lateral epifizyel arterlerin bir kısmının tam

olarak kopmamış olması ve redüksiyon sonrası hızlı arteriyel revaskülarizasyon olarak açıklanmıştır⁽²⁸⁾.



Şekil 13: Femur başının ve boynunun damarsal anatomisi⁽⁶⁾

2.1.7 Kalça Eklemi Hareketleri

Küresel bir şekle sahip olan kalça eklemi, geometrik yapısı sayesinde uzayda üç boyut üzerinde hareket edebilen bir eklemdir. Tüm bu eksenler sayesinde dairesel hareketler yapılabilir⁽²⁹⁾.

Transvers eksen: Bu eksen de fleksiyon ve ekstansiyon hareketi yapar. **Fleksiyon;** Sert ve düzgün bir yüzeyde sırt üstü yatan kişinin kalçasının yukarı doğru yaptığı harekettir. Normal fleksiyon yaklaşık 135°'dir. Diz ekstansiyonda iken uyluk arkasındaki kasların gerginliğinden dolayı fleksiyon 80°'dir. **Ekstansiyon;** Sert ve düzgün bir yüzeyde yüzü koyu yatan kişinin kalçasının yukarı

doğru yaptığı harekettir. Normal ekstansiyon 10° – 30° dir.

Sagittal eksen: Bu eksen de kalça abduksiyon ve adduksiyon hareketi yapar. **Abduksiyon;** Ekstremitenin nötrale göre dışa açılabilđi harekettir. Kalça nötralde ve diz ekstansiyonda iken 40° – 45° dir. Kalça fleksiyonda iken 90° dir. **Adduksiyon;** Ekstremitenin nötrale göre içe doğru yanařabilđi açıdır. Bu ekstansiyonda 10° kadardır. Kalça fleksiyonda iken 40° dir.

Dikey Eksen: Bu eksen de kalça *iç ve dış rotasyon* hareketleri yapar. Kalçanın rotasyon hareketleri sırt üstü yatan hastada kalça ve diz 90 derece fleksiyonda iken muayene edilir. İç rotasyon 60° , dış rotasyon 40° dir. Kalça ve diz ekstansiyonda iken iç rotasyon 35° – 40° , dış rotasyon 10° – 15° dir. Bunun sebebi fleksiyonda gevşek olan bağların ekstansiyonda gerilmesidir.

2.2 Kalça Biyomekaniği

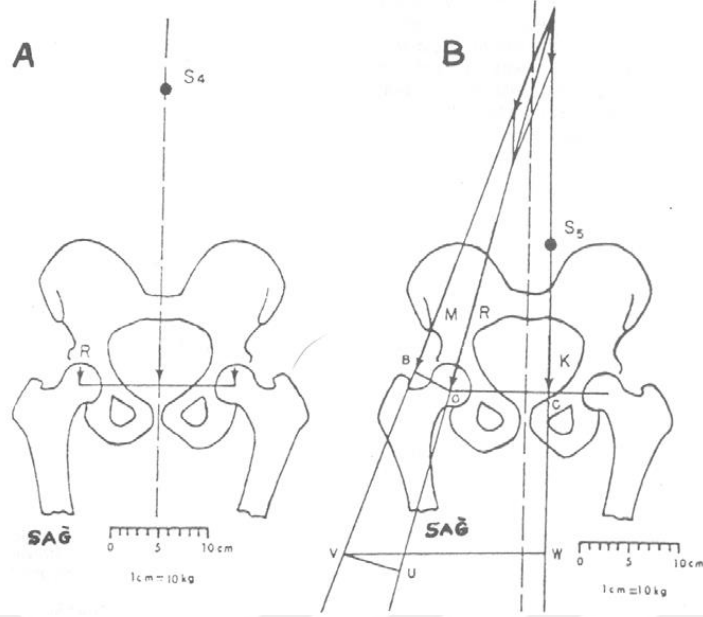
Biyomekanik mühendislik bilimi ile tıpta özellikle ortopedinin ortak çalıştığı bir bilim dalıdır.

Kalçaya etki eden kuvvetlerin biyolojik sonucu, femur ve asetabulumdaki trabeküler yapının yerleşimi ve yönelimi ile ortaya konur. Kalçanın biyomekanik özellikleri yürüyüşün her fazında farklılık gösterir.

Ancak esas olarak iki fonksiyonel durumda incelenmektedir.

1-Her iki ayak yere basarken, ayakta durma pozisyonunda (statik denge)(Şekil 14).

2-Yürüyüş esnasında tek ayak üzerinde duruş pozisyonunda (dinamik denge)(Şekil 14). Statik konumda ayakta dururken, Pauwels'e göre her iki kalça eklemine etki eden yükler eşittir⁽³⁰⁾. Her bir alt ekstremitte, vücut ağırlığının $1/6$ 'sı olduğundan, her bir kalça eklemine binen vektörel yük dikey ve vücut ağırlığının $1/3$ 'ü kadar olacaktır⁽³¹⁾.



Şekil 14: A- Statik denge B- Dinamik Denge

K: Vücut ağırlığı

M: Abduktör kas kuvveti

R: Femur başı merkezini etkileyen bileşke kuvvet

OB: Abduktör kaldıraç kolu

OC: Vücut ağırlığı kaldıraç kolu

$$M \times OB = K \times OC$$

$$M = K \times OC / OB \text{ dir.}$$

OC = 3 x OB olduğuna göre

$$M = K \times 3 OB / OB \text{ ise } M = 3 K \text{ olur.}$$

R = M + K olduğuna göre,

$$M = 3K \text{ ise } R = 4 K \text{ olur.}$$

Destek alınan ekstremitenin vücut ağırlığının 1/6'sı olduğu düşünülürse, K vücut ağırlığının 5/6'sını ifade eder. Bu durumda $R = 4 \times 5/6$ ise $R = 3,33$ olur. Tek kalçaya binen yük vücut ağırlığının 3 katından fazla olmaktadır.

Kalça eklemine ön-arka grafisinde asetabulumun üst kenarında subkondral kemik yoğunluğunda artış görülür. Bu bölge yük taşıma yüzeyidir. Bu radyografide yay gibi görüntü verir. Femur başı rotasyon merkezi ile bu yük taşıma yüzeyinin iç ve dış kenarları birleştirilirse küresel dilim oluşur. Küresel dilimde oluşan birim yük, dilimin alanı ile eklem hareketinin genişliğine bağlıdır. Yürümenin değişik zamanlarında femur başının yük altında kaldığı anatomik alanlar değişkenlik gösterir. Birim yükte % 243 oranında değişkenlik olmaktadır⁽³²⁾.

Normal bir kalçanın ön-arka grafisinde femur başının kompresif yüklenmelerine paralel gelişmiş kompresyon trabeküllerinin yapısı ile asetabulumun üst kenarında subkondral kemik yoğunluğunda artışa bağlı yay şeklindeki opak görüntü oluşmaktadır (Şekil 15)⁽³²⁾.



Şekil 15: Subkondral kemik yoğunluğunda artışa bağlı yay şeklindeki opak görüntü

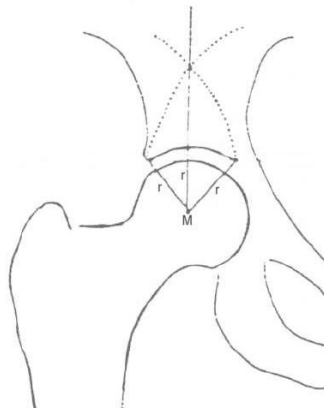
Buradan da anlaşılacağı üzere, vücudun yük taşıyan bir kalçada pelvisi dengede tutabilmesi için abduktör kas kuvvetinin vücut ağırlığı momentinin üç katı kadar kuvvete sahip olması gereklidir. Bununla beraber tırmanma, koşma, atlama gibi hareketlerde, vücut ağırlığının yaklaşık 10 katı kadar yük kalça eklemi üzerine binmektedir.

Koksa valga deformitesinde, abduktor kaldıraç kolu kısılacığından abduktör kas kuvveti artar ve başa binen bileşke yük taşıma ağırlığının 7 ve 8 katına çıkar. Binen yükü ve ağrıyı azaltmak için gövdeyi o taraf kalçaya doğru eğecektir. Böylece koksa valgaya özgü yürüyüş olan paytak yürüyüş ve aksama gelişir.

Femur epifiz, metafiz ve diafizi şekil ve yapıları bakımından çeşitli mekanik fonksiyonlara sahiptirler. Epifizin görevi, pelvisten gelen kuvvetleri femur başı içinde spongioza bölgesine aktarmaktır. Metafiz gelen kuvvetleri mekanik olarak spongioz dokulara yönelterek tensil ve kompressif yüklenmelere çevirir. Diafiz korteksi metafizde femur eksenine uygun yönlere çevrilmiş olan kuvvetleri alır. Bu kuvvetler femur kemiğinin trokanter altı bölgesinden itibaren spongioz yapıların ek katkısı olmadan yalnızca kemiğin kortikal tabakası tarafından taşınır.

Sonuç olarak, normal yürüyüş esnasında kalça eklemi, vücut ağırlığının 1/3'ü (çift destek fazı) ile yaklaşık 4 katı (tek destek fazı) arasında geniş bir aralıkta kompresif yüklenmelere maruz kalmaktadır. Bu kuvvetleri etkileyen faktörler; (1) ağırlık merkezinin pozisyonu, (2) abduktor kaldıraç kolu (boyun-cisim açısından etkilenir), (3) vücut ağırlığının miktarı olarak özetlenebilir. Koksa valga veya aşırı femoral anteversiyon sonucu kaldıraç kolunun kısılması, abduktor kuvvetin ve dolayısıyla kalça eklemine binen yükün artmasına neden olur, bu durumda zamanla abduktor yetmezlik ve Trendelenburg yürüyüşüyle sonuçlanabilir.

Rotasyon merkezi büyük trokanterin üstünden geçen çizginin femur başını kestiği noktadadır. Rotasyon merkezinin yer değiştirmesi sürtünme kuvvetlerinin artmasına ve asetabulumun aşınmasına neden olur⁽³³⁾(Şekil 16).



Şekil 16: Kalça eklemine gerçek yük taşıma yüzeyi⁽³¹⁾

Femur başında iki farklı merkez vardır.

1. Rotasyon merkezi

2. Stres merkezi

Siferik bir başta rotasyon merkezi tek bir noktadır. Rotasyon merkezi büyük trokanterin üst hizasından transvers olarak çizilen çizginin femur başından geçtiği noktadır. Eğer rotasyon merkezi yer değiştirirse sürtünme kuvvetleri artar. Osteoartritin etiolojisinde bu özellik önemlidir. Aynı zamanda protez uygulamalarında dikkat edilmesi gereken bir özelliktir.

Stres merkezi sabit olmayıp femur başına binen strese göre yer değiştirebilen merkezdır.

Stabil kırıklı kalçalarda iç taraftaki desteğin sağlam olmasından dolayı, kuvvetler tüm femur boyunca yayılır. Böylece tespit materyalinin taşıyacağı yük az olacaktır⁽⁵⁾.

Stabil olmayan kırıklı kalçalarda ise arka iç taraftaki desteğin yokluğu nedeni ile yükün büyük kısmını tespit aracı taşır⁽³⁴⁾.

3. FEMUR BOYUN KIRIKLARI

Femur boyun kırıklarının tedavisi ortopedi cerrahı için her zaman büyük zorluklar göstermiş olup, tedavi ve sonuçlar bakımından değerlendirildiğinde pek çok bakımdan günümüzde çözümlenmemiş bir kırık olarak görünmektedir. İnsanların yükselen yaşam standardına paralel olarak ortalama yaşam sürelerinin uzaması, teknolojik gelişmeye bağlı iş ve trafik kazalarının artışı nedeniyle bu kırıkların görülme sıklığını artmıştır.

3.1 İnsidans

Tüm kırıkların % 3'ünü, 60 yaş üstünde görülen kırıkların büyük bölümünü oluşturur. Campbells'a göre bu kırıkların % 80'i 60 yaş üzerindedir ve kadınlarda 3 kat daha fazla görülür⁽¹⁸⁾.

Yaşlı nüfusun en hızlı artan yaş grubu olduğu göz önüne alındığında, yıllık femur boyun kırığı sayısının hızla artacağı ve 2050 yılında dünya genelinde 6,26 milyon femur boyun kırığı vakasının görüleceği tahmin edilmektedir⁽²⁾.

Yüksek enerjili travma sayısının artmasından ötürü gençlerde de femur boyun kırığı sayısı artmaktadır⁽⁶⁾.

Kadınlarda daha sık görülmesinin nedenleri; kadın pelvisi daha geniştir (koksa varaya eğilimi artırır), femur boynu inklinasyon açısı daha dardır, kadınlarda menopozlu yaşam süresi daha uzundur, kadınlar daha az aktiftir, daha erken osteoporoz gelişir ve erkeklere göre 1.5-2 yıl daha uzun yaşarlar. İleri yaşlarda osteoporozla bağlı küçük bir travma ile kırık oluşabilir. Femur boyun kırıklı hastaların % 84'ünde orta ve ciddi derecede osteoporoz gösterilmiştir⁽³⁵⁾. Osteoporoz yalnızca etiyolojik bir etken değil, aynı zamanda tedaviyi yönlendiren ve prognozu etkileyen mühim bir sebeptir⁽³⁶⁾.

Bu bölge kırıklarında önemli bir konuda özellikle boyun posteriorunda seyreden arterler kırık anında veya sonradan gerilir, kopar ve sıkışabilir. Bunun sonucunda femur başında avasküler nekroz, kırık hattında kaynamama sıkça gelişebilir⁽³⁷⁾.

Ayrıca femur boyun kırıklarında özel olarak, eklem kapsülü boyun kökünü örtmez. Burada ekstramedüller kallus oluşumuna eşlik edecek periostun 'cambium' tabakası yoktur. İyileşme yalnızca endosteal kallus oluşumuna bağlıdır. Bu bölgede kırık olduğunda parçalar olabildiğince impakte edilmelidir. Aksi halde eklem sıvısı kan örtüsünün lizisine neden olarak kaynamayı engeller^(38,39).

3.2 Kırık Oluş Mekanizması

Kırıklar oluş mekanizmasına göre, direkt ve indirekt olmak üzere ikiye ayrılır. Kuvvetin tatbik noktasında oluşan kırıklar direkt kırık, uzak noktasında oluşan kırıklar ise indirekt kırık olarak tanımlanır.

Direkt mekanizma; Uyluk yarı fleksiyonda iken büyük trokanter üstüne düşme ile veya çarpma ve ateşli silah yaralanmaları sonucu meydana gelir. Bu kırıklar daha az görülür.

İndirekt mekanizma; Ayak yerde sabit iken uyluğun abduksiyon ve dış rotasyon zorlanmasında femur başı asetebuluma dayanması sonucu oluşur. Gençlerde bu mekanizma ile kırık oluşması çok büyük kuvvet gerektirir. Hâlbuki yaşlılarda ayağın halıya takılması sonucu sendeleyip düşmesi gibi küçük bir travmada kırık oluşabilir⁽⁴⁰⁾.

3.3 Klinik Bulgular ve Tanı

Femur boynu impakte veya stres kırıkları: Bu hastalar kırık bölgesinde ağrı ve dizin iç bölgesine yansıyan ağrıdan yakınırırlar. Topuktan veya büyük trokanter üstüne vurmak ile kalçada ağrı meydana gelebilir. Bu hastalar yürüyebildikleri için geç dönemde bu şikâyetlerle başvurabilirler. Aynı zamanda yumuşak doku travması olduğu düşünülerek tanı ve tedavisinde gecikmelere neden olabilir. Kısalık ve dış rotasyon deformitesi yoktur.

Radyografide korteksin veya trabeküler yapının devamlılığında kesilme varsa kırıktan şüphe edilmelidir. Bu bulgular yoksa ve hastanın kalça ve uyluk ağrısı devam ediyorsa hastaya 10–14 gün sonra ikinci radyografi kontrolüne kadar yatak istirahati verilir ve koltuk değneği ile yük verilmeden yürümesine izin verilmelidir. Bu süre içinde kırık hattında meydana gelen osteolizis kırık hattını ortaya çıkarır. Hastalara ön-arka, yan ve iç rotasyonda radyografiler çekilmelidir. Bazen bilgisayarlı tomografi (BT), kemik sintigrafisi ve magnetik rezonans görüntülenme (MRG) bu kırıkların teşhisinde gereklidir. MRG çekilmesi ile 24 saat içerisinde kırık tespit edilebilir^(15,40,41).

Kırık hattında kayma olan femur boyun kırıkları: Kalça bölgesinde ağrı ve hassasiyet vardır. O taraf ekstremitede kısalık, dış rotasyon ve adduksiyon deformitesi görülür. Dış rotasyon düzeltilmek istenirse abduksiyona kayar. Bu hastalarda kapsül sağlam kaldığından trokanterik kırık veya kalça çıkığındaki gibi ağır deformite gözlenmez. 1-3 cm arasında kısalık görülür. Femur boynunda kırıktan şüphe edildiği zaman kalça atellenmelidir. Kalça eklemi serbest bırakıldığı takdirde hastanın ağrısında artma, arka kortekste parçalanma ve kapsüller damarlarda hasarın büyümesine neden olabilir. Çekilecek ön-arka ve yan radyografilerle tanı konur. Femur boyun kırığı ile birlikte kalçada çıkık veya femur cisminde kırık olabilir. Bu nedenle çekilecek radyografi küçük trokanterin en az 10 cm aşağısı aynı filmde görülebilmelidir^(40,43).

3.4 Radyolojik Bulgular

Femur boynu kırıklarının teşhisinde radyolojik tanı çok önemlidir. Çekilen ön-arka radyografilerde genellikle kırık hattı görülür. Ancak kırığın gerçek pozisyonunu ve kırık hattını tam görebilmek için bir yan radyografi çekilmelidir. Ön-arka radyografide femur baş ve boynun iç trabekülü ile femur iç korteksi arasında yaklaşık 160 derecelik bir açı vardır. Yan radyografide ise femur başından boyuna gelen trabeküler yapı normalde 180 derece olacak şekilde dizilim gösterir.

Kırık ile birlikte femur baş ve boynunu besleyen kapsüller damarların yaralanması sonucu ileride gelişebilecek avasküler nekroza etkisi ve seçilecek tedaviye yön verme bakımından Tc-99m sülfürkolloid'i ile yapılan tarama ile femur başı kanlanması kontrol edilebilir. Bu yöntem genellikle radyografilerde kırık için

yeterli bilgi elde edilmeyen olgularda ve olaydan 5-7 gün sonra yapılır⁽⁴⁰⁾.

3.5 Sınıflama

Femur boyun kırıkları (1) Anatomik yerleşimine göre⁽⁴⁴⁾, (2) Kırık hattına göre⁽⁴⁵⁾, (3) Deplasman derecesine⁽⁴⁶⁾ göre sınıflandırılmıştır.

1. Anatomik Yerleşime Göre

a. Subkapital kırıklar: Femur başı eklem yüzünün hemen altındaki eski epifiz plağı seviyesindeki kırıklardır.

b. Transservikal kırık: Femur başı ile trokanter major arasındaki boyun kırıklarıdır.

c. Basoservikal kırık: Ekstrakapsüler kırıklardır. İntertrokanterik kırıklarda olduğu gibi internal tespit ile tedavi şansı yüksektir.

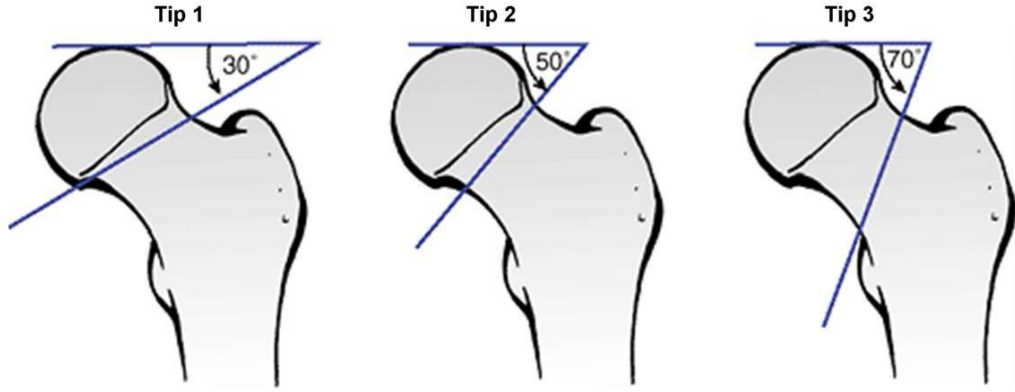
2. Kırık Hattına Göre (Pauwels Sınıflaması)

Boyundan geçen kırık hattının yatay eksen ile yaptığı açıya göre yapılan sınıflamadır. Ön-arka radyografide kırık hattından uzatılan çizgi ile SİAS'dan geçen yatay çizgi arasındaki açıya göre değerlendirilir(Şekil 17). Radyografi çekilirken femur boynu filme paralel olmalıdır. Fakat çoğu zaman bu pozisyonu elde etmek zordur. Yapılan araştırmalarda kırık açısının vakaların % 85'inde 45-60° arasında olduğu tespit edilmiştir.

Pauwels Tip I: Açı 30°'den az, dişlemiş ve stabil kırıklardır. Kırık hattı yatay veya yataya yakındır.

Pauwels Tip II: Açı 30–70 derece arasındadır. Stabil olmayan kırıktır.

Pauwels Tip III: Bu açı 70° veya daha üstündedir. Kırık hattı dikeye yakın ve instabildir. Pauwels'e göre kaynamama en sık bu tipte görülür^(18,40).



Şekil 17: Pauwels sınıflaması⁽⁶⁾

3. Deplasman derecesine göre (Garden sınıflaması):

Ayrışmış femur boynu kırıklarında en yaygın kabul gören ve en sık kullanılan sınıflamadır. Kırığın ön-arka radyografide trabekülasyondaki açılanma, ayrılma ve kırığı yapan dış rotasyon zorlamasına göre sınıflandırılmıştır. Garden sınıflandırmasında ön-arka radyografisinde kırığın rotasyonunu belirlemede kalkardan gelip baştaki yüklenme bölgesine doğru yükselen kompresyon trabekülleri esas almıştır (Şekil 18).

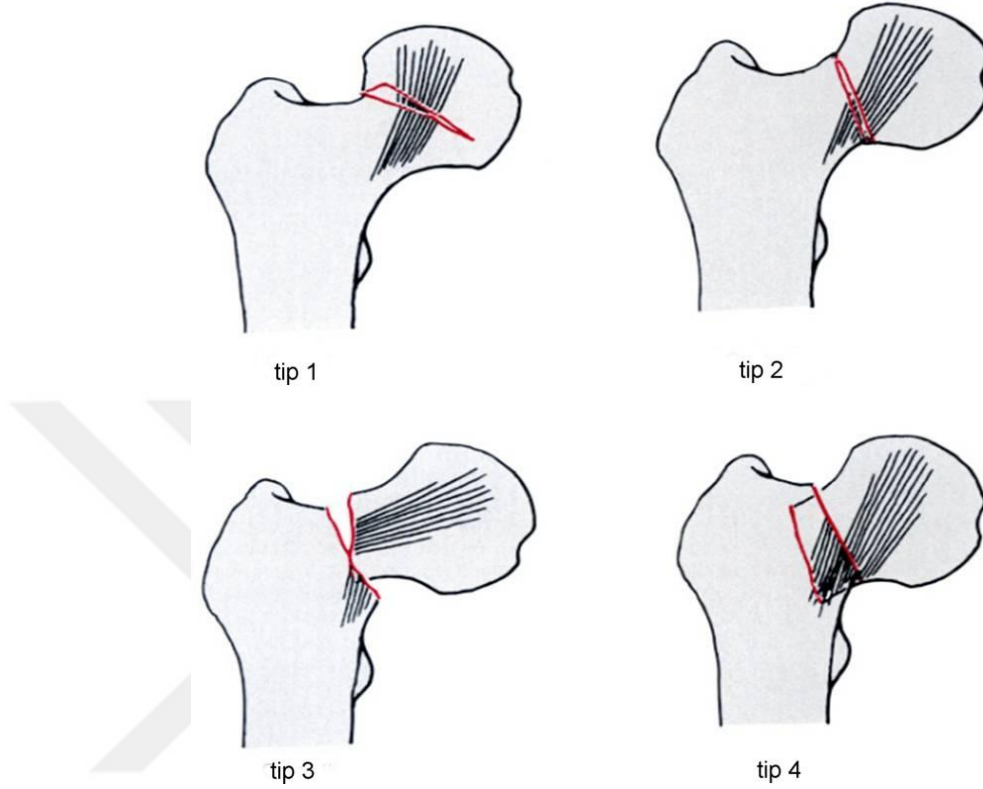
Garden tip I (Tam olmayan kırık): Femur boynunda kırık hattı tanımlanmamış veya abduksiyonda dişlemiş kırıktır. Alt parça dış rotasyondadır, ayrışma yoktur ve alt boyun trabekülleri sağlamdır. Baş arka ve yana doğru eğilmiştir.

Garden tip II (Ayrışmasız tam kırık): Kırık hattının tanımlandığı fakat ayrışma olmayan kırıktır. Kayma riski düşük, sorunsuz ve stabil bir kırıktır.

Garden tip III (Kısmi ayrışmış tam kırık): Kırık parçaları arasında ayrışma vardır. Ancak iki parça arasında temas bulunur. Alt parça dış rotasyonda, üst parça ise varus pozisyonundadır. Femur başı asetebulum içinde dönmüştür. Stabil olmayan bir kırıktır fakat iyi redükte edilir, tespit yapılırsa iyi sonuçlar alınabilir.

Garden tip IV (Ayrışmış tam kırık): Kırık yerinde çok kayma vardır, femur başı asetebulumda nötral pozisyonunda bulunur. Femur başındaki trabeküller

asetebulum içindeki trabekularlarla aynı hattın uzantısında konumlanırlar. Arka korteks arka alt tarafında üçgen şeklinde bir parça ayrıldığı görülür. Arkada retinakulum parçalanmıştır. Prognozu kötüdür^(18,40).



Şekil 18: Femur boyun kırıklarında Garden sınıflaması

3.6 TEDAVİ

Yaşlı hastalarda femur boyun kırıklarının tedavisi, yapılan birçok çalışma ve elde edilen birçok veriye rağmen günümüzde de tartışmalıdır. Günümüzde ileri yaş femur boyun kırığının tedavisinde internal fiksasyon ve artroplastik olmak üzere başlıca iki yöntem mevcuttur. Son 50 yıllık literatürde çeşitli avantaj ve dezavantajların sunulduğu iki tedavi grubu hakkında birçok makaleler yayınlanmıştır. Artroplastinin yüksek mortalite, morbidite, kalça çıkığı, gevşeme ve asetabuler protrüzyon nedeniyle başarısız ve internal fiksasyonun daha başarılı olduğunu savunan makalelerle birlikte internal fiksasyonun avasküler nekroz, kaynamama, implant yetersizliği gelişmesi riskinin fazla olması ve yüksek oranda revizyon gerekmesi nedeniyle başarısız olduğunu savunan yayınlarda mevcuttur (Tablo 1).

Yazar	Hasta sayısı	Takip-yıl	Avasküler nekroz(%)	Kaynamama(%)
Banks (1962)	123	>2	33	28
Brown (1964)	146	1-1,5	28	21
Graham (1968)	112	3	28	23
Massie (1973)	201	1-17	33	21
Fielding(1975)	63	5,5	27	16
Barnes (1976)	851	3	26	32

Tablo 1: İnternal fiksasyon sonrası gelişen Avasküler nekroz ve kaynamama komplikasyonları⁽⁴⁷⁾

Femur boyun kırıklarında tedavi yönteminin belirlenmesinde hastanın yaşı, kırık olduktan sonra geçen süre, kırığın tipi, kemiğin kalitesi, hastanın kırık öncesi aktivite durumu, hastanın kırık öncesindeki diğer hastalıkların varlığı (malignansi, nöromusküler hastalıklar, kardiyopulmoner hastalıklar vs.) hastanın mental durumu gibi birçok faktör rol oynamaktadır. En ideal olan hastanın kendi femur başının ve boynunun komplikasyonsuz olarak kaynatılmasıdır. Bazı durumlarda bu mümkün olmamaktadır. Bu durumlarda hastaların bir an önce mobilize edilerek kırık öncesi yaşamına dönmelerinin sağlanması ve hastayı olası komplikasyonlardan korumak primer amaç olmalıdır.

Femur boyun kırıklarının cerrahi tedavisini 3 ana başlık altında toplayabiliriz;

- 1- Ameliyatsız tedavi
- 2- İnternal tesbit (açık ya da kapalı)
- 3- Artroplasti (total ya da parsiyel)

1. Ameliyatsız Tedavi:

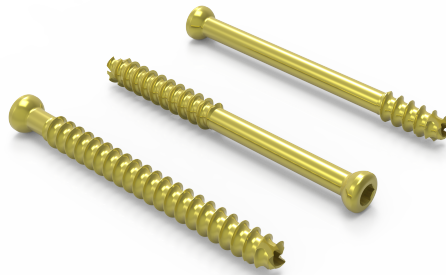
İmpakte olan ve kaymamış kırıklarda hasta ameliyat edilemeyecek durumda ise düşünülebilir. Birkaç haftalık yatak istirahatinden sonra kontrollü yük vermeden ibarettir. Birçok çalışmada %10 redüksiyon kaybı, %20-40 aseptik nekroz oranı bildirilmiştir. Rockwood, Cave, Moore, Near, De Lee, Watson-Jones gibi yazarlar bu kırıkların internal tespit ile tedavi edilmesi gerektiğini belirtmişlerdir^(48,49). Günümüzde femur boyun kırıkları cerrahi yolla tedavi edilmektedir.

2. Internal Tesbit⁽⁵⁰⁾

Internal tespiti seçerken; kemiğin kalitesi, kırığın şekli, kırık redüksiyonunun kalitesi, hastanın yaşı, hastanın kırık öncesi aktivite durumu ve mevcut sistemik rahatsızlıkları iyi değerlendirmek gerekir. Genç hastaların tüm kırıklarında ilk seçenektir. Yaşlı hastaların yer değiştirmemiş ya da impakte kırıklarında tartışmalı olsa da yapılabilir. Massie ilk 12 saatte, Parker ilk 48 saatte girişimin yapılmasını önermektedir.

Başlıca internal tespit araçları:

1-Vidalar: Distal uç kısmı yivli ve setli, set dişlerinin bulunduğu kısmının çapı 6.5mm, uzunluğu 16 ve 32mm olan femur başı ve boynu arasında kompresyon yapma özelliğine sahip, ortası kanüllü olan vidalardır. Birbirlerine paralel ve eşkenar üçgen olacak şekilde boyna gönderilen üç adet vida yeterli stabilite sağlar. Kompresyon için vida yivlerinin kırık hattını geçmesi gerekir (Şekil 19).



Şekil 19: Internal tespit için kullanılan vidalar

2-Sabit Açılı Çivi Plaklar: Bu çivilerin uygulanmasından önce anatomik ve stabil bir redüksiyon mutlaka gerekmektedir. Holt, Jewett gibi artık sık kullanılmayan implantlar ve kompresyon yapma özelliği olduğu belirtilen AO veya Mittermainer gibi implantların tecrübeli ellerde redüksiyon sonrası stabilitesi iyi değerlendirildiğinde, verdiği sonuçlar tatminkâr olmuştur. Bu çivilerin femur başına penetrasyon (cut-out) oranları yüksektir (Şekil 20).

3-Kayıcı Çivi Plaklar: Kayıcı ve kompresyon yapıcı vida-plak sistemlerinin (Richards, dinamik kalça vidası, Aksiyel dinamik kompresyon plağı) bazı avantajları mevcuttur. Vida kullanıldığı için kansellöz kemikte iyi kavrama sağlanır. Penetrasyon oranları düşük olarak bildirilmiştir, ikincil kompresyon yapmalarından dolayı, instabil redüksiyonlar verilen yükte stabil hale gelirler. Meydana gelen kayma ile vida plağa yaklaşacağından bükülme momenti azalır, böylece makaslama kuvvetleri daha iyi tolere edilirler. Sabit açılı plakların aksine ameliyat esnasında hataları manipülasyonla düzeltmek daha kolaydır. Aksiyel dinamik kompresyon plağında, plak üzerindeki ikinci bir sistem ile femur aksı boyunca da kuvvet uygulanarak ikincil bir kompresyon daha yaratılır (Şekil 21).



Şekil 20: Sabit Açılı Çivi Plaklar

Şekil 21: Kayıcı Çivi Plaklar

4-Intramedüller Çiviler: Ender intramedüller çivilerinin medüller kanal dışına çıkması veya femur başını delip çıkması ve kırık yerinde rotasyonel deformite, diz ağrısı ve sertliği gibi komplikasyonları olabilir. Gamma çivisi 1990

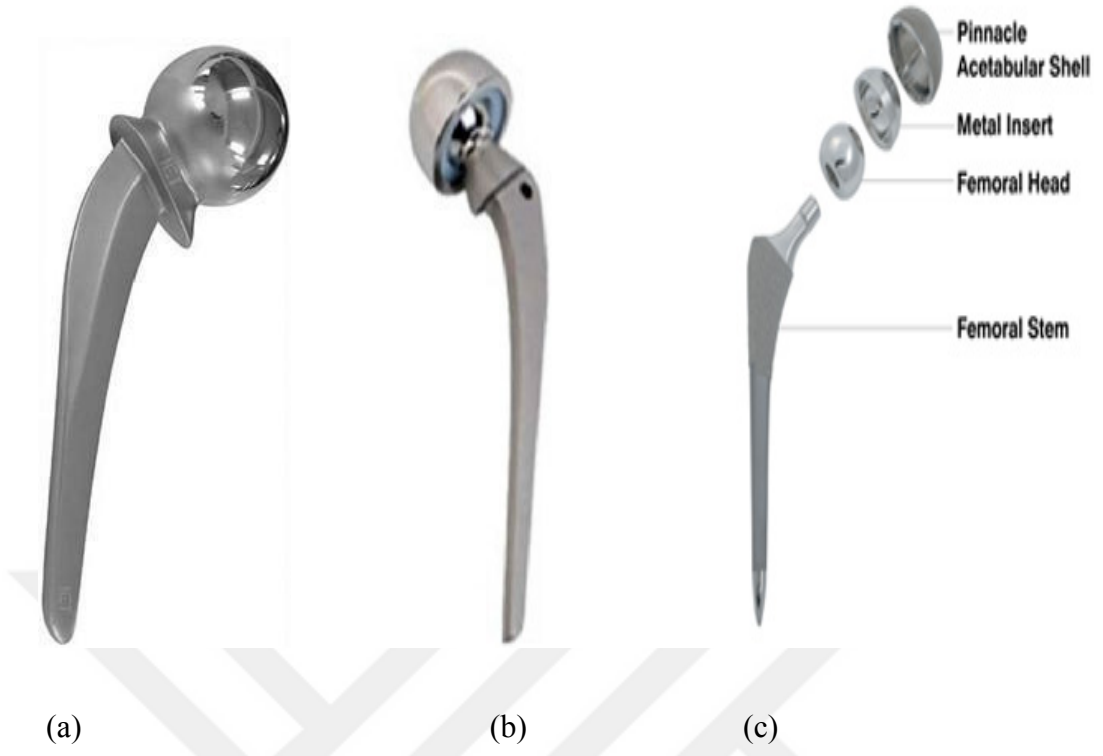
yılında üretilmiştir. İlk yayınlarda başarı oranı yüksek verilmekle beraber ameliyat sırasında ve ameliyat sonrasında gelişen komplikasyonlar sonucunda yeni bir arayış içine girilmiş ve İMHS (intramedüller hip screw) çivisi üretilmiştir. İMHS, Gamma çivisine yüksek benzerlik göstermesi nedeni ile pek tercih edilmemiştir (Şekil 22).



Şekil 22: Intramedüller Çivi

3. Artroplasti

Artroplasti veya internal tesbit arasında seçim yaparken; en önemli faktör femur başında avasküler nekroz gelişip gelişmeyeceğine karar vermektir. Bu konuda cerrahi öncesi yapılacak sintigrafinin; pratik uygulamada sık kullanılması femur başı kanlanmasını göstermesi açısından güvenilir bir yöntem olduğu söylenmektedir. Ayrıca kırığın tipi, hastanın durumu, kırık sonrası geçen süre karar vermede etkilidir. Femur boyun kırıklarında unipolar parsiyel artroplasti, bipolar parsiyel artroplasti ve total kalça artroplastisi olmak üzere üç farklı yöntem, hastanın yaşı, kırık öncesi işlevsel durumu ve eşlik eden diğer hastalıklar göz önüne alınarak uygulanır^(37,51). Kabaca; yerdeğiştirmiş kırığı (Garden III-IV) olan, osteoporotik, yaşlı aktif hastalarda artroplasti yeğlenir^(33,52,53)(Şekil 23).



Şekil 23: (a) unipolar protez, (b) bipolar protez, (c) total protez

4. ARTROPLASTI

4.1 Tarihçe

Hipokrat'tan beri cerrahlar için kalça kırıkları problem oluşturmuştur. Bu kırıkları 1882 yılında Astley Cooper kanlanma durumuna göre ekstrakapsüler ve intrakapsüler olarak ikiye ayırmıştır. Intrakapsüler kırıkların iyileştiğini hiç görmemişti⁽⁵⁴⁾. Uzun yıllardan beri femur boyun kırıkları ile ilgili en büyük sorunların kaynamama ve femur başı avasküler nekrozu olduğu bilinmektedir.

Cerrahinin gelişmediği yıllarda bu tür kırıkların hepsi hasta yatak istirahati ile iyileştirilmeye çalışılmaktaydı ve çoğu zaten yaşlı olan hastalar türlü komplikasyonlar nedeni ile yaşamlarını kaybediyorlardı.

Konservatif tedavi metodlarının başarısızlığı üzerine 1800'lü yılların sonunda çoğu cerrah internal tespiti denemiştir. Ancak yerdeğiştirmiş femur boyun kırıklarının internal tespit ile tedavisinde sonuçlar yanlış kaynama, kaynamama ve avasküler nekroz komplikasyonlarına bağlı olarak beklenen memnuniyetin çok uzağında kalmıştır ve bu durum artroplastilerin geliştirilmesine neden olmuştur.

İlk kez Hey-Groves 1922 yılında fildişinden protezi hastanın femur başına yerleştirmiştir⁽⁵⁵⁾. Smith Petersen 1923'de cam kullanmış ve başarısız olmuştur. 1925'de "selüloz", 1933'de pyrex (ateşe dayanıklı bir tür cam) kullanılmıştır. Ancak cam kırıldığı, diğerleri de reaksiyon yarattığı için terk edilmek zorunda kalmıştır. Paslanmaz çelik ve Co-Cr alaşımları 1930'da denenmiş ve başarılı bulunmuştur. 1939'da Stuck ve Venable'nin vitalliumu keşfi ile vitallium kap kullanarak ameliyat yapmıştır. Vitallium başlıca %60 kobalt, %20 krom, %5 molibdenum'dan oluşur ve korozyona dirençlidir. Judet kardeşler 1948 yılında akrilik kullanarak yaptıkları protezi tanıtmışlardır ve bu protez kısa sürede

kullanıma girmiştir. Bu protez yaygın şekilde kullanılan ilk protezlerdendir⁽⁵⁶⁾. Ne var ki, Judet protezleri hızlı aşınmaları nedeniyle yine kısa sürede kullanımdan kalkmıştır. 1950'den sonra Moore ve Thompson intramedüller vitallium protezi tanıtmış ve geniş kullanım bulmuştur.

Moore ve Böhlman 1940 yılında dev hücreli tümör rezeksiyonu sonrası ilk kez özel yapım metal protez uygulamışlardır⁽⁵⁷⁾. Moore 1952 yılında kemik içe büyümesine izin verecek şekilde pencereci femoral sapı olan protez tasarımını geliştirmiştir⁽⁵⁸⁾. Moore uzun dönemde bu pencerelerin içinde yeni kemik oluşumu ile tespitin daha sağlam olacağını düşünmüştür. Thompson 1954'te kendi adıyla bilinen metal protez tasarımının 2,5 yıllık sonuçlarını bildirmiştir⁽⁵⁹⁾. Moore ve Thompson protezleri dünya çapında yaygın olarak kullanılmıştır.

Protezler tespit başarısızlığı, kaynamama ve avasküler nekroz gibi komplikasyonları ortadan kaldırırsa da, gevşeme, asetabuler erozyon, çıkık, enfeksiyon ve daha kapsamlı cerrahi girişime bağı yeni komplikasyonları beraberinde getirmiştir. Moore ve Thompson gibi birinci nesil unipolar protezlerin kullanımıyla bu tip zorlukların farkına varılmıştır^(60,61). Unipolar protezlerde en sık karşılaşılan sorunlar gevşeme ve özellikle genç aktif hastalarda asetabuler protrüzyona bağı ağırlardır^(60,61).

Protez tasarımı için sürekli devam eden çalışmalar sonucu 1974 yılında bipolar protezler geliştirildi. Gilbert ve Bateman 1974 yılında bipolar protezi ayrı ayrı geliştirdiler ve tanıttılar^(62,63). Bu protezlerde asetabulumda oluşan yüzey erozyonları nedeniyle, asetabulumda yüzeyinin değiştirilmesi ihtiyacını doğurmuştur. Charnley 1960'lı yıllarda total kalça artroplastisin günümüzdeki şekli ile ilk defa uygulayıp, düşük sürtünme artroplastisi konseptini getirmiştir. Bu konseptde metal femoral stem, polietilen asetabüler komponent ve akrilik kemik çimentosundan oluşan 3 parça vardır. Ayrıca polietilen aşınmayı azaltmak için küçük femoral baş kullanımını önermiştir⁽⁶⁴⁾. Charnley 1969 yılında da, protezin femur cismine iyice rijid olarak tespiti ve hastaların erkenden ayağı kaldırılması için kemik çimentosu dediğimiz metil metakrilatı kullanmıştır ve metilmetakrilat 1972 de FDA (Amerikan-Food and Drug Administration) onayı almıştır. Bu tarihten sonra protezlerin gelişimi hızlanmış⁽⁶⁵⁾ ve Charnley'in kalça artroplastisi sonuçları diğer artroplastilerin başarılarının ölçümünde temel ölçüt olmuştur. 1975

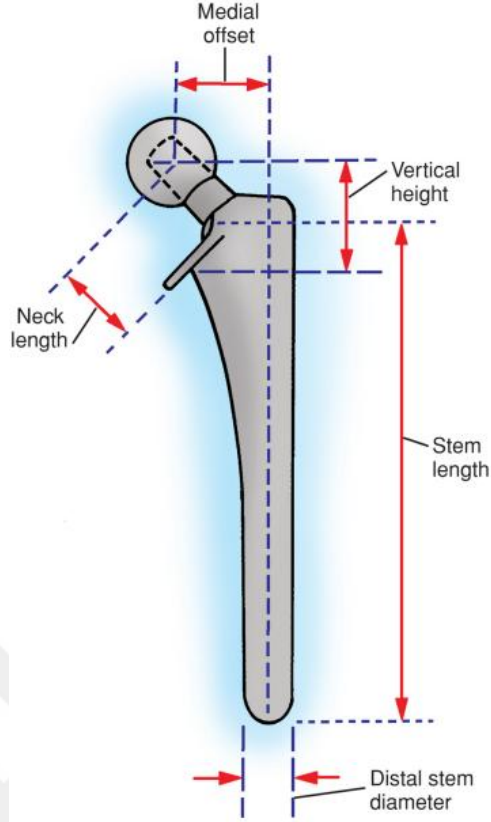
yılında L.A. Russin ve Sivash çimentosuz kullanılabilecek ilk presfit protezi tanıtıldı⁽⁶⁶⁾.

Birinci nesil protezlerde tespit, sap ile meduller kanalın uyumuna bağlıydı. Bazı osteoporoz hastalarında meduller kanalın çapı oldukça büyüktü ve protezin sıkı yerleşimi mümkün olmuyordu. Polimetilmetakrilatın (PMMA) yaygınlaşmasıyla bu sorun ortadan kalktı. Kontrollü çalışmalarda aynı protezin çimentolu uygulanması ile hasta konforunun arttığı ve klinik sonuçların daha iyi olduğu gösterilmiştir⁽⁶⁷⁾. Yeni nesil protezlerde, farklı çaplarda anatomik femur sapı mevcuttur, çimentolu ve çimentosuz sıkı tespit sağlanabilir. Ayrıca, çimentosuz sıkı tespit için mikroporlarla kaplı femur sapları geliştirilmiştir. Bu protezlerde poröz yüzeye kemik içe büyümesi gerçekleşerek sıkı tespit sağlanabilir. Birinci nesil protezlerde sivri dörtgen köşeli saplar kullanılmış, ancak bu köşelerin çimentoyu kırdığı görülmüştür. Günümüzde yuvarlak köşeli parlak yüzü saplar çimentolu protezlerde, poröz kaplı olanlar çimentosuz protezlerde kullanım bulmuştur.

4.2 Femoral Komponent ve ofsetler

İdeal femoral rekonstrüksiyon, femur başının normal rotasyon merkezinin yeniden oluşturulmasıdır. Rotasyon merkezinin lokalizasyonunda üç faktör göz önüne alınmalıdır. (1) dikey yükseklik (“vertikal ofset”), (2) femoral ofset (“horizontal ofset”, “medial ofset” veya basitçe “ofset”), (3) femur boynu versiyonu (“anterior ofset”) (Şekil 24). Femur boynu uzatıldığı zaman, hem vertikal ofset hemde femoral ofset artacaktır, bu nedenle her ikiside arttırılmak isteniyorsa uzun boyunlu stem tercih edilmelidir. Modern sistemlerin çoğunda boyun uzunluğunun arttırılması daha çok modüler başlara internal ilave ile sağlanmakta ve stem boynuna sıkı bir şekilde oturtulmaktadır⁽⁶⁸⁾.

Genellikle stem boyun uzunlukları 25-50 mm arasında olup, bunun 8-12 mm değiştirilmesi uygulama esnasında modüler başlarla mümkündür. Femur başının dikey yüksekliği, genellikle femur başı orta noktası ile sabit bir noktanın arası ölçülerek, mesela trokanter minör gibi bulunur. Bacak eşitliğinin sağlanmasında bu mesafenin restorasyonu önemlidir. Değişik boyun uzunluklarındaki stemlerin kullanılması da bu mesafenin sağlanmasına önemli katkı sağlar.



Şekil 24: Femoral komponentin dikkat edilecek noktaları ve ofsetler

Femoral ofset ise, femur başı merkezi ile, stemin distal parçası uzun eksenini boyunca çizilen aks arasındaki mesafedir.

Bu ofset mesafesinin yeterli restore edilememesi sonucunda:

- 1- Abduktör adelelerin moment kolunun kısalmasına
- 2- Ekleme binen yükün artmasına
- 3- Topallamaya
- 4- Kemik sürtünmesine
- 5- Sonuç olarak dislokasyona yol açabilir.

Bunun tersine fazla femoral ofset verilmesi sonucunda:

- 1- Steme binen yükün artmasına
- 2- Çimento kütesine fazla stress gelmesine
- 3- Sonuçta stem gevşemesi veya stem kırılmasına neden olur⁽⁶⁸⁾.

Femoral ofset primer olarak stem dizaynına bağlıdır. Fakat varus stem kullanılarak femoral ofsette biraz artma sağlanabilir. Fakat bu pozisyonun yan etkisi de stem daha uzakta kalacağı için daha ağır bir yükü dengelemek zorunda kalmasıdır^(70,71).

Femoral ofset'in artırılması abdüktör kaldıraç kolunu uzatarak işlevsel sonuçları iyileştirir. Yüksek femoral ofset sayesinde boynu uzatmak gereksinimi azalır ve femur mediyalizasyonu engellenir. Boynu uzatarak femoral ofset elde etmeye çalışmak aynı zamanda ekstremitte uzunluğunu da etkilemekte ve bir komponent düzeltilirken diğeri bozulmaktadır^(70,71).

Femoral komponentler genellikle sabit shaft-boyun açısıyla imal edilmekte olup bu açı tipik olarak 135 derecedir. Fakat kadavra çalışmalarında çok farklı boyun-shaft açısıyla karşılaşılmaktadır. Varus kalçalarda genellikle rotasyon merkezinin dikey yüksekliği biraz az, izafî olarak da femoral ofseti biraz fazladır. Valgus kalçalarda ise durum tam bunun tersidir. Trokanter majör yüksekliğinin ölçümü, femur başı merkezinin doğru pozisyonunun tayin edilmesinde iyi bir indikatör değildir. Eğer kalça protezi konan hastalardaki anatomik yapı aşırı varus veya valgus şeklinde ise, vertikal ve femoral ofsetin ayarlanması biraz güç olabilir. Bilhassa varus kalçalarda bu ayarlama daha da problemlidir. Bunlarda gerçek ofsetin restorasyonu sağlanırken, dikey yükseklik artacağından ekstremitede aşırı uzunluk oluşabilir. Bu nedenle modern stemlerin çoğunda standart ve arttırılmış femoral ofsetli olmak üzere iki ayrı seçenek mevcuttur. Aslında femoral ofset arttırıldığında, steme ve proksimal çimento kütesine aşırı bir zorlama binecektir. Fakat son yıllarda kullanılan süperalaşım metaller paslanmaz çeliğe göre daha dayanıklı olduğundan bu yüklenme pek stem kırılmasına yol açmıyor. Ayrıca sonlu element modellerinde ve proksimal femurun medialindeki çimento kütesinde yapılan direkt ölçümler sonucunda arttırılmış ofset stemlerde medial çimento kütesine pek de aşırı zorlamanın binmediği tespit edilmiştir^(70,71).

Versiyon terimi, femur boynunun koronal plandaki oryantasyonunu gösterir. Antaversiyon ve retroversiyon olarak iki kavramla ifade edilir. Protez eklemin stabilitesinin sağlanmasında, femur boynu versiyonunun restorasyonu önemlidir. Normalde femur boynu ayaklar tam öne bakarken; koronal planda 10-15 derece

antaversiyona sahiptir. Protez uygulanırken de mümkün olduğunca bu açı restore edilmelidir. Aşırı retroversiyon posterior dislokasyona, aşırı antaversiyon da anterior dislokasyona yol açabilir⁽⁶⁸⁾.

4.3 Hemiartropasti Endikasyonları⁽¹⁸⁾

A) Kesin endikasyonlar:

1) Yeterli redükte edilemeyen veya yeterli stabilitesi olmayan özellikle arka kortekste parçalanmanın olduğu kırıklar

2) Ameliyattan birkaç hafta sonra tespit kaybının olduğu femur boyun kırıkları

3) Kalçanın önceden var olan bazı lezyonları: Bu hastalarda artroplasti zaten endikedir ve kırık sadece kararı acil hale getirir. Örneğin bilinmeyen nedenlerden, ışınlama, önceki çıkık, ilaveten romatoid artrit veya kalçanın dejeneratif artritine bağlı femur başı avasküler nekrozu olan hastalar, muhtemel kırık öncesi protez uygulaması ile en iyi kalçaya sahip olacaklardı. Bu hastaların çoğu femur başı replasmanından çok total kalça replasmanına adaydır.

4) Malignite: Kısa yaşam beklentisi olan hastada kırık patolojik veya primer olarak travma sonucu da olsa en iyi protez ile tedavi edilir.

5) Psikoz, mental retardasyonu, Alzheimer hastalığı, Parkinson hastalığı, hemipleji ve kontrol altına alınamayan nöbetleri olan hastalar. Bu hastalarda korumalı yük vermek güvenli değildir. Primer protez bu durumda yerinde bir karardır.

6) Eski, tanı konulamamış femur boyun kırıkları: 3 haftadan eski tedavi edilmemiş, redükte edilmemiş ve impakte olmamış femur boyun kırıklarına primer protez yapılmalıdır.

7) Femur başı ve boyun kırığı ile birlikte kalça çıkığı olan olgular. Bu durumda avasküler nekrozun kesin olması nedeniyle en iyi primer protez replasmanı ile tedavi edilir.

8) İkinci bir ameliyatı engelleyecek genel sağlık durumunun kötü olduğu hastalar.

B) Rölatif Endikasyonlar:

1) İlerlemiş fizyolojik yaş: Bazı lokal ve dizgesel hastalıklar ve özellikle bunların kombinasyonları yaşlılarda meydana gelmekteyse de bu tek başına protez için endikasyon değildir. Protez replasmanı 70 yaş ve üzerinde olan ve yaşam beklentisi 10–15 yıldan çok olmayan hastalar için saklı tutulmalıdır.

2) Yaşlı bireylerde kalçanın kırıklı çıkığı: Eğer başın ağırlık taşıyan yüzeyini ilgilendiriyorsa protez uygulaması, internal tespiti tercih edilir⁽¹⁸⁾.

4.4 Hemiartroplastinin Kontrendike olduğu durumlar:

- 1) Çocuk ve genç hastalar.
- 2) Kalçasında aktif enfeksiyonu veya sepsisi olan hastalar.
- 3) Asetebulumu etkilenmiş romatoid artritli veya dejeneratif artritli hastalar.
- 4) Charcot eklemi olan olgular.

4.5 Protez tipleri

Tedavi seçeneği olarak artroplastiye karar verildiğinde sıra protezin tipini belirlemeye gelir. Burada önümüzde çeşitli seçenekler vardır:

A) Austen T. Moore tipi protez

Tarihsel süreçte femur boyun iç korteksinin 1- 1.5 cm'sine kadar sağlam olduğu femur boyun kırıkları, genç olgular ve kemik niteliğinin iyi olduğu olgularda kullanılırdı. Fakat günümüzde ileri yaşda çok kısıtlı mobilize olan hastalarda operasyon zamanının kısa olması ve uygulama kolaylığı nedeniyle kullanılmaktadır. Bu protezler çimento kullanılmadan uygulanır. Femoral komponent yerleştirildikten sonra saptaki pencereler bol kemik grefti ile doldurularak kemik köprülerin oluşması ve saptaki gevşemenin önlenmesi amaçlanır. Ancak son yıllarda yapılan çalışmalarda bunun böyle olmadığı yine

aseptik gevşemenin olduğu gözlenmiştir. Ayrıca revizyon cerrahisi gerektiren olgularda bu oluşan köprülerin çıkarılması zorluklara neden olmaktadır. Bu tip protezlerin değişik firmalar tarafından yapılan birçok tipleri bulunmaktadır. Ancak sapı geniş ve düz tip protezler tercih edilmelidir^(57,58) (Şekil 25).

B) Frederick R. Thompson Tipi Protez

Femur boyun açısı dik ve uzun olduğu için femoral boynu kalmamış vakalarda kullanılırdı. Sapında delikler yoktur. Bu nedenle çimentolu olarak üç nokta prensibine bağlı kalınarak yaşlı olgularda kullanılan protez tipidir (Şekil 25). Özellikle genç ve aktif hastalarda unipolar parsiyel artroplasti uygulaması ile gelişen asetebuler aşınmaya bağlı ağrı hastalarda büyük rahatsızlık yaratmıştır. Bu durum femur boyun kırığı tedavisinde bipolar parsiyel artroplasti ve total kalça artroplastisini kullanımını gündeme getirmiştir⁽¹⁸⁾.



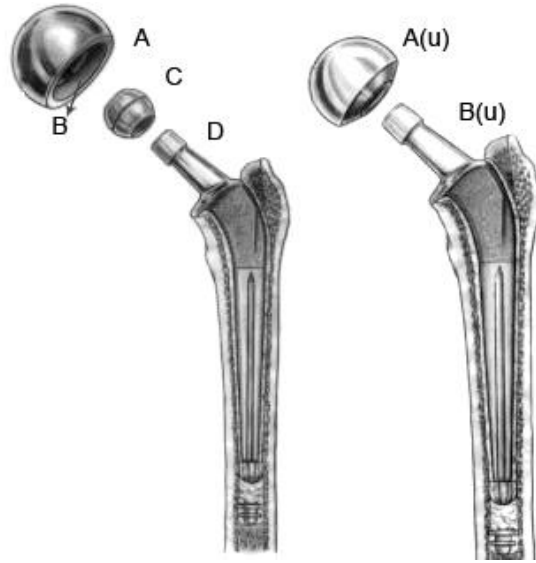
Şekil 25: Sırasıyla Austin Moore protezi ve Thompson protezi

C) Bipolar Endoprotezler (Üniversal Femoral Başlı Protezler):

Bu tip protezler Moore tipi protezler ile total kalça protezleri arasındaki ara basamakta yer alan protezlerdir (Şekil 26). 1974 yılından itibaren kullanılmaya başlanılmıştır. Çimentolu ve çimentosuz şekilde uygulanabilir. Femur başı iç içe giren üç ayrı komponentten oluşur. Femur başı Charnley tipi protez gibi küçük yapıdadır. Arada polietilen parça vardır. En dış kısmında da asetabulumu uyan çapta madeni baş vardır. Üç parçalı yapılmasının amacı, hareketin bir kısmını metal kıkırdak yüzeyinden, protez dizaynında yer alan metal-polietilen yüzeyine taşıyarak asetabulumun kıkırdak tabakasındaki tazyiki ve basıncı azaltarak asetabuler komponentin aşınmasını önlemektir⁽⁷²⁾. Ancak daha sonra yapılan incelemelerde bunun böyle olmadığı bu komponentler arasına membranöz fibrotik dokuların girdiği böylece protez komponentlerinin hareketsiz kaldığı, unipolar protez gibi işlev gördüğü ve sonuçta asetabuler aşınmayı tamamen önlenemediği gözlenmiştir^(73,74).

Bunun yanında bipolar sistemin uzun süre çalıştığı ve asetabuler aşınmayı azalttığı yönünde yayınlar da mevcuttur^(75,76).

Wada yaptığı bir radyolojik çalışmada bipolar protez iç eklemine hareketinin ameliyat sonrası döneme göre çok az miktar azalmakla birlikte 108 ay sonra bile devam ettiğini saptamıştır⁽⁷⁷⁾. Ayrıca bu tip protezlerde çıkık gözleendiği zaman kapalı redükte edilememesi, açık redüksiyon gerektirebilmesi ve pahalı olmaları dezavantajlarını teşkil etmektedir. İleride total kalça replasmanı gerekli olan olgularda eğer sapta gevşeme yoksa sap yerinde bırakılır, sapa ait hiç bir müdahale yapılmaz. Asetabuler komponent yerleştirilerek total kalça protezi gerçekleştirilmiş olur⁽⁶⁴⁾.



Şekil 26: Bipolar ve unipolar protezler A-Bipolar protezin büyük küresi, B-Bipolar protezin iki küre arasındaki bağlantısı, C-Bipolar protezin küçük küresi, D-Bipolar femoral stem, A(u)-Unipolar protezin büyük küresi, B(u)-Unipolar femoral stem

D) Total Kalça Protezi:

Femur boyun kırığı tedavisinde kullanılabilecek bir diğer artroplasti seçeneği “**Total Kalça Protezi**” (TKP)’dir. TKP kullanımı fikri, unipolar ve bipolar hemiarthroplasti ile asetabuler aşınmaya bağlı ağrı şikâyetlerinin tamamen ortadan kaldırılamaması ve işlevsel düzelmenin uzun dönemde devam ettirilememesi sorunlarına çözüm arayışından doğmuştur. TKP’nin femur boyun kırığı tedavisinde kullanım alanı unipolar ve bipolar hemiarthroplasti kadar geniş değildir ve bazı özel şartlarda kullanımı gündeme gelir. Internal tespit uygulanması mümkün olmayan, artroplasti endikasyonu konmuş ancak nispeten daha genç ve aktif femur boyun kırıklı hastalar, boyun kırığına eşlik eden kalça dejeneratif artrit olan hastalar, femur boyun kırığı olan yaşlı romatoid artrit hastalarının tedavisinde TKP’nin uygun olduğu hasta grubunu oluşturur⁽⁷⁸⁻⁸¹⁾.

Bu endikasyonların dışında paget hastalığı, osteoporoz, nöromusküler hastalığı (örn. Parkinson hastalığı) bulunan hastalarda oluşan femur boyun kırığı tedavisinde TKP’i kullanılabilir. Mental geriliği olan hastalar ve kısa yaşam süresi beklentisi olan ancak aktif hastalar (neoplastik durumlar) da TKP’i tedavi olarak seçilebilir⁽⁷⁹⁾.

Atik femur boyun kırıklarının artroplastisi ile tedavisinde kullanılacak protez tipinin seçimi için aşağıdaki önerilerde bulunmuştur;

1) Yatağa veya sandalyeye bağlı, ev içinde dolaşan, çok yaşlı ve ameliyat zamanı kısa olması gereken düşük hastalarda unipolar kalça artroplastisi tercih edilir.

2) Daha aktif, dinç, genel durumu iyi olan, ev dışında da yaşamını sürdüren yaşlı hastalarda bipolar kalça artroplastisi tercih edilir.

3) Aktif, dinç, yaşam süresinin uzun olacağı tahmin edilen hastalarda ve koksartrozu olan total artroplastisi tercih edilir⁽⁸²⁾.

4.6 Kemik Çimentosu Hakkında Genel Bilgiler

Akrilik sement, Sir John Charnley tarafından ilk olarak kullanılmasından bu yana, implantların fiksasyonu için önemli bir malzeme olduğu kanıtlanmıştır. Sementin bir yapıştırıcı olmadığı, sadece boşluk dolduran ve yük aktarımı sağlayan bir materyal olduğu akıldan çıkarılmamalıdır.

Akrilik sement ilk olarak 1843 yılında sentezlendi. PMMA ise, Hill ve Crawford'un çalışmaları ile oluşturuldu. PMMA, kendiliğinden polimerize olan bir maddedir ancak çok yavaş olan bu reaksiyon ısı, ultraviyole ışık ve kimyasal ajanlarla hızlandırılabilir.

1958 yılında, ilk olarak sement kullanan Charnley, sementin bu kadar popüler olmasında önemli yer tutmuştur.

Metil metakrilat'ın ana polimer formülü $R-CH_2-C(CH_3)(COOCH_3)$ şeklindedir. Ortopedik cerrahide kullanılan sement, toz ve sıvı iki kısmın karıştırılmasıyla elde edilir. Toz kısmında, polimetilmetakrilat, metilmetakrilat ve baryum sülfat gibi radyopak maddeler bulunurken, sıvı kısmın aslını, metilmetakrilat, %2'lik bir kısmı ise dimetilparatoluidin gibi, sementin hızlı katılaşmasını sağlayan amin hızlandırıcılar oluşturur.

Sement polimerlerinin ortalama molekül ağırlığı 198.000 civarında olup, katılaşması ile birlikte 242.000'e ulaşır. Polimerizasyon sonrasında, tensil gücün

%90'ına 4 saatte ulaşılırken, %100 için 24 saat geçmesi gerekmektedir. Akrilik sement, kortikal kemikle kıyaslandığında %25 tensil kuvvetlerde, %50 kompresif kuvvetlerde, %15 elastik modülüste zayıflık gösterir. Baryum sülfat gibi radyopak maddelerin eklenmesi ile kompresif ve tensil gücün azaldığı bulunmuştur. Lee ve arkadaşlarının yaptıkları çalışmaya göre, karıştırma tekniği ve basınçlama sementin mekanik özelliklerini büyük oranda değiştirmektedir⁽⁸³⁾.

Sement porozitesi, karıştırma esnasında sement içerisinde hava boşlukları oluşması ile ilgilidir. Aşırı karıştırma poroziteyi artırır, vakum ve santrifüj ise azaltır. Buna karşılık, yapılan bazı çalışmalarda, Chin ve arkadaşları, elle karıştırılmış sement ile santrifüj edilmiş sement arasında herhangi bir fark gözlemediler⁽⁸⁴⁾. Ayrıca santrifüjün, normalde %6–7 olan volüm kaybını artırarak, kemik-sement bağlanmasını da kötü etkilediği ortaya konmuştur. Santrifüjün, ameliyat zamanı ve masraflarını da arttırdığı bir gerçektir. Lidgren ve arkadaşları elle karıştırılmış, vibrasyonla karıştırılmış ve vakum altında aparat ile karıştırılmış sementlerle yaptıkları araştırmada %15–30 arasında bir güç artışı saptadılar⁽⁸⁵⁾. Sement, polimerize olurken, egzotermik bir reaksiyonla ısınır. Ulaşılabilecek değerler, sement kütlesi ve o andaki sıcaklık ile ilişkilidir. Ceviz büyüklüğünde bir sement kütlesinin merkezindeki sıcaklık, kaynama noktasına ulaşabilirken, dış yüzeyde daha düşüktür. İmplantın yerleştirilmesi ile metal ısıyı absorbe ederek, daha da düşmesine neden olur. Sementin ısınması ile birlikte, çalışma süresinin de sonuna gelinmiş olur.

Kısaca toparlamak gerekirse, sementin mekanik özelliklerini etkileyen değişkenler şunlardır:

1. Sementin kalınlığı: Sement mümkün olduğu kadar eşit, boşluklar içermeyen bir şekilde ve yeterli kalınlıkta olmalıdır⁽⁸⁶⁾.

2. Yabancı maddelerle kontaminasyon: Sementin mümkün olduğu kadar kan, kemik vb. yabancı maddelerle kontaminasyonu engellenmelidir.

3. Karıştırma tekniği: Çok hızlı ve çok yavaş karıştırmak sement gücünü düşürür. Santrifüj ve vakum, sementin yorulma gücünü arttırmaktadır.

4. Sementin tabakalaşması: Bu olay genellikle polimerizasyonun geç

evrelerinde oluşur. Gruen ve arkadaşları, gerilmeye karşı direncin %54 oranında azaldığını tespit etmiştir⁽⁸⁷⁾. İlk evrelerde sement, daha az viskoz bir yapı olduğundan sorun olmaz, ancak geç evrelerde tabakalar yapma eğilimindedir. Basınçlama yapılmaması da bu olayı artırır.

5. Sıcaklık ve nem: Oda sıcaklığından vücut sıcaklığına yaklaştıkça, sementin gücü de azalır.

6. Yardımcı maddeler: Baryum sülfat, antibiyotik gibi katkıları belirli oranlarda sementin gücünü düşürmektedir.

7. İmplantlar: Özellikle köşeli implantların, yuvarlak olanlar nazaran daha fazla stres yarattığı bilinerek ve sementli uygulamalarından kaçınılması gerekir.

8. Kemik kalitesi, tespit gücü ve sement-kemik bileşke: Kemik kalitesi, cerrahın seçiminde olan bir durum değildir ancak unutulmamalıdır ki cerrahi teknik primer fiksasyonu ve sement-kemik bileşkedeki sağlamlığı etkiler. Lee, çalışmasında, kemiğin kortekse en yakın olan güçlü trabeküler alana kadar reamerizasyonu ve sementin basınçlı uygulanması ile en iyi sonuçları elde etmiştir⁽⁸³⁾.

Çimentolama teknikleri 3 kuşakta incelenmektedir. Bunlar;

Birinci kuşak; Charnley'in orijinal tekniğinde olduğu gibi çimento karıldıktan sonra femoral kanala parmakla itilerek doldurulur.

İkinci kuşak: Çimento karılır, femoral kanala tıkaç yerleştirilip, karılan çimento, çimento tabancasıyla medüller kanala gönderilir.

Üçüncü kuşak: İkinci kuşaktaki gibi çimento femoral kanala tabanca ile gönderilir, ancak pulsatil ve basınçlı bir şekilde uygulanır. Bu şekilde uygulama ile medüller kanal tamamen doldurulur⁽⁸⁸⁾.

Dördüncü kuşak: Henüz 4. kuşak olarak adlandırılmasa da yeni bir nesil olarak tanımlayabileceğimiz yüzeyler arası biyo-aktif çimento uygulaması tanımlanmıştır.

Çimentolu total kalça protezi uygulamalarında aseptik gevşemeler genellikle asetabulum tarafında görülür. Çimento kalitesini ve dayanıklılığını artıran çalışmalar öncelikle asetabuler taraftaki bu sorunu azaltmayı amaçlar. Günümüzde giderek artan sayıda kullanılmaya başlanan biyoaktif kemik çimentosu uygulamasında, çimento dayanımını artırmak amacıyla 1200 derecede işlem görmüş 100-300 µ çaplı hidroksiapatit (HA) ve kalsiyum silikat granülleri kullanılmaktadır. Bu teknikte asetabulum ve femoral kanal oyulduktan sonra HA granüller kemik yüzeye elle sıvanır ve rutin 3. kuşak çimentolama ile devam edilir. Bu uygulamanın 10-15 yıllık izlem sonuçlarında protez sağkalımının yüksek olduğu gözlenmektedir⁽⁸⁹⁻⁹¹⁾.

Medüller tıkaçın konulması ile de çimentonun basınçlı uygulanması sağlanır. Ayrıca çimentonun protez ucundan 2-3 cm. daha distale ulaşması sağlanır. Basınçlı uygulama tekniği ile çimento kemiğin trabeküler yapısı içine doğru girmektedir. Çimento mantosunun kalınlığı en az 4 mm olmalıdır⁽⁹²⁾. Çimento konulmadan önce ortamın kânsız ve kuru olması sağlanmalıdır. Sonra basınçlı yıkama, intramedüller fırçalama ve distal femoral kanala tıkaç konmalı ve çimento tabanca yardımıyla basınçlı bir şekilde uygulanmalıdır. Çimento mantosunun kalınlığının yeterli olmasıyla aseptik gevşeme oranlarının çok azaldığı belirtilmektedir.

Çimento, kemik ile protez arasında stabilizasyonu sağlayarak erken harekete izin verir, rehabilitasyonu kolaylaştırır. Bu avantajının yanı sıra revizyonun zor olması, enfeksiyon tehlikesini arttırması, ameliyat süresini uzatması, daha fazla kan kaybı olması, daha fazla ektopik kemikleşmeye yol açması gibi dezavantajları vardır.

Kemik çimentosuna antibiyotik eklenmesi ile lokal olarak antibiyotik salınımı elde edilmekte ve özellikle enfeksiyonu olan protez cerrahilerinde bu uygulama kurtarıcı bir seçenek olarak karşımıza çıkmaktadır. Antibiyotik yüklü kemik çimento kullanımının Avrupa'da 30 yılı aşkın bir tarihçesi bulunmasına rağmen ABD'deki popülerliği ancak FDA (Food and Drug Administration) kurumunun onay vermesiyle birlikte 2003 yılından itibaren artmaya başlamıştır. Antibiyotikli kemik çimentosu sıvıyla tozun karıştırılması öncesinde antibiyotiğin kemik çimentosunun toz kısmına eklenmesi ile elde edilir. Antibiyotikler sıvı

şekilde eklenmemelidir, sıvı olan monomer ile karıştırılmamalıdır. Çünkü bu tip bir yaklaşım in vitro olarak kemik çimentosunun kompresif gücünü %40'a varan oranda azaltmaktadır⁽⁹³⁾. Elle karıştırılan antibiyotikli kemik çimentolarına kıyasla, hazır antibiyotikli çimentolarda antibiyotiğin daha homojen olarak dağılması mümkündür. Sonuçta vakum karıştırıcı sistemler kullanılması polimerizasyon aşamasında kemik çimentosunun gözenekliliğini azaltıcı ve gücünü artırıcı bir yöntemdir. Eklenecek antibiyotikte aşağıdaki özellikler aranmalıdır⁽⁹⁴⁾: (i) Geniş antibakteriyel spektrum, (ii) düşük konsantrasyonlarda iyi bakterisidal etki, (iii) düşük direnç gelişimi, (iv) proteinlere düşük bağlanma oranı, (v) düşük allerjik potansiyel, (vi) kemik çimentosu mekaniğine etkisiz olması ya da etkisinin önemsiz olması, (vii) kimyasal ve termal faktörlere karşı dayanıklı olması, (viii) suda iyi çözünür olma, (ix) kemik çimentosundan salınımının iyi olması. Bu özellikler göz önünde bulundurularak gentamisin 1970'lerden beri hep en çok tercih edilen antibiyotik olmuştur⁽⁹⁵⁾. Bunun yanında tobramisin, eritromisin, vankomisin, sefalosporinler ve kolistinde sementte katılan antibiyotiklerdir.

Yapılan çalışmalarda 40 gram kemik çimentosuna 2 gram antibiyotik (gentamisin, kloksasilin veya sefazolin) eklenmesi ile kısa dönem mekanik özelliklerde hiçbir anlamlı değişiklik saptanmadığı görülmüştür⁽⁹³⁾. Antibiyotiğin kemik çimentosu içerisinde %5 oranında olmasının optimum olduğu bildirilmiştir⁽⁹⁶⁾. Kemik çimentosuna antibiyotik eklenmesi iki amaç doğrultusunda yapılabilmektedir. Birincisi tedavi amaçlı yüksek doz antibiyotik yüklü kemik çimentosu kullanımı. Bu amaçla 40 gram akrilik kemik çimentosuna en az 3.6 gram antibiyotik eklenmesi ile gerekli terapötik seviyelere ulaşılabilmektedir. İkincisi ise profilaksi amaçlı düşük doz antibiyotik yüklü kemik çimentosu kullanımı. Bunda ise 40 gram kemik çimentosuna 1 gramdan daha az antibiyotik eklenmektedir⁽⁹⁷⁾.

Hazır satılan antibiyotikli kemik çimentolarını aktif enfeksiyon varlığında kullanmak doz bakımından etkisizdir. Bunun yerine hastaya göre seçilen uygun antibiyotiğin yeterli dozda ameliyathanede karıştırılarak hazırlanması gerekir. Buna ek olarak yüksek riskli hastaların primer ya da aseptik revizyon cerrahilerinde düşük doz antibiyotik yüklü kemik çimentosu kullanımı da yine FDA tarafından onaylanan bir endikasyon olmayıp cerrahın kendi klinik tercihi doğrultusunda yapılabilecek bir uygulamadır⁽⁹⁷⁾.

Gama veya beta radyasyonu ile sterilizasyon moleköl ağırlığını düşürür, bu da kemik çimentosunun mekanik özelliklerini değiştirir. Sementin sıvı kısmı gama radyasyon ile sterilize edilir. Etilen oksit sterilizasyonunun daha fazla zaman alması ve daha pahalı bir işlem olmasına karşın çimentonun moleköl ağırlığına herhangi bir etkisi olmadığı için sementin toz kısmı etilen oksit ile sterilize edilir⁽⁹⁸⁾.

4.7 Ameliyat Tekniği

Kalça eklemi ve femur proksimali için yapılan bazı önemli cerrahi kesiler⁽⁹⁹⁾ (Şekil 23):

Anterior yaklaşım (Smith Petersen kesisi, iliofemoral kesisi): Smith-Petersen femur boyun kırıklarının açık redüksiyonu ve internal tespiti için kullandığı anterior iliofemoral yaklaşımda bir değişiklik tanımlamıştır. Hasta sırt üstü yatarken, iliak kanadın ön üçte birlik kısmı ve tensor fasya lata ön kenarı boyunca yapılan cilt kesisi sonrası, arkaya dönerek, büyük trokanterin 8-10 cm kadar aşağısına uzanan kesidir. Abduktör kaslar iliak kanat yapışma yerinden ayrıldıktan sonra, kapsül açılır. Bu kesinin özelliği istenilen oranda aşağı uzatılabilmesi ve büyük trokanterin yan tarafının görülebilmesidir.

Lateral yaklaşım (Watson-Jones'in lateral yaklaşımı): Hasta sırt üstü yatarken SİAS'un 2.5-3 cm. kadar arka ve biraz aşağısından başlanarak büyük trokantere ve buradan 5 cm kadar aşağı yapılan cilt kesisi sonrası, gluteus medius ve tensor fasya lata arasından girilir, aşağıda vastus lateralis kası üst ucu yapışma yerinden kesilir. Süperior gluteal sinir korunarak kapsüle ulaşılır. Eğer daha geniş bir görüş istenirse gluteus medius kası büyük trokanterin ön yapışma yerinden veya büyük trokanterin ön-üst kısmı osteotom ile kesilebilir. Kesinin en büyük avantajı yukarı ve aşağı doğru uzatabilmesidir. Ayrıca kapsülün iç tarafı ortaya konabilir. İliopsoas tendonu öne alınarak, gluteus maximus adaleleri arasından girilerek asetabulumun bütünüyle görülmesi sağlanır. McFarland ve Osborne gluteus medius kasının bütünlüğünü koruyan kalçaya lateral yaklaşım tanımladı. Gluteus medius ve vastus lateralis kaslarının büyük trokanteri kaplayan kalın periost aracılığıyla doğrudan işlevsel bir devamlılık içinde olduğu vurgulanır.

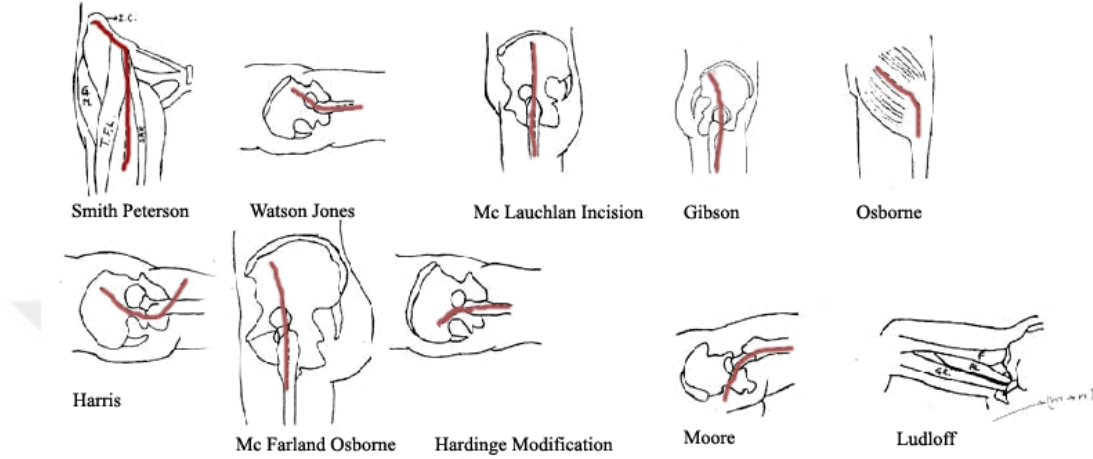
Hardinge lateral yaklaşımı; Hasta sırt üstü yatar pozisyonda iken büyük trokanter masa kenarında ve kalça serbest olacak şekilde yerleştirilir. Büyük

trokanterin üzeri ortalanmış ve arkaya doğru J şeklinde yapılan cilt kesi sonrası, fasiya lata aynı çizgide kesilir, gluteus medius arkaya ve tensor fasiya lata öne ekarte edilerek gluteus medius alt yapışma yeri ve vastus lateralis kasının üst yapışma yeri ortaya konur. Gluteus medius tendonu oblik olarak büyük trokanter üzerinden kasın arka yarısını trokanter üzerinde bırakarak kesilir. Gluteus mediusun orta ve arka üçte birlik bölümünün birleşme yerinde kesiyi yukarı doğru, gluteus medius kas lifleri hattı ile birlikte ilerletilir. Aşağıda öne doğru vastus lateralis lifleri ile birlikte, aşağıda femurun ön yan yüzüne taşınır. Gluteus minimus ve vastus lateralis kaslarının ön kısmı yapışma yerinden kaldırılır. Bu şekilde kapsüle ulaşılmış olur ve kapsül istenilen şekilde kesilir.

Posterolateral yaklaşım; İlk defa Kocher ve Langenbeck tarafından tanımlanan ve önerilen, kalçaya posterolateral yaklaşımın yeniden yaygınlaşmasında Gibson'un rolü büyüktür. İliumdan gluteal kasların ayrılması ve iliotibial bandın fonksiyonuna müdahale gerekmediği için cerrahi sonrası rehabilitasyon hızlıdır. Hasta yan yatar pozisyonda iken SİPS'un 6-8 cm önünden ve iliak kanadın hemen aşağısından bir noktadan başlanır. Alttaki gluteus maksimus kası ön sınırı yer alır. Büyük trokanterin ön kenarı boyunca aşağı uzatılır. Önden ve arkadan künt disseksiyon ile cilt ve cilt altı yağ dokusu flepleri derin fasyadan ayrılır. Sonra kesi aşağı ucundan başlayarak yukarı büyük trokante doğru uzatılarak iliotibial bandı lifleri doğrultusunda kesilir, Uyluk abduksiyona getirilerek, kesi üst ucu boyunca parmak yerleştirilerek palpasyon ile gluteus maksimus kası ön kenarındaki oluk belirlenir ve uyluk adduksiyona getirilerek bu oluk boyunca kesi proksimale uzatılır. Büyük trokanter ve ona yapışan kaslar ortaya konur. Gluteus mediusun arka sınırı bitişikteki piriformis tendonundan künt olarak ayrılır ve gluteus medius ve minimus kasları yapışma yerinden kesilir. Bu şekilde kapsüle ulaşılmış olunur ve kapsül kesildikten sonra, diz ve kalça fleksiyonda, uyluk abduksiyon ve dış rotasyona getirilerek kalça çıkarılabilir.

Posterior yaklaşım; Moore'un yaklaşımı esprili bir dille güney yaklaşımı olarak da adlandırılır. Hasta sağlam taraf üzerine yan yatırılır, kesi SİPS'un yaklaşık 10 cm aşağısından başlanır ve gluteus maksimus kası liflerine paralel, büyük trokanter arka kenarına doğru aşağı ve dışa, femur diafizine paralel olarak 10-13 cm aşağı uzatılır. Derin fasya cilt kesisine paralel olarak kesilir. Gluteus

maksimus lifleri künt olarak ayrılır, yukarda superior gluteal damarları zedelememeye dikkat edilir. Yapılan ekartasyondan sonra siyatik sinir ortaya konur ve dikkatlice ekarte edilir. Kısa dış rotatorlar femur yapışma yerinden kesilir ve kapsülün arka parçası ortaya konmuş olur, kapsül kesildikten sonra, diz 90 derece fleksiyonda iken, uyluk fleksiyon ve iç rotasyona alınarak kalça yerinden çıkarılır.



Şekil 27: Kalça eklemi ve femur proksimali için yapılan cerrahi kesiler

4.8 Komplikasyonlar

A) Erken Komplikasyonlar

1. Ölüm

Kalça kırığı sonrası ölüm riski özellikle ilk 1 yıl içinde artar ve artmış risk ilk yıldan sonra azalarak birkaç sene içinde normal düzeylere iner⁽¹⁰⁰⁻¹⁰¹⁾. Hastaların % 23,8'i kalça kırığı sonrası ilk yıl içinde ölmektedir ve her üç hastadan biri bakıma muhtaç olmaktadır⁽¹⁰⁰⁾. Ölüm; yaş⁽¹⁰²⁻¹⁰⁴⁾, cinsiyet^(102,104,105) eşlik eden sistemik hastalıklar^(100,104,105), cerrahi için bekleme süresi^(106,107), anestezi tipi^(103,104), tedavi tipi^(104,105,108) gibi birçok etkene bağlı olabilir. Diğer etkenler tartışmalı olsa da, son yıllarda, özellikle yaş ve cerrahi gecikme ile ölümün arttığı^(102-104,106,107) bölgesel anestezi ve internal tespit tercihleri ile ölümün azaldığı^(103,109) yönünde görüş bildiren makaleler artmıştır. Kalça kırıkları sonrası ölümün genellikle tromboemboliye, beslenme ve solunum yetersizliğine bağlı olduğu düşünüldüğü için, hastalara derin ven trombozu profilaksisi ile besin takviyesi uygulanmalı, ameliyat sonrası erken harekete başlanmalıdır⁽¹¹⁰⁾.

2.Yağ Embolisi

Travmadan sonra yırtılan venlerden dolaşıma giren yağ damlacıkları ile oluşur⁽¹¹¹⁾. Sementli protezin tatbiki⁽¹¹²⁾ esnasında medullaya uygulanan basınç yağ emboli miktarını arttırıp aşikâr hale gelmesini açıklayabilir. Femur içeriğinin bir delikten dekomprese edilmesi ile femur içindeki basınç azaltılabilir^(52,113). Yağ embolisi sendromu (YES) postmortem olarak ilk defa 1869'da gösterildi. Klinik tanımı ise 1873'de yapıldı^(114,115). Yağ embolisi uzun kemik kırıklarında %90 hastada kanda gösterilir ancak %1-2 hastada semptomatik olur⁽¹¹⁶⁾. Travmadan 48-72 saat sonra olan akciğer, nörolojik ve cilt semptomları yağ embolisini akla getirir. Prognozu iyidir ve destek tedavisi çoğunlukla yeterlidir. YES tedavisinde ilaç olarak alkol, heparin ve düşük molekül ağırlıklı dekstran denenmiş, ancak bugün için tedavide kullanımları yoktur. Kortikosteroidler ise ortaya çıkan beyin ödemi, akciğer inflamasyonunu ve kapiller endotel harabiyetini azaltmak amacıyla kullanılmaktadır^(117,118). YES'nda profilaktik olarak düşük ve yüksek doz steroid uygulamalarını içeren çalışmalar vardır^(119,120). Kallenbach ve arkadaşlarının çalışmalarında, 8 saatte bir 1.5 mg/kg toplam 6 doz prednisolon verilmesinin profilaktik tedavi dozu olarak yeterli olduğu bildirilmiştir⁽¹²⁰⁾. Prospektif bir çalışmada, kemik travmasından sonra 12 saat içinde yüksek riskli hastalara verilen kortikosteroidlerin YES'nda etkili bir azalma sağladığı görülmüştür⁽¹²¹⁾. Solunum sıkıntısı olan hastalara mekanik ventilasyon desteği sağlanmalıdır. Spesifik tedavisi yoktur ve ameliyat esnasında masif olursa ölümcül seyreder.

3. Derin Ven Trombozu, Pulmoner Tromboemboli

Profilaksi uygulanmayan hastalarda, ameliyat sonrası derin ven trombozu riski %50'den fazladır ve ölümcül pulmoner emboli riski %0,5-2 arasındadır. Pulmoner emboli postoperatif ölümlerin yarısından sorumludur⁽⁶⁾. Aspirin veya Warfarin ile profilaksi uygulanan hastalarda bile %23 oranında derin ven trombozuna rastlanılmıştır⁽¹²²⁾. Dekstran, warfarin, heparin, aspirin ve düşük molekül ağırlıklı heparin derin ven trombozu profilaksisinde kullanılabilir⁽¹²³⁾. Erken hareketin yanı sıra ekstremit eleyasyonunun, mekanik kompresyon araçlarının ve antiembolik çorapların da tromboz riskini azalttığı gösterilmiştir⁽¹²⁴⁾.

Profilaksiye ameliyattan önceki dönemde veya ameliyattan hemen sonra başlanabilir. Profilaksinin süresi tartışmalıdır; ameliyat sonrası 10 gün uygulayan ekoller olduğu gibi, altı hafta devam eden ekoller de vardır⁽⁶⁾.

4. Enfeksiyon

Profilaktik birinci kuşak sefalosporinlerin kullanımı majör enfeksiyonları %5'ten %1'e, minör enfeksiyonları %11'den %4'e düşürür⁽¹²⁵⁾. Ameliyattan önce başlanması önemlidir. Cilt insizyonundan 15-30 dakika önce bir doz uygulanır ve ameliyat süresi uzarsa dördüncü saatte tekrarlanır⁽⁵²⁾. Ameliyattan sonra sekiz saatte bir doz olarak 3 kez uygulanır ve 24. saatte kesilir⁽⁶⁾. Protez uygulaması sonrası enfeksiyon oranı %0-10 arasındadır⁽¹²⁶⁾. Yüzeysel enfeksiyonlarda antibiyotik tedavisi, lokal debridman ve yara bakımı yapılır. Septik artrit şüphesi varsa eklem aspirasyonu yapılmalıdır. Erken derin enfeksiyon (ilk 1-2 hafta içinde) durumunda, derin debridman ve uzun dönem intravenöz antibiyoterapi uygulanır. Bu tedaviye yanıt olmazsa protez ve çimento çıkartılarak antibiyoterapiye devam edilir.

5. Çıkık

Insidansı %1-10 arasındadır⁽⁶⁾. Protezin aşırı anteversiyonda veya retroversiyonda uygulanması, posterior kapsülotomi, ameliyat sonrası hastanın kalça adduksiyonda iken aşırı rotasyon veya fleksiyon yapması çıkığa neden olabilir. Femoral sap uygulanırken protez femur diyafizine göre 10°-15° anteversiyonda yerleştirilmelidir. Retroversiyonda yerleştirilen protezler fleksiyon ve iç rotasyonda, aşırı anteversiyonda yerleştirilen protezler ise ekstansiyon ve dış rotasyonda çıkarlar. Protez başı büyük ise asetabulumu tam oturmuyacağı için, küçük baş ise vakum etkisi yapmayacağı için çıkık oluşabilir. Trokanter majörün en üst kısmı, protez başının merkezi ile aynı seviyede olmalıdır.

Çıkık, ameliyat içi kalçaya yaklaşım ile doğrudan ilişkilidir. En sık uygulanan posterior yaklaşım ile posterior kapsül ve dış rotatorların kesilmesi %90'a yakın sıklıkta görülen posterior kalça çıkığına zemin hazırlamış olur⁽¹²⁷⁾. Posterior yaklaşımla %3.2, direkt lateral yaklaşımla %0.6, direkt anterior yaklaşımla %0.6, anterolateral yaklaşımla %2.2 oranında ameliyat sonrası çıkık bildirilmiştir⁽¹²⁸⁾. Posterior yaklaşıma bağlı oluşan kalça çıkığı sıklığı, kemiğe sabitlenerek yapılan kapsül ve dış rotator tamiri ile belirgin şekilde düşmektedir⁽¹²⁹⁾.

Enfeksiyon da çıkığın önemli bir nedenidir, çıkmış kalçaların 1/3'ünde enfeksiyona rastlanır⁽⁶⁾. Belirgin mekanik sebep yoksa enfeksiyondan şüphelenilmelidir. Çıkık durumunda, sedasyon altında kapalı redüksiyon denenir. Kapalı redüksiyon başarısız olursa, açık redüksiyona geçilir. Redüksiyon sonrası, bir hafta traksiyonu takiben, yumuşak doku iyileşmesi için altı hafta boyunca 70° fleksiyona izin veren 15° abduksiyonda breys uygulanır⁽⁶⁾.

6. Femur Diyafiz Kırığı

Protezin medullaya yerleştirilmesi sırasında veya kalçanın redüksiyon manevrası esnasında femur kırığı oluşabilir. Femur diyafiz kırığını önlemek için femuru oyarken, başlama noktası lateralden olmalı, sapın çapı medullaya uygun ayarlanmalı ve redüksiyon manevrası dikkatli yapılmalıdır. Femur diyafiz kırığı oluşursa, serklaj veya kablo ile kırık tespit edilmeli, çimentolamadan önce oluşursa serklaja ek olarak uzun saplı protez kullanılmalıdır⁽⁸⁾.

B) Geç Komplikasyonlar

1. Asetabuler Aşınma, Protruzyon

Unipolar protez tasarımlarının (Austin-Moore, Thompson) asetabuler aşınmaya neden olması bipolar tasarımların geliştirilmesine neden olmuştur. Unipolar protezlerde bu komplikasyon radyografik olarak %20 oranında olsa da, semptomatik aşınma %6-8 oranındadır. Bipolar protezlerin asetabuler aşınmayı azaltacağı tahmin edilse de, fonksiyonel açıdan unipolar ve bipolar protezlerin sonuçları benzerdir.

Asetabuler aşınma semptomatikse total kalça artroplastisine dönüşüm endikasyonu vardır. Eğer, femoral sapta gevşeme yoksa ve modüler tipte protez (unipolar veya bipolar) mevcutsa, femoral sap yerinde bırakılır, sadece asetabuler komponent değiştirilir⁽¹³⁰⁾.

2. Gevşeme

Femoral sapta gevşeme, klinik semptom ortaya çıkmadan radyografik

olarak mevcuttur. Protezde çökme, çimento çevresinde radyolüsent çizgiler, çimentoda kırılma gevşemenin radyografik bulgularıdır. Uyluk ve kalça ağrısı ile radyografik bulguların varlığı durumunda revizyon gerekmektedir. Revizyon genellikle total kalça artroplastisi ile olmalıdır⁽⁸⁾.

3. Heterotopik Ossifikasyon:

Heterotopik ossifikasyon (HO) görülme oranı ortalama %13'dür. Ameliyatın 3. ayı görülmeye başlar. Genellikle abduktor bölgede ve iliopsoasda olup sadece %6'sında semptomatik olur. Özellikle uyluk fleksor yüzdekiler semptomatiktir ve ağrılı olanların, ciddi hareket güçlüğü yapanların tam olgunlaşması beklenilip eksize edilir. Ameliyat zordur ve nadiren endikedir. Tekrarlama eğiliminin yüksek olduğu akıldan çıkarılmamalıdır. Yapılacak cerrahi travmatik olursa tekrarlama olasılığı daha da artacaktır⁽¹³⁰⁾. Erkekler, aile hikayesi olanlar, ankilozan spondiliti olan hasta risk altındadır. Birinci cerrahide karşılaşıldıysa ikinci cerrahide neredeyse kesin olarak beklenir. Bunlara profilaksi yapılabilir. Düşük doz irradyasyon veya indometazin ektopik kemik oluşumunu azalttığı bildirilmiştir. İndometazin günde 75 mg 6 hafta kullanılır^(49,131).

Heterotopik ossifikasyon ile ilgili yapılan bir çalışmada tek doz uygulama ile bölünmüş dozlarda uygulama karşılaştırılmış, sonuçta iki uygulama arasında fark bulunmamıştır. Ancak tek doz radyasyon uygulama kolaylığı olmasından dolayı günümüzde daha çok tercih edilmektedir^(132,134).

Lo ve ark.'nın⁽¹³⁴⁾ yaptığı 23 hastayı kapsayan bir çalışmada, tek doz 7 Gy radyoterapi HO'yu önlemede başarılı bulunmuştur. Bu çalışmadan sonra Rochester Üniversitesi'nde yapılan randomize kontrollü bir çalışmada, tek doz 8 Gy ile 2 bölünmüş dozda 10 Gy radyoterapi karşılaştırılmıştır⁽¹³⁵⁾. 62 kalça protezi yapılan 55 hastanın olduğu çalışmada tek doz verilen 34 kalçanın 2'sinde (%5.9), diğer grupta ise 28 kalçanın 2'sinde (%7.1) HO gelişmiştir. İki uygulama arasında istatistiksel olarak fark bulunmamıştır. Böylece HO'u önlemede tek doz uygulama etkili bulunmuştur.

Healy ve ark.'nın⁽¹³⁶⁾ yaptığı bir çalışmada, kalça protezi uygulanan hastalarda HO'yu önlemek için tek doz 5.5 Gy ile tek doz 7 Gy karşılaştırılmıştır. Tek doz 5.5 Gy radyoterapi uygulanan hastaların %63'ünde HO gelişimi

gözlenirken, tek doz 7 Gy uygulanan hastaların sadece %10'unda HO gelişmiştir. Hedley ve ark.'nın⁽¹³⁷⁾ yaptığı bir çalışmada, 17 kalça protezi uygulanan hastada tek doz 6 Gy radyoterapinin etkili olduğu gösterilmiştir. Böylece HO gelişimini önlemede etkili en düşük tek dozun 6 Gy olduğu görülmektedir.



5. HASTALAR VE YÖNTEM

Bilim Üniversitesi Tıp Fakültesi 04.07.2017/60-09 Karar No'lu Girişimsel olmayan etik kurul tarafından, onay alındıktan sonra tezin tamamlanmasına yönelik klinik-radyolojik çalışmalara başlandı.

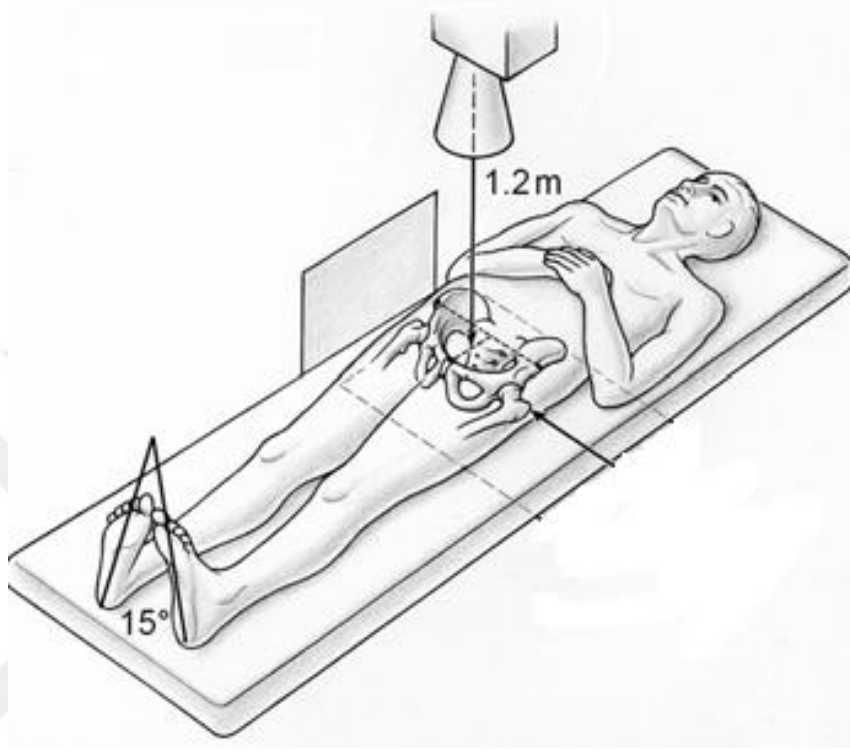
Çalışma Grubunun Oluşturulması

2012-2017 tarihleri arasında Bilim Üniversitesi Florence Nightingale Hastanesi, Ortopedi ve Travmatoloji kliniğine femur boyun kırığı nedeniyle hemiarthroplasti uygulanan hastalar çalışma grubunu oluşturdu. Retrospektif olarak yapılan arşiv taraması sonucunda tespit edilen 92 hastadan çalışma için gerekli kriterleri sağlayan 40 hastanın radyografileri çalışmaya dahil edildi.

5.1 Radyolojik Değerlendirme

Radyolojik ölçümde standart pelvis grafisi kullanıldı. Antero-posterior pelvis grafisi çekilirken hasta supin pozisyonda olup femoral antetorsiyonu nötralize ederek femur baş-boyun bileşkesinin lateral kesimini daha iyi görüntülemek amacıyla her iki alt ekstremitte 15 derece iç rotasyonda tutulur^(138,139). Bu grafide film-fokus mesafesi 1.2m olup santralizasyon, her iki anterosuperior iliak çıkıntıları birleştiren çizgi ile simfiz pubis'in üst sınırını birleştiren çizginin arasındaki orta noktaya yapılır (Şekil 28). Obturator foramenlerin simetrik olduğu, trokanter majörün lateralize durduğu ve medial korteks sınırının belirgin olduğu, fossa priformisin net değerlendirildiği, koksiks-pubis aynı düzlemde olan ve kontralateral tarafta kalça eklem artrozu, deformitesi olmayan, eklem cerrahisi geçirmemiş postoperatif grafler ölçüme dahil edilmiştir.

Çekilen grafilerde pelvik tilt olması, alt ekstremitenin abduksiyon veya adduksiyonda olması, trokanter majör medial korteksinin superpoze olması, kalça eklem artrozu ve femur başı sferitesinin kaybolmuş olduğu durumlar çalışma dışı bırakılma kriteri sayılmış ve bu radyografiler değerlendirmeye alınmamıştır.



Şekil 28: AP-Pelvis grafisinde doğru çekim tekniği

Elde edilen radyografilerden her hasta için sağlam ve opere kalçaların femoral ofset ve bacak uzunluklarındaki farklılıklar ölçülmüş ve kaydedilmiştir.

5.2 Ölçümler

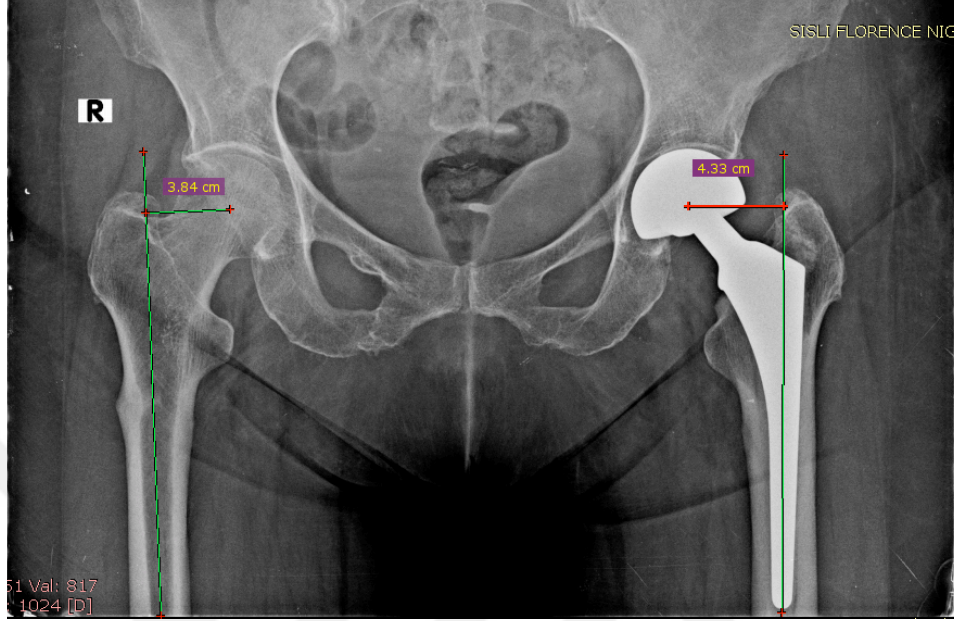
1. Femoral ofset ölçümü

Femoral ofset, femur başı merkezi ile stemin distal parçası uzun eksenini boyunca çizilen aks arasındaki mesafedir.

Dijital ortamda radyografiler değerlendirilirken femur başına uyan dairenin çizilmesi femur başı merkezinin hesaplanmasında tanıya yardımcı teknik detaydır.

Literatürde femur başı ve ofset hesaplamalarında femur başı küre olarak

hesap edilip buna göre merkez ölçümü yapılmıştır. Toogood ve arkadaşları, normal proksimal femur morfolojisini araştırdıkları çalışmalarında femur başını sferik kabul etmişlerdir⁽¹⁴⁰⁾.



Şekil 29: Femoral ofset ölçümü

Pasquier ve arkadaşları Bilgisayarlı Tomografi tarama ile TKA öncesi ve sonrası ofset ölçümlerinde femur başını sferik kabul etmiş ve değerlendirmesini buna göre yapmıştır⁽¹⁴¹⁾.

Tannast ve arkadaşları femoroasetabular impingement taraması sırasında AP pelvis ve cross-table aksiyel kalça grafilerinde femur başını sferik ve küre olarak kabul etmiş ve ölçümleri bu şekilde yapmıştır⁽¹³⁸⁾.

Girard ve arkadaşları kalçanın biyomekanik rekonstruksiyon çalışmasında hesaplamalarda femur başının sferik olduğunu ve ayrıca daire merkezini femur başı merkezi olarak kabul etmişlerdir⁽¹⁴²⁾.

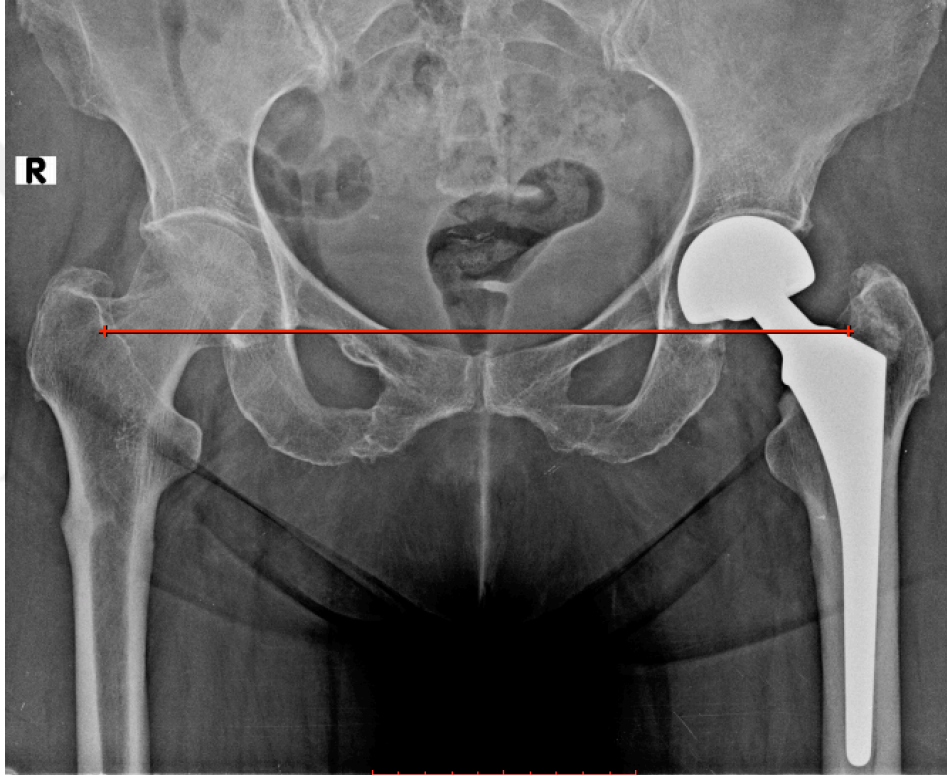
Bizde literatürler ışığında ölçümleri yaparken femur başını sferik kabul ettik.

2. Bacak boyu ölçümü

Bacak boyu ölçümünde öncelikle pelvik aksın yönü belirlenmelidir. Bu basamak önemlidir. Çünkü bu işlem sağ ve sol alt ekstremitenin

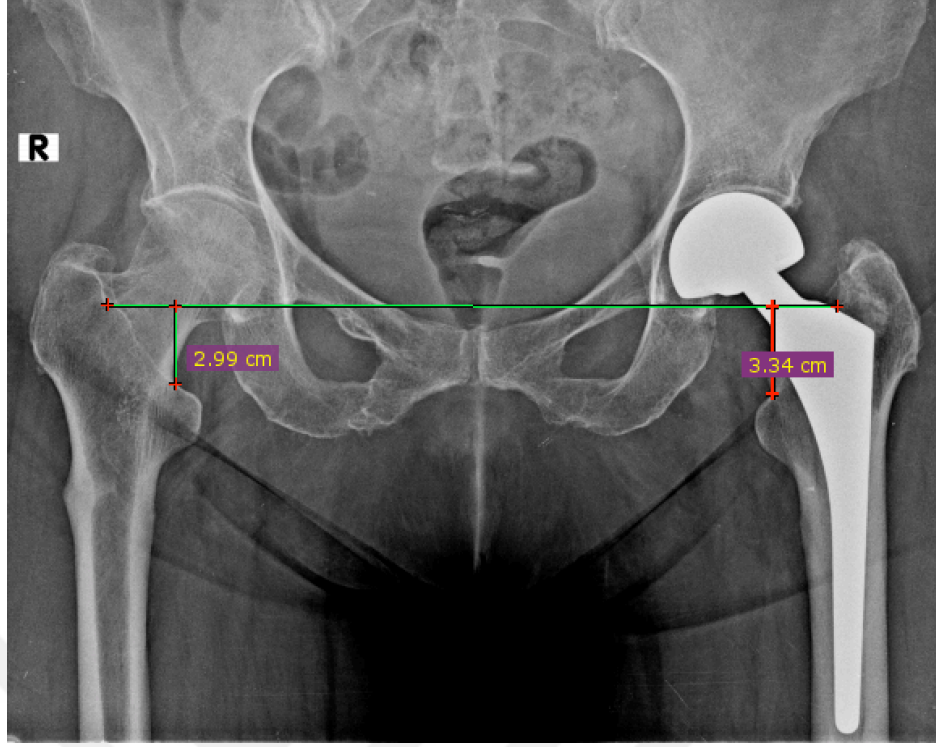
karşılaştırılabileceği bir referans sağlar. Asetabular gözyaşı, iskiyal tüberosit, obturator foramen veya büyük siyatik çentik de dahil olmak üzere pelvisin yönünü belirlemek için birçok yer işareti kullanılabilir.

Bunlar arasında en sık kullanılan AP grafide sıklıkla saptanabilen asetabular gözyaşıdır. Sağ ve sol asetabular gözyaşları bir çizgi yardımıyla birleştirildiğinde pelvik aksın yönelimi için bir referans noktası olarak işlev görür. Bu referans sayesinde sağ ve sol alt ekstremitenin uzunluk tayini yapılabilir⁽¹⁴³⁾ (Şekil 30).



Şekil 30: Asetabular gözyaşlarının birleştirilerek referans çizgisinin oluşturulması

Sonraki adımda ise referans çizgiye dik olacak şekilde femur üzerinde bir nokta seçilir ve her iki alt ekstremitte için ölçümler yapılarak karşılaştırılır. Femur üzerinde seçilecek nokta büyük yada küçük trokanter gibi pek çok nokta olabilir. En sık hem ameliyat esnasında hem de radyografik olarak kolaylıkla tespit edilebilen küçük trokanter kullanılmaktadır⁽¹⁴³⁾ (Şekil 31).



Şekil 31: Trokanter minor tipi kullanılarak bacak boyu ölçümü

Biz de çalışmamızda referans noktalar için asetabular gözyaşını ve ölçüm noktası için ise trokanter minorü kullandık.

5.3 İstatistiksel Değerlendirme:

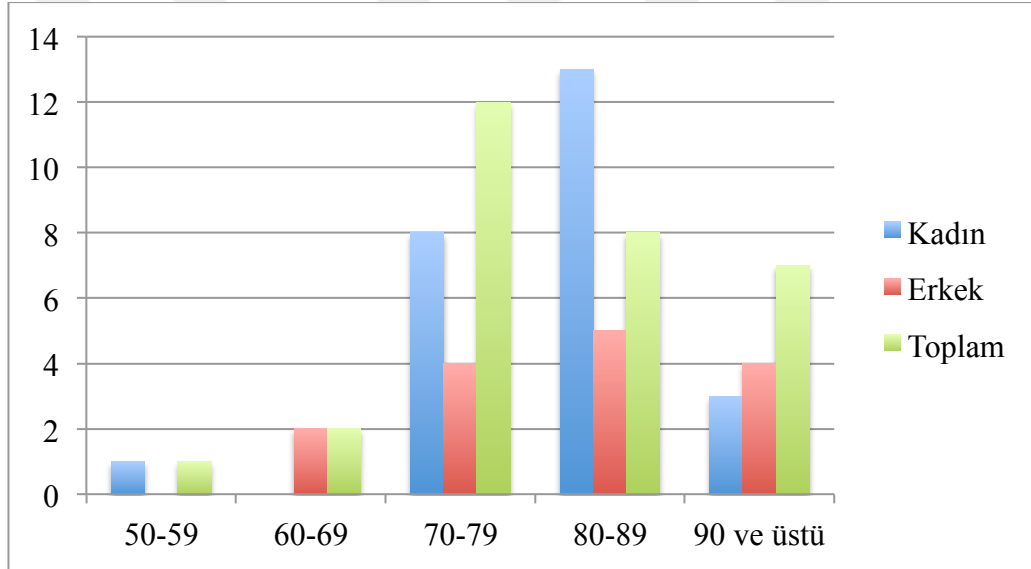
Bu çalışmada istatistiksel analizler NCSS (Number Cruncher Statistical System) 2007 Statistical Software (Utah, USA) paket programı ile yapılmıştır. Verilerin değerlendirilmesinde tanımlayıcı istatistiksel metotların (ortalama, standart sapma) yanı sıra normal dağılım gösteren değişkenlerin opere ve sağlam taraf karşılaştırmasında eşlendirilmiş t testi kullanılmıştır. Opere-Sağlam taraf ölçümlerinin uyumunu belirlemek için Bland&Altman dağılım grafiği ile belirlenmiştir. Sonuçlar, anlamlılık $p < 0,05$ düzeyinde, %95'lik güven aralığında değerlendirilmiştir.

6. BULGULAR

Olgularımızın yaş ve cinsiyete göre dağılımları tablo 2 de verilmiştir.

YAŞ	KADIN	ERKEK	TOPLAM
50-59	1	-	1
60-69	-	2	2
70-79	8	4	12
80-89	13	5	18
90 ve üstü	3	4	7
TOTAL	25	15	40

Tablo 2: Olguların yaş ve cinsiyete göre dağılımları



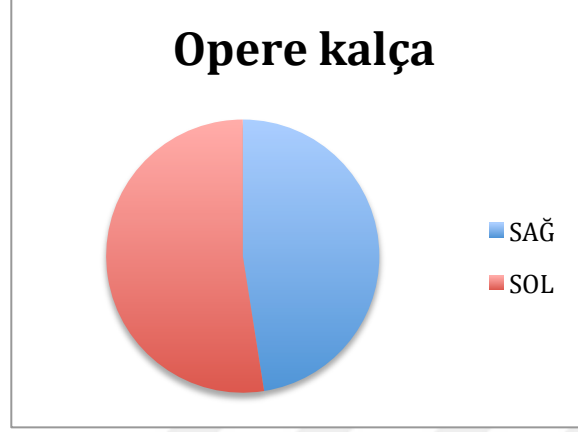
Şekil 32: Olguların yaş ve cinsiyete göre dağılım grafiği

Çalışmamıza alınan 40 hastanın 15 (%37.50)'i erkek, 25 (%62.50)'i kadın hastalardan oluşmaktadır. Hastalarımızın yaş ortalaması 80.83 ± 8.63 (min-max 58-97), erkek hastaların yaş ortalaması 82.00 ± 9.53 (66-97), kadın hastaların yaş ortalaması 80.12 ± 8.17 (58-97) bulunmuştur (Tablo 3).

	N	Ort±SS	Min-Max
Erkek	15	82.00 ± 9.53	(66-97)
Kadın	25	80.12 ± 8.17	(58-95)
Tüm Grup	40	80.83 ± 8.63	(58-97)

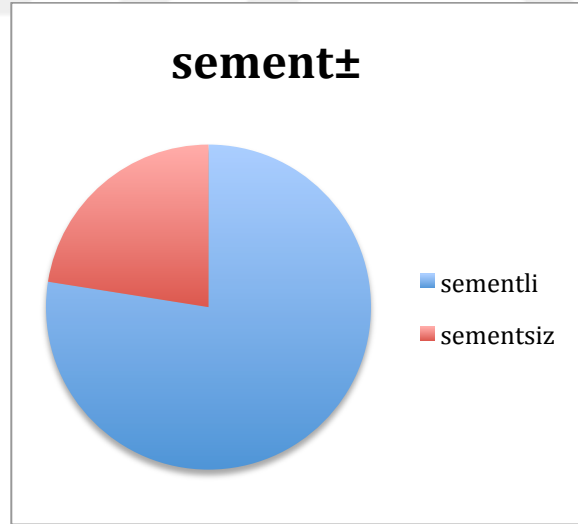
Tablo 3: Hastaların yaş ortalamaları

Hastalarımızın 19 (%47.50) sağ, 21 (%52.50) sol kalçasından operasyon geçirmiştir (Şekil 33).



Şekil 33: Opere kalçalardaki taraf dağılımı

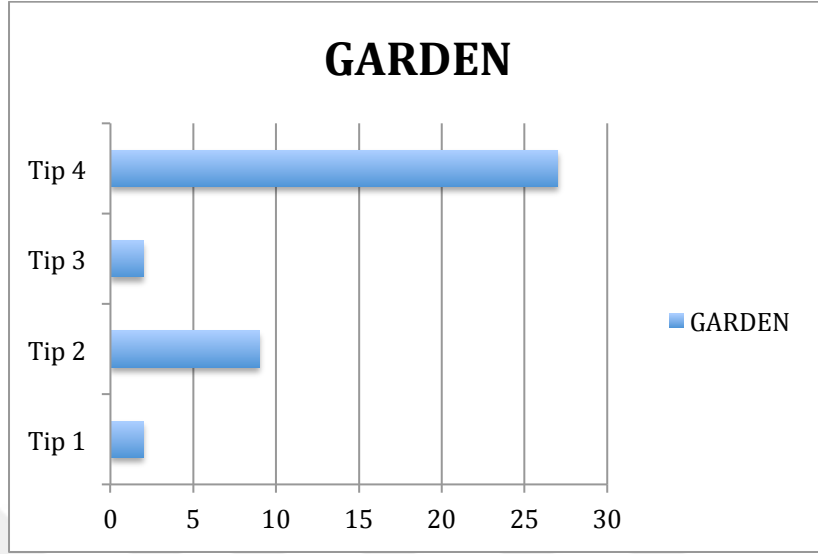
31 (%77.50) hastada sementli protez, 9 (%23.50) hastaya ise sementsiz protez uygulanmıştır.



Şekil 34: Hastalardaki sement kullanım dağılımı

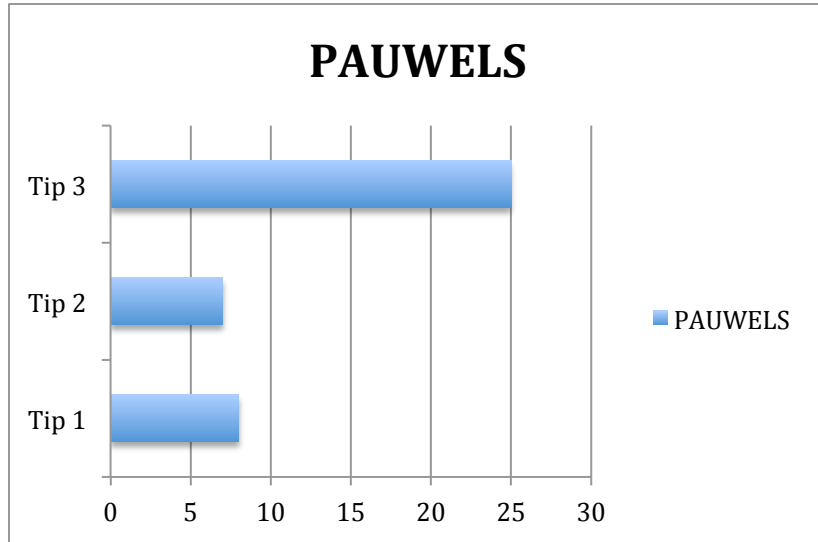
22 (%55.00) hastada kalkarlı, 18 (%45.00) hastada ise kalkarsız protez yapılmıştır. 6 (%15) hastada protezin varus pozisyonunda koyulduğu tespit edilmiş olup, 3 (%7.50) hastada ek tespit ihtiyacı olmuştur.

Garden tip dağılımı Tip 1 2 hasta (%5.00), Tip 2 9 hasta (%22.50), Tip 3 2 hasta (%5.00) ve Tip 4 27 hasta (%67.50) bulunmuştur(Şekil 35).



Şekil 35: Hastaların Garden sınıflamasına göre dağılımı

Pauwels tip dağılımı ise Tip 1 8 hasta (%20), Tip 2 7 hasta (%17.50), Tip 3 25 hasta (%62.50) bulunmuştur(Şekil 36).



Şekil 36: Hastaların Pauwels sınıflamasına göre dağılımı

Femoral ofset sağlam taraf ortalama değeri 3.68 ± 0.83 (2.51-5.3), femoral ofset opere taraf ortalama değeri 3.17 ± 0.62 (1.88-4.9) bulunmuştur(Tablo 4).

Femoral ofset Sağlam-Opere taraf fark ortalama değeri 0.52 ± 0.93 (-1.81-2.54), femoral ofset Sağlam-Opere taraf fark yüzdesi ortalama değeri 10.34 ± 25.75 (-71.54-48.85) bulunmuştur (Tablo 4). Opere taraf femoral ofset ortalamaları sağlam taraf femoral ofset ortalamalarından istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük bulunmuştur ($p=0,001$).

	N	Ort±SS	(Min-Max)
Femoral ofset Sağlam	40	3.68 ± 0.83	(2.51-5.3)
Femoral ofset Opere	40	3.17 ± 0.62	(1.88-4.9)
Femoral ofset Fark	40	0.52 ± 0.93	(-1.81-2.54)
Femoral ofset Fark%	40	10.34 ± 25.75	(-71.54-48.85)

Tablo 4: Femoral ofset değerleri (sağlam, opere, sağlam-opere fark)

Bacak boyu sağlam taraf ortalama değeri 3.45 ± 0.79 (2.38-5.7), bacak boyu opere taraf ortalama değeri 3.26 ± 0.89 (1.58-6.35) bulunmuştur.

Bacak boyu Sağlam-Opere taraf fark ortalama değeri 0.2 ± 0.91 (-2.18-2.03), bacak boyu Sağlam-Opere taraf fark yüzdesi ortalama değeri 3.51 ± 26.44 (-73.33-56.23) bulunmuştur (Tablo 5). Opere ve sağlam taraf bacak boyu ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı derecede fark gözlenmemiştir ($p=0,174$).

	N	Ort±SS	(Min-Max)
Bacak Boyu Sağlam	40	3.45 ± 0.79	(2.38-5.7)
Bacak Boyu Opere	40	3.26 ± 0.89	(1.58-6.35)
Bacak Boyu Fark	40	0.2 ± 0.91	(-2.18-2.03)
Bacak Boyu Fark%	40	3.51 ± 26.44	(-73.33-56.23)

Tablo 5: Bacak boyu değerleri (sağlam, opere, sağlam-opere fark)

7. TARTIŞMA

Son yıllarda, dijital şablonlama başarılı total kalça artroplastisinin ayrılmaz bir parçası olmuştur^(158,159). Ameliyat esnasında kullanılacak protez komponentlerinin boyutunu bilmek ve herhangi bir anatomik anomaliyi preoperatif değerlendirmek, cerrahın ameliyata başlamadan uygun enstrümanların ve implantların mevcut olup olmadığını kontrol etmesini sağlar. Böylece ameliyat esnasında deneme komponenti ile preop şablonlama ile konulması planlanan komponent arasında büyük bir tutarsızlık bulunması durumunda bir hata olduğu fark edilerek hızlıca önlem alınabilir⁽¹⁶⁰⁾. Bu, cerrahi sürenin azalmasına yardımcı olur ve intraoperatif komplikasyon riskini ortadan kaldırır.

Dijital şablonlama total kalça artroplastisinde yazarlar tarafından ayrıntılı bir şekilde incelenmiş, tarif edilmiş ve defalarca literatürlere konu edilmiştir. Buna rağmen, femur boyun kırıkları sonrası uygulanan kalça hemiarthroplastisinde dijital şablonlama kullanımı üzerine yapılmış yeterli çalışma bulunmamaktadır. Total kalça artroplastisinde olduğu gibi, femur boyun kırığı sonrası bacak uzunluğunun ve femoral ofsetin restorasyonu, optimal kalça biyomekaniği ve fonksiyon açısından önemlidir⁽¹⁴⁸⁾.

Preoperatif şablonlama işlemindeki doğruluk oranını azaltan sebeplerden biriside akut femur boyun kırıkları sonrası çekilen radyograflerin sıklıkla düşük kalitede olmasıdır. Doğru şablon boyutlarını elde etmek bu nedenle zor olabilir. Kötü kalitedeki radyografler genellikle etkilenen bacağın asimmetrik rotasyonuna bağlı olarak değişen hasta pozisyonunun sonucudur. Bu nedenle simetrik pelvik yerleşimin ve uygun femoral rotasyonun olduğu gerçek AP grafi elde etmek güç olabilir.

Şablonlamanın doğruluğu, cerrahın deneyimleriyle birlikte artmaktadır. Uzmanlık düzeyine bağlı olarak total kalça artroplastisinde % 95 ila % 82 arasında değişen doğruluk oranları gösterilmiştir⁽¹⁶³⁾.

Yapılan literatür taramasında femur boyun kırığı sonrası femoral ofset ve bacak boyu uzunluklarının karşılaştırıldığı bir adet yayın bulunmuştur.

Kwok ve arkadaşları 40 hasta ile yaptıkları çalışmada femur boyun kırığı geçiren hastaların preoperatif olarak sağlam kalçalarından dijital şablonlama yapmışlar ve postoperatif çekilen radyografilerde sağlam ve opere kalçalardaki bacak boyu ve femoral ofset değerlerini karşılaştırmışlar ve %81-89 arasında başarı rapor etmişlerdir⁽⁴⁾.

Toplumdaki yaşlı nüfusun artması kalça kırıklarını önemli bir sorun haline getirmiştir⁽¹⁴⁴⁻¹⁴⁶⁾. Yüksek morbidite ve mortalite oranları nedeniyle kalça kırıkları klinisyenin dikkatli olması gereken bir hastalıktır⁽¹⁴⁷⁾. Trokanterik kırıkların aksine yer değiştirmiş femur boyun kırıklarının tedavisinde artroplastisi uygulaması sıklıkla tercih edilen bir yöntemdir. Femur boyun kırığı sonrası total kalça artroplastisi uygulanan yaşlı hastalarda yapılan çalışmalarda olumlu sonuçlar bildirilmiştir. Bununla birlikte, bipolar hemiarthroplastisi uygulaması bu kırıklar için ilk tercih edilen tedavi yöntemidir⁽¹⁴⁸⁻¹⁵⁰⁾.

Modüler stemlerin aksine, konvansiyonel femoral stemler farklı ofsetler için seçenekler sunmazlar⁽¹⁵¹⁾. Bu nedenle preoperatif olarak ölçülen vertikal ve femoral ofseti (FO) restore edebilmek her zaman mümkün değildir⁽⁷¹⁾. Total kalça artroplastisinde femoral ofset kavramı çok önemlidir. Yer değiştirmiş femur boyun kırığı sonrası uygulanan hemiarthroplastisi prosedürü için de femoral ofset kavramı aynı oranda önemlidir, ancak bugüne kadar yeterince üzerinde durulmamıştır. Üstelik, daha önce yapılmış çalışmalar ofset değişiminin önemi konusunda tutarlı olmayan sonuçlar rapor etmişlerdir^(152,153).

Total kalça artroplastisi hastalarında yapılan çalışmalarda FO'nun abdükör kaldıraç kolunu, kas kuvvetini, eklem reaksiyon kuvvetini ve eklem stabilitesini etkileyebileceği bildirilmiştir⁽⁷¹⁾. Benzer şekilde, bipolar hemiarthroplastisi operasyonu sonrası postoperatif klinik sonuçlara bakılacak olursa, günlük yaşam aktivitesi ve yaşam kalitesinin femoral ofset değişikliğinden etkilendiği söylenebilir⁽¹⁵³⁾. Dahası, ameliyat sonrasında, bu hastalar muhtemelen daha uzun süre hayatta kalacaklardır.

Bu nedenle, bu hastaların yaşam kalitesini etkileyen faktörler oldukça önemli hale gelecektir.

Unnanuntana ve arkadaşları 200 femur kadavrasında dijital fotoğraflama ve ölçüm esasına dayanan çalışmada 100 erkek için femoral ofset değerini 4.26 ± 0.56 cm, 100 kadın için femur femoral ofset değerini 3.96 ± 0.60 cm olarak bulmuşlardır. Toplam 200 kadavrada femoral ofset değerini 4.11 ± 0.60 cm olarak bildirmişlerdir⁽¹⁵⁴⁾.

Massin ve arkadaşları 200 hastada yaptıkları X-ray çalışması sonrasında femoral ofset değerini 4.10 ± 0.62 cm olarak bulmuşlardır⁽¹⁵⁵⁾. İleri yaş aralığında tek kalçasına primer osteoartrit nedeniyle artroplasti yapılan ve diğer kalçasında hastalık olmayan bireylerde ölçüm yapılmış. Çekim tekniği olarak konvansiyonel röntgen kullanılmış ve 1 metre mesafeden çekimler yapılmıştır.

Atilla ve arkadaşları Türk halkında yaptıkları kadavra çalışması ile 114 kadavra femurunda direk grafi görüntüleme ile femur femoral ofset değerini 4.27 ± 0.65 cm olarak bulmuşlardır⁽¹⁵⁶⁾. Biz ise yaptığımız çalışmada femoral ofset değerini ortalama 3.68 ± 0.83 cm olarak saptadık.

Femoral ofsetin ölçülmesi sırasında bazı zorluklarla karşılaşılabilir. Vertikal ofsetin veya bacak uzunluk eşitsizliğinin ameliyat sonrası düz radyografilerde değerlendirilmesi kolaydır, çünkü bu değerler etkilenen ekstremitenin rotasyonundan neredeyse hiç etkilenmezler. Bununla birlikte, femoral ofset ölçümü, alt ekstremitenin rotasyonundan ve femoral stemin anteverسیونundan büyük ölçüde etkilenebilir⁽¹⁵⁷⁾.

Bir çok araştırma total kalça artroplastisi sonrası femoral ofset değişimine odaklansada, az sayıda çalışma bipolar hemiarthroplasti sonrası femoral ofset değişimini mercek altına almıştır⁽¹⁵²⁻¹⁵³⁾. Bu çalışmalar ayrıca femoral ofset değişiminin hastaların fonksiyonel sonuçlarının da etkiliyeceğini ortaya koymuştur. Hyung-Min Ji ve arkadaşlarının 100 hasta ile yaptıkları bir çalışmada preoperatif ölçülen femoral ofset değerinin postoperatif ölçülen femoral ofset değerinden % 20 fazla oluşu yürüme, merdiven çıkma, tuvalete oturup kalma vb. bir çok günlük aktivitenin sorgulandığı Modifiye Barthel ve Harris Kalça skorlama sistemlerinde

kötü fonksiyonel sonuç bulunmasına neden olduğunu rapor etmişlerdir⁽¹⁵⁸⁾.

Femoral ofseti tam olarak ölçmeye çalışan araştırmalardaki problem bu araştırmaların metodolojisinden kaynaklanmaktadır. Lechler ve arkadaşları yaptıkları bir çalışmada femoral ofsetin rotasyona duyarlı olduğunu saptamışlardır⁽¹⁵⁹⁾. Femoral ofset röntgen çekilirken ışın kaynağının projeksiyon ekseninden kolayca etkilenebilir. Weber ve arkadaşları yaptıkları BT tabanlı bir çalışmada, BT ve radyografilerde femoral ofset değerlerini ölçmüşler ve arada 1.4 ± 5.2 mm fark olduğu bulmuşlardır ve bu farkın rotasyonel hatadan kaynaklandığı saptamışlardır⁽¹⁶⁰⁾. Merle ve arkadaşlarının 100 hastayla yaptıkları bir diğer çalışmada pelvis AP grafide ölçülen femoral ofset değerinin %10 oranında normalden düşük çıkabileceğini rapor etmişlerdir⁽¹⁶¹⁾.

Femoral ofsetin 3 ila 4 mm arttırılması abdükör moment kolunun artmasına neden olur. Bu ise genellikle bir avantajdır. Bununla birlikte, ofsette aşırı miktarda artış, trokanterin belirgin hale gelmesine ve trokanterik bursit gelişimi, kas gerginliği ve kontraktür riskinde artışa neden olabilir.

Femoral ofsetin azaltılması bir takım zararlı etkilere neden olabilir. Charnley'in kalça biyomekaniğini restore etme konusundaki çalışmasının temel taşlarından birisi abdükör moment kolunun restorasyonu veya düzeltilmesiydi⁽¹⁶²⁾. McGrory ve ark. daha düşük ofsetli kalçalarda yapılan izokinetik testlerde daha az direnç rapor ettiler⁽¹⁶³⁾. Rothman ve ark. düşük ofsetli kalça replasmanları yapılan hastalarda topallama insidansının arttığını gösterdiler⁽¹⁶⁴⁾. Abdükör moment kolunun azaltılması, ekleme binen reaksiyon kuvvetlerini arttırır ve bu da daha yüksek gevşeme ve polietilen aşınma oranlarına yol açabilir. Robinson ve arkadaşları, düşük ofset ve daha yüksek polietilen aşınma oranı arasında bir korelasyon rapor etmişlerdir⁽¹⁶⁵⁾. Ofset değerinin düşürülmesinin neden olduğu abdükör gevşekliği de daha yüksek instabilite insidansına neden olabilir. Bizde yaptığımız ölçümlerde sağlam kalçalara göre opere edilen kalçalardaki femoral ofset değerlerinde 0.52 ± 0.93 mm azalma saptadık.

Rekonstruksiyon esnasında ofset değerinin azaltılmasını önlemek için bir çok seçenek mevcuttur. Ofsetteki küçük azalmalar komponenti daha aşağı koyarak,

boyun kesisini daha aşağıdan yaparak ve daha büyük baş kullanılarak düzeltilerililer. Boyun rezeksiyonu hareket genişliğini kısıtlamayacak ve aşırı hareketlerde sıkışmaya neden olmayacak şekilde planlanarak yapılmalıdır⁽¹⁶⁶⁾. Çoğu implant sistemi 4 yada 5 farklı boyutta baş seçeneği sunar. Genel olarak rekonstruksiyon kısa komponent kullanılacak ve boyun kesisi mümkün olduğunca proksimalden yapılacak şekilde planlanmalıdır. Cerrahı uzun veya ekstra uzun boyunlu bir protez kullanamaya zorlayan fazla rezeke edilmiş boyun olması durumunda kalkarlı bir komponent kullanılması önerilebilir.

Bipolar hemiarthroplasti uygulanan hastalarda femoral ofset değerinin postoperatif fonksiyon üzerine etkisini değerlendiren bir çalışmada kalite kontrollü postoperatif radyografiler kullanıldı. Bu çalışma femoral ofsetin fonksiyonel sonuç için bağımsız bir prediktif faktör olmayabileceğini savunmuştur. Aynı çalışmada femoral ofsetin fonksiyonel sonuç üzerine çelişkili bir etkisi olduğu bildirilmiştir⁽¹⁵²⁾. Yazarlar femoral ofsetin fonksiyonel sonuç üzerine ek veya bağımsız bir etkisini kesin olarak bulmamışlardır. Femoral ofsetin düzeltilmesinin ve optimize edilmesinin, bipolar hemiarthroplasti uygulanan femur boynu kırığı hastalarında fonksiyonel sonuca olası bir etkisi olabileceğini kabul etmişlerdir⁽¹⁵²⁾. Bununla birlikte, kötü beslenme veya artmış yatış süresi gibi morbiditeyi etkileyen diğer faktörlerin daha etkili olduğu öne sürülmüştür.

İdeal olarak total kalça artroplastisi sonrasında bacak uzunlukları eşit olmalıdır, fakat cerrahi sırasında bacak uzunluğunu doğru olarak saptamak zordur. Çoğu kez ameliyat edilen bacakta uzama olur ve hastalar bu durumdan kısılıktan daha çok yakınrlar. Uzama femur boynundan yetersiz kemik rezeksiyonu, uzun boyunlu protezin kullanılması veya asetabulum rotasyon merkezinin değışmesi nedeniyle olabilir. 150 hastalık serilerinde, Williamson ve Reckling 144 hastada ortalama 1.6 cm'lik uzama olduğunu ve bu hastaların %27'sinde karşı tarafa takviye gerektirecek belirtiler olduğunu rapor etmişlerdir⁽¹⁶⁷⁾. Love ve Wright ise hastaların %18'inde 1.5 cm'den fazla uzama olduğunu rapor etmişlerdir⁽¹⁶⁸⁾. Daha yakın zamanlı serilerinde Edeen, Sharkley ve Alexander 65 hastada ortalama 9.7 mm uzama ve bu hastaların yarısının bu durumdan rahatsız olduğunu rapor etmişlerdir⁽¹⁶⁹⁾. Bizde yaptığımız ölçümlerde sağlam tarafa göre opere edilen tarafta bacak boyu farkını 0.2 ± 0.91 mm olarak tespit ettik.

Total kalça artroplastisi sonrasında bacak uzunluk eşitsizliğinin fonksiyonel etkisi bugün için tam olarak tanımlanmamıştır. Eğer uzama 2.5 cm'den daha fazla olursa siyatik sinir felci gelişebilir ve sıçrama yürüyüşü tarzında aksama olur. Edward ve ark. ekstremitedeki uzama miktarı ile siyatik sinir hasarı arasında korelasyonu incelemişlerdir. Peroneal dal hasarı 1.9-3.7 cm arasındaki uzatmalarda ortaya çıkmıştır. Buna karşın tam siyatik sinir hasarı 4 cm ile 5.1 cm arasındaki uzatmalarda görülmüştür⁽¹⁷⁰⁾. Bu rakamlar özellikle gelişimsel kalça çıkığı olan hastalarda kesin değildir. Fakat aşırı miktarda uzatmalardan mümkün olduğunca kaçınılmalıdır. Ek önlemler alınmalı ve cerrahi öncesinde yüksek derecede uzatma bekleniyorsa intraoperatif moniterizasyon gündeme gelmelidir. Modüler femur başlarının kullanılması fazla miktarda uzatma varlığında siyatik sinir felcini azaltabilir. Silbey ve Callaghan postoperatif siyatik sinir hasarı olan bir hastalarında daha kısa boyna sahip femur başı kullanarak erken dönemde klinik bulguların ortadan kalktığını rapor etmişlerdir⁽¹⁷¹⁾. Artmış post-operatif hareket genişliğinin siyatik sinir hasarı üzerine etkisi bulunmamaktadır.

Ekstremitte uzunluk eşitsizliği ile bel rahatsızlığı belirtileri arasında korelasyon dökümente edilmemiştir. Buna benzer olarak artmış eklem reaksiyon kuvveti ve erken başarısızlık ile de ekstremitte uzunluk eşitsizliği arasında bağlantı kurulmamıştır. Buna rağmen yaklaşık olarak 1 cm üzerinde olan bir uzama ciddi olarak hasta memnuniyetsizliğinin kaynağıdır ve bu tatminsizlik yaygın olarak kullanılan pek çok kalça değerlendirme sistemlerinde gözardı edilmektedir⁽¹⁷²⁾.

Her ne kadar bacak uzunluk eşitsizliği ile alakalı araştırmaların büyük çoğunluğu total kalça protezi operasyonları için yapılmış olsa da femur boyun kırığı sonrası uygulanan hemiarthroplasti operasyonlarında da bacak uzunluk eşitsizliği aynı şekilde önemlidir.

Ekstremitede aşırı uzunluk riski, dikkatli yapılan preoperatif planlama ve operatif teknik sayesinde en aza indirilebilir. Edeen ve ark. bacak uzunluğunun klinik ölçümü ile radyografik ölçümlerin ancak hastaların %50'sinde 1 cm içinde tutarlılık gösterdiğini bulmuşlardır⁽¹⁶⁹⁾. Fleksiyon ve adduksiyon kontraktürleri ekstremitenin görünen uzunluğunda azalmaya neden olurken daha nadir olan abduksiyon kontraktürü ise ekstremitenin görünen uzunluğunda artışa neden olur.

Gerçek kemik eşitsizlikleri cerrahi korreksiyon gerektirirken, kontraktürler nedeniyle görünen eşitsizlikler nadiren geniş yumuşak doku gevşetmelerine ihtiyaç duyarlar. Alt ekstremité için geçirilmiş olan travmalar sorgulanmalı ve preoperatif dönemde kalça distalindeki yapılar uzunluk açısından değerlendirilmelidir. İyi kalitede radyografiler ve magnifikasyonu bilinen şablon kullanımı ile hem bacak uzunluğunu hem de femoral ofseti restore edecek uygun protez seçilmelidir.

Ekstremité uzunluğunun belirlenmesi için birkaç klinik metod tarif edilmiştir. En sık kullanılan metodlardan birisi kalça çevresi yumuşak doku gerginliğinin test edildiği, çoğu kez refere edildiği ismi ile 'shuck' testidir. Kalça ekstansiyonda iken uygulanan traksiyon sonrasında 2 ile 4mm'lik bir distraksiyon genellikle oluşur. Yumuşak doku gevşetmesinin derecesi, anestezinin tipi ve kas gevşekliğinin derecesi cerrahın yumuşak doku gevşekliğinin takdirini değiştirebilir. Ek olarak yumuşak doku tansiyonu yalnızca femur başı yüksekliğinde değil aynı zamanda femoral ofsete de bağlıdır. Eğer femoral ofset ameliyat sırasında azalmış ve cerrahi sırasında dikkat edilmemişse, yumuşak doku dengesi istemeden bacak uzunluğunun arttırılmasıyla sağlanacak ve sonuç olarak yükseklik, yumuşak dokularda yeterli tansiyonun sağlanması için ofsetin yerini alacaktır. Dikkatli preoperatif planlama bu konuda cerrahı uyarmalı ve hastanın doğal ofseti sağlanarak yumuşak doku gerginliği ekstremitéyi uzatmadan sağlanmalıdır⁽¹⁷²⁾.

Amstutz ve diğerleri asetabulum superior kısmına yerleştirilen bir pin ile femurun kesi yüzeyinde bir nokta arasındaki uzunluğu kullanarak bacak uzunluğunda istedikleri değişiklikleri bu ölçüme dayandırarak yapmışlardır⁽¹⁷³⁾. Woolson ve Harris ise iliuma perkütan olarak fikse edilen ve femurda sabit bir noktayı refere eden ikinci bir kısmı olan bir cihaz kullanmayı önermişlerdir⁽¹⁷⁴⁾. Bu tekniklerde bacağın aynı derecede fleksiyon, abduksiyon ve rotasyon pozisyonuna alınarak her bir ölçümün yapılmasına dayanır. Bunu sağlamak için cerrahi sırasında çoğu kez bacağın silueti steril örtüler üzerine steril kalemler kullanılarak çizilir. Bu yöntemler anoktedal olarak yalnız kullanıldığında ortalama olarak 1 cm hata payı bildirilmiştir.

Muller ve arkadaşlarıysa femur başının merkezinin trokanter majorun üst kenarından hafifçe superiorda olması gerektiğini söylemişlerdir. Bir femoral

deneme komponentinin, femur boynu ve başı karşısına konarak kesi seviyesinin belirlenmesi de yardımcıdır. Bununla beraber abduktor tendonun yapışması nedeniyle trokanter major üst ucunun gerçek seviyesinin belirlenmesi zordur. Ek olarak trokanter üst ucuyla femur başı merkezi arasındaki ilişki bireyler arasında farklılık gösterebilir. Bu yaklaşım aynı zamanda asetabular tarafta olabilecek uzunluk değişikliklerinde de başarısız olacaktır. Ölçülenden uzun büyük olan asetabular komponentlerin bugünkü güncel yaklaşıma uyarak “press-fit” şeklinde yerleştirilmesi de kalça merkezinin birkaç mm distale getirilmesine neden olacaktır⁽¹⁷⁵⁾.

Bugün için bacak eşitliğini sağlamada en güvenilir yöntem preoperatif ölçümler ile intraoperatif değerlendirmenin birlikte kullanılmasıdır. Bu yaklaşımı kullanarak 84 hastalık serilerinde Woolson sadece %2.5 hastasında 6mm üzeri uzama rapor etmiştir⁽¹⁷⁴⁾. Knight ve Atwater ise komponent büyüklüğünün preoperatif olarak ölçümlerle güvenilir olarak tahmin edilemediğini ancak bu ölçümlerin cerrahi ölçümleri ile kombinasyonu durumunda hastaların %92'sinde planlanan uzatma miktarı ile 5mm aralık içinde olacak şekilde postoperatif uzunluk bulduklarını açıklamışlardır⁽¹⁷⁶⁾. Goodman, Huene ve Imrie dikkatli preoperatif planlama ve intraoperatif direkt ölçüm yaptıkları 42 hastayı yayınlamışlar ve radyolojik uyumsuzluğu 3mm olarak bulmuşlardır ve hiç bir hastada 9mm'den fazla fark olmadığını tespit etmişlerdir⁽¹⁷⁷⁾.

Bazen zaten uzun olan ekstremitenin ameliyat ihtiyacı ortaya çıkabilir. Böyle durumlarda ekstremitayı aşırı boyun kesisi ile kısaltmak veya çok kısa boynu olan protezleri kullanmak yetersiz yumuşak doku gerginliği veya takozlama nedeniyle dislokasyon riskini arttıracaktır. Bu durumda trokanterin distale transferi veya subtrokanterik osteotomi ile kısaltma uygulanması gündeme gelebilir⁽¹⁷⁵⁾.

Hemiartroplastinin ana amaçları hastanın ağrısız, stabil, mobil ve eşit uzunlukta olan kalçaya sahip olmasını sağlamaktır. Hasta cerrahi öncesinde bacak uzunlukları eşit olacak diye bir garanti olmadığını bilmelidir. Eğer ekstremitenin uzaması daha stabil bir kalça olmasını sağlayacaksa, eşitsizlik tekrarlayan dislokasyon nedeniyle tercih edilmelidir. Neyseki 1 cm altındaki uzunluk farkları genellikle iyi tolere edilir ve eşitsizlik hissi zaman geçtikçe azalma eğilimindedir.

Görünen uzunluk eşitsizliği ve yumuşak doku kontraktürüne bağlı olan pelvik obliklik genellikle germe egzersizlerini içeren fizik tedaviye iyi yanıt verir ve zamanla düzelir. Bu gergin yumuşak dokuların nadiren gevşetilmesi gerekir⁽¹⁷⁸⁾.



8. SONUÇ

Yaptığımız çalışmada dijital şablonlama yapmadan postoperatif olarak çekilen radyografilerde sağlam ve opere kalçalardaki bacak boyu ve femoral ofset değerlerini ölçerek karşılaştırdık ve literatür ile uyumunu araştırdık.

Çalışmamızda hem erkekler hem de kadınlar için bulunan sağlam taraf femoral ofset değerleri diğer araştırmacıların bulduğu değerlere göre düşük bulunmuştur.

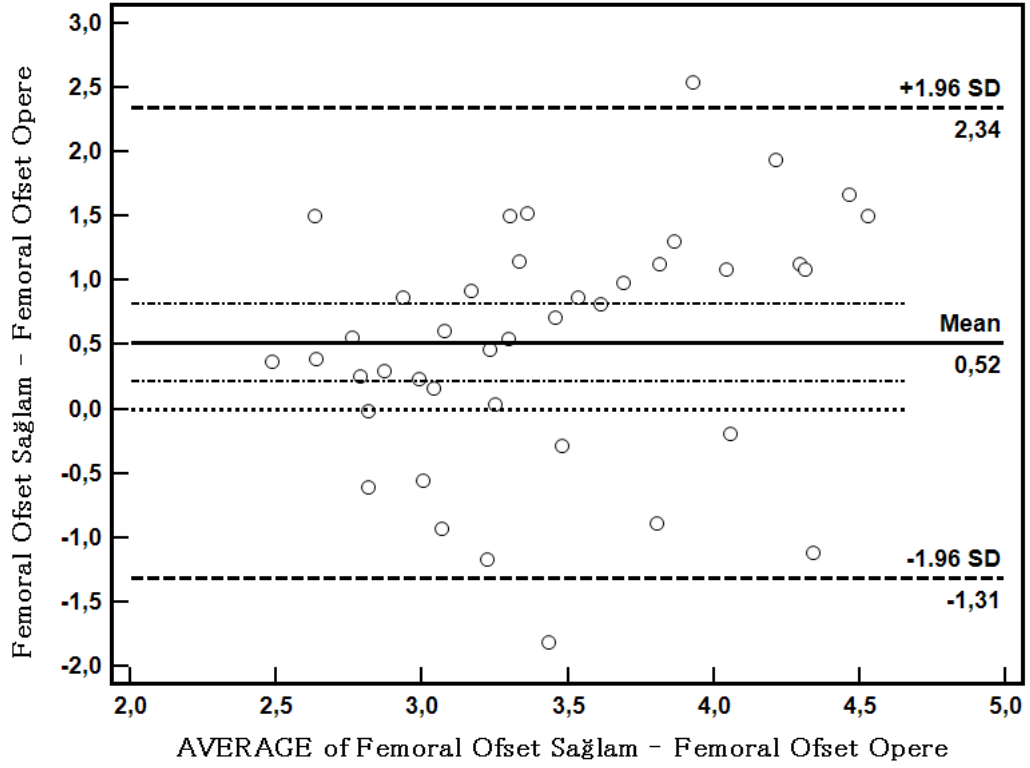
Opere edilen kalçalarda ise ölçülen femoral ofset ortalama değeri 3.17 ± 0.62 cm bulunmuştur.

Femoral ofset sağlam-opere taraf fark ortalama değeri 0.52 ± 0.93 cm olarak ölçülmüştür. Opere taraf femoral ofset ortalamaları sağlam taraf femoral ofset ortalamalarından istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük bulunmuştur ($p=0,001$).

Yani protez koyulan tarafta femoral ofset değeri sağlam tarafa göre azalmıştır.

Opere ve Sağlam taraf femoral ofset ölçümlerinin uyumunu için Bland&Altman grafiği çizilmiştir. Opere-Sağlam taraf farkının dağılımında %95 güven aralığı alt sınır -1.31 ortalaması 0.52 üst sınırı 2.34 bulunmuştur. İki ölçüm farkının kabul edilir düzeyde olduğu belirlenmiştir (Şekil 37).

Yaptığımız karşılaştırmalı bacak boyu ölçümlerinde ise bacak boyu sağlam taraf ortalama değeri 3.45 ± 0.79 cm, bacak boyu opere taraf ortalama değeri 3.26 ± 0.89 cm, bacak boyu sağlam-opere taraf fark ortalama değeri 0.2 ± 0.91 cm olarak ölçülmüştür. Opere ve sağlam taraf bacak boyu ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı derecede farklılık gözlenmemiştir ($p=0,174$).

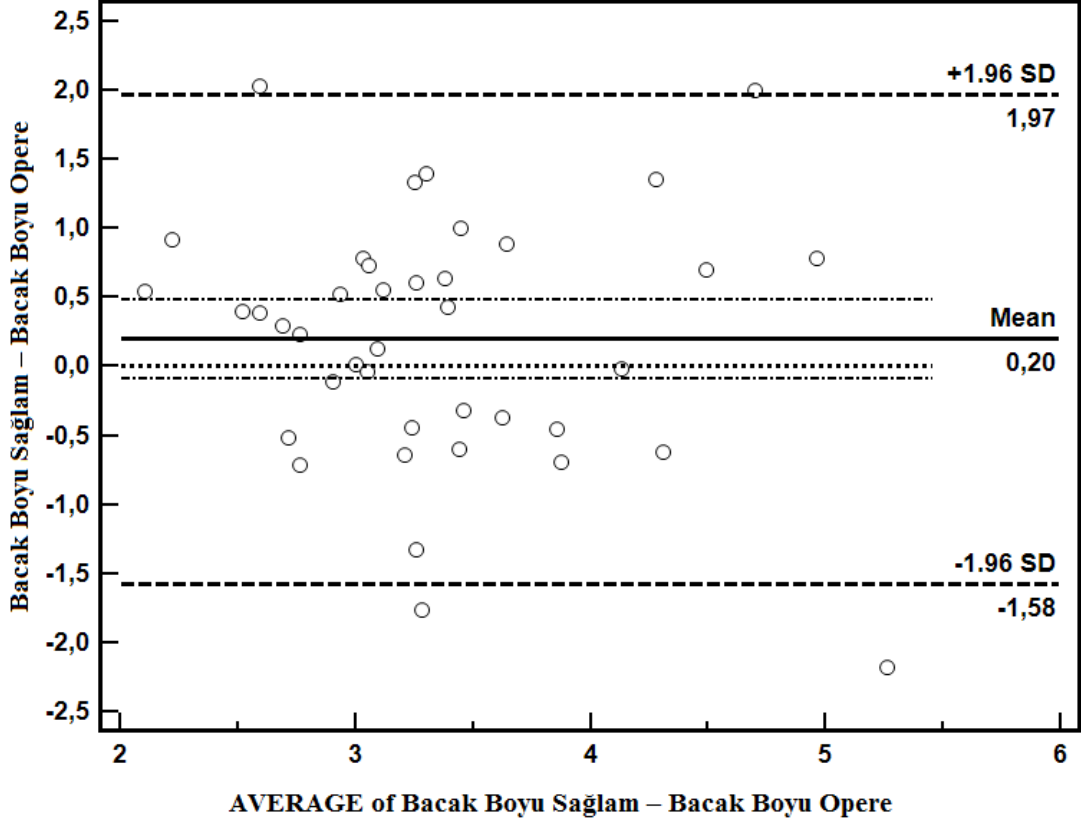


Şekil 37: Opere ve Sağlam taraf femoral ofset ölçümlerinin uyumunu için Bland&Altman grafiği

Opere ve Sağlam taraf Bacak boyu ölçümlerinin uyumunu için Bland&Altman grafiği çizilmiştir. Opere-Sağlam taraf farkının dağılımında %95 Güven aralığı alt sınır -1,58 ortalaması 0,20 üst sınırı 1,97 bulunmuştur. İki ölçüm farkının kabul edilir düzeyde olduğu belirlenmiştir (Şekil 38).

Kwok ve arkadaşları opere ve sağlam taraf femoral ofsetler arasındaki farkı $-0,10 \pm 4,4$ mm olarak ölçmüşlerdir. Biz ise aradaki farkı $0,52 \pm 0,93$ mm olarak ölçtük. Bizim ve literatür gruplarının femoral ofset farkları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmemiştir ($p=0,385$).

Kwok ve arkadaşları opere ve sağlam taraf bacak boyları arasında ki farkı -2.5 ± 8.5 mm olarak ölçmüşlerdir. Biz ise aradaki farkı 0.20 ± 0.91 mm olarak ölçtük. Bizim grubumuzun bacak boyu farkları literatür grubundan istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur ($p=0,049$).



Şekil 38: Opere ve Sağlam taraf bacak boyu ölçümlerinin uyumunu için Bland&Altman grafiği

Bizim çalışmamızda dijital şablonlama yapılmadan yapılan hemiaroplastilerin, postop femoral ofset ölçümlerinde opere taraf ile sağlam taraf arasında istatistiksel anlamlı fark olmamakla beraber literatürde yapılan çalışmalar da dijital şablonlama yapılan vakalarla kıyaslandığında bacak boyu farkı anlamlı olarak daha uzun saptanmıştır. Dijital şablonlama femoral ofset ölçümünden çok vertikal ofset ölçümü için daha gereklidir.

9. ÖZET

Femur boyun kırıkları prognozu ve tedavi seçenekleri hastanın yaşı, travmanın şiddeti, kırığın deplasman derecesine göre değişiklik gösterebilen özellikle yaşlı popülasyon için mortal seyredabilen önemli bir ortopedik sorundur. Yaşlı hastalarda oluşan femur boyun kırığı tedavisinde hemiartroplasti uygulaması tüm dünyada kabul gören bir tedavi şeklidir.

Cerrahi tedavinin başarısı eklem fonksiyonunu biyomekanik ve biyolojik olarak optimize eden kusursuz implant yerleştirilmesine bağlıdır. Dijital modelleme kullanılması ile cerrah operasyon sonrası optimum fonksiyonu garanti etmek için hangi boy protez kullanacağını ve protezi kemik içinde nereye koyacağını belirleyebilir⁽³⁾.

Artritlik durumdaki kalçalar için uygulanan total kalça artroplasti operasyonları için dijital modelleme tekniği çok sayıda yazar tarafından araştırılmış ve etkinliği ortaya konulmuştur. Cerrahlar tarafından da sıklıkla kullanılmaktadır. Buna rağmen kalça kırıkları sonrası uygulanan hemiartroplasti operasyonları için dijital modelleme tekniği son zamanlarda gündeme gelmiştir ve literatürde sınırlı sayıda araştırma mevcuttur.

Bu çalışmamızda amacımız kliniğimizde hemiartroplasti uygulanan femur boyun kırıklı hastaların sağlam ve opere edilen kalçalarındaki femoral ofset ve bacak boyu değerlerini radyografik olarak ölçerek karşılaştırmak, dijital şablonlama kullanmadan elde ettiğimiz sonuçlarımızı literatürdeki femur boyun kırığı sonrası dijital şablonlama kullanılarak uygulanan hemiartroplasti sonuçlarıyla karşılaştırmak ve femur boyun kırığı sonrası hemiartroplasti uygulamalarında preoperatif şablonlamanın gerekliliğini araştırmaktır.

2012-2107 tarihleri arasında Bilim Üniversitesi Florence Nightingale Hastanesi, Ortopedi ve Travmatoloji kliniğine femur boyun kırığı nedeniyle

hemiartroplasti uygulanan 92 hastadan çalışma için gerekli kriterleri sağlayan 40 hastanın radyografileri çalışmaya dahil edildi.

Obturator foramenlerin simetrik olduğu, trokanter majörün lateralize durduğu ve medial korteks sınırının belirgin olduğu, fossa priformisin net değerlendirildiği, koksiks-pubis aynı düzlemde olan ve kontralateral tarafta kalça eklem artrozu, deformitesi olmayan, eklem cerrahisi geçirmemiş postoperatif grafiler ölçüme dahil edilmiştir. Çekilen grafilerde pelvik tilt olması, alt ekstremitenin abduksiyon veya adduksiyonda olması, trokanter majör medial korteksinin superpoze olması, kalça eklem artrozu ve femur başı sferitesinin kaybolmuş olduğu durumlar çalışma dışı bırakılma kriteri sayılmış ve bu radyografiler değerlendirmeye alınmamıştır.

Çalışmamıza alınan 40 hastanın 15 (%37.50)'i erkek, 25 (%62.50)'i kadın hastalardan oluşmaktadır. Hastalarımızın yaş ortalaması 80.83 ± 8.63 (min-max 58-97), erkek hastaların yaş ortalaması 82.00 ± 9.53 (66-97), kadın hastaların yaş ortalaması 80.12 ± 8.17 (58-97) bulunmuştur.

Hastalarımızın 19 (%47.50) sağ, 21 (%52.50) sol kalçasından operasyon geçirmiştir. 31 (%77.50) hastada sementli protez, 9 (%23.50) hastaya ise sementsiz protez uygulanmıştır. 22 (%55.00) hastada kalkarlı, 18 (%45.00) hastada ise kalkarsız protez yapılmıştır. 6 (%15) hastada protezin varus pozisyonunda koyulduğu tespit edilmiş olup, 3 (%7.50) hastada ek tespit ihtiyacı olmuştur.

Garden tip dağılımı Tip 1:2 hasta (%5.00), Tip 2:9 hasta (%22.50), Tip3:2 hasta (%5.00) ve Tip 4:27 hasta (%67.50) bulunmuştur. Pauwels tip dağılımı ise Tip 1:8 hasta (%20.00), Tip 2:7 hasta (%17.50), Tip 3:25 hasta (%62.50) bulunmuştur.

Femoral ofset sağlam taraf ortalama değeri 3.68 ± 0.83 (2.51-5.3), femoral ofset opere taraf ortalama değeri 3.17 ± 0.62 (1.88-4.9) bulunmuştur. Femoral ofset Sağlam-Opere taraf fark ortalama değeri 0.52 ± 0.93 (-1.81-2.54) olup istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük bulunmuştur ($p=0,001$).

Bacak boyu sağlam taraf ortalama değeri 3.45 ± 0.79 (2.38-5.7), bacak boyu opere taraf ortalama değeri 3.26 ± 0.89 (1.58-6.35) bulunmuştur. Bacak boyu Sağlam-Operre taraf fark ortalama değeri 0.2 ± 0.91 (-2.18-2.03) olup aralarında istatistiksel olarak anlamlı derecede fark gözlenmemiştir ($p=0,174$).

Literatür opere-sağlam taraf femoral ofsetler arasındaki farkı -0.10 ± 0.44 olarak ölçmüşdür. Biz ise aradaki farkı 0.52 ± 0.93 (-1.81-2.54) olarak ölçtük. Bizim ve literatür gruplarının femoral ofset farkları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmemiştir ($p=0,385$). Aynı şekilde literatür opere-sağlam taraf bacak boyları arasındaki farkı -0.25 ± 0.85 olarak ölçmüşlerdir. Biz ise aradaki farkı 0.20 ± 0.91 (-2.18-2.03) olarak ölçtük. Bizim grubumuzun bacak boyu farkları literatür grubundan istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur ($p=0,049$).

Bizim çalışmamızda dijital şablonlama yapılmadan yapılan hemiaroplastilerin, postop femoral ofset ölçümlerinde opere taraf ile sağlam taraf arasında istatistiksel anlamlı fark olmamakla beraber literatürde yapılan çalışmalar da dijital şablonlama yapılan vakalarla kıyaslandığında bacak boyu farkı anlamlı olarak daha uzun saptanmıştır. Dijital şablonlama femoral ofset ölçümünden çok vertikal ofset ölçümü için daha gereklidir.

10. ABSTRACT

Femoral neck fractures – the prognosis and treatment choices of which vary according to age of the patient, level of the trauma and degree of displacement constitute an important mortal problem particularly for older population. In femoral neck fracture treatment of the older people, hemiarthroplasty is a worldwide accepted treatment method.

Success of the surgical treatment is based on perfect placement of implant, which biomechanically and biologically optimizes the joint junction. Thanks to use of digital templating, the surgeon may determine which size of prosthesis he will use and where he will place it inside the bone, to ensure optimum post-operative function⁽³⁾.

The digital templating technique for total hip hemiarthroplasty operations applied in arthritic hips has been searched and its efficiency has been put forth by many authors. They are also often used by the surgeons. Nevertheless, the digital templating technique for hemiarthroplasty operations made after hip fractures has recently come to the agenda and limited number of researches is available on the matter in the literature.

In this study, our aim is to radiographically measure and compare femoral offset and leg length values in both healthy and operated hips of the patients with femoral neck fractures whom hemiarthroplasty was applied in our clinic, to compare the results we achieved without digital templating with the results of hemiarthroplasty applied by using digital templating after femoral neck fractures and to search for requirement of preoperative modelling in hemiarthroplasty applications after femoral neck fractures.

Out of 92 patients whom hemiarthroplasty was applied due to femoral neck fractures in the Orthopedics and Traumatology Clinic, Florence Nightingale, Bilim University between the dates 2012-2017, radiographies of only 40 patients fulfilling the necessary criteria for the research were involved in the study.

Postoperative radiographies, whose obturator foramens are symmetrical, trochanter majors are lateral, and medial cortex borders are distinct, piriformis fossa are clearly observed, coccyx-pubis are uniplanar and that do not have contralateral hip joint arthrosis and do not have joint surgery either, were all involved in the measurement. In the evaluated radiographies, the cases where there is pelvic tilt; lower extremity is in abduction or adduction; trochanter major medial cortex is superposed; hip joint arthrosis and femur head sphericity disappeared were all considered as the criteria for non-involvement in the study and these radiographies were not taken into consideration.

Out of 40 patients involved in our study; 15 (37.50%) patients are male and 25 (62.50%) patients are female. Age average of our patients is 80.83 ± 8.63 (min-max 58-97); age average of the male patients is 82.00 ± 9.53 (66-97); and age average of the female patients is 80.12 ± 8.17 (58-97).

19 (47.50%) of our patients had right hip operation; 21 (52.50%) of our patients had left hip operation. Cemented prosthesis was applied to 31 (77.50%) patients; 9 (23.50%) patients were applied cementless prosthesis. Calcar replacement prosthesis was used in 22 (55.00%) patients; calcarless prosthesis was used in 18 (45.00%) patients. In 6 (15%) patients, it was determined that the prosthesis was placed in varus position; additional pinning fixation was required in 3 patients 3 (7.50%).

Garden type distribution consisted of Type 1:2 patients (5.00%), Type 2:9 patients (22.50%), Type 3:2 patients (5.00%) and Type 4:27 patients (67.50%). Pauwels type distribution consisted of Type 1:8 patient (20.00%), Type 2:7 patient (17.50%), Type 3:25 patient (62.50%).

It was determined that femoral offset healthy side average value was 3.68 ± 0.83 (2.51-5.3); femoral offset operated side average value was 3.17 ± 0.62 (1.88-4.9). Femoral offset Healthy-Operated side difference average value was 0.52 ± 0.93 (-1.81-2.54); and was statistically found as considerably lower ($p=0.001$).

It was found that leg length healthy side average value was 3.45 ± 0.79 (2.38-5.7); and leg length healthy side average value was 3.26 ± 0.89 (1.58-6.35). The average difference between healthy leg and operated leg was found as 0.2 ± 0.91 (-2.18-2.03); and statistically no considerable difference was found ($p=0.174$).

The literature measured the difference between operated-healthy femoral offsets as -0.10 ± 0.44 . However, we measured the difference as 0.52 ± 0.93 (-1.81-2.54). No considerable difference was statistically observed between our and literature groups femoral offset differences ($p=0.385$). Likewise, the literature measured the difference between the operated-healthy sides leg lengths as -0.25 ± 0.85 . However, we measured the difference as 0.20 ± 0.91 (-2.18-2.03). Our group's leg length differences were statistically found to considerably be higher ($p=0.049$).

Notwithstanding that in our study there is no statistically considerable difference between the operated side and healthy side in postoperative femoral offset measurements of the hemiarthroplasties carried out without digital templating, when compared to the cases in the literature where digital templating is made, the leg length was determined to considerably be longer. The digital templating is much more required for vertical offset measurements rather than femoral offset measurements.

11. KAYNAKLAR

1. Tosi LL. , Dell RM. . Challenging orthopaedics to reduce osteoporotic hip fractures . AAOS May 2009 Issue
2. Cooper C. , Campion G. , Melton LJ. . III Hip fractures in the elderly: A world-wide projection Osteoporosis International 1992, Volume 2, Issue 6, pp 285-289
3. Bono James V. , Digital templating in total hip arthroplasty. The Journal of Bone & Joint Surgery, jbjs.org volume 86-a, supplement 2, 2004
4. Kwok IHY, et al. Pre-operative digital templating in cemented hip hemiarthroplasty for neck of femur fractures. Injury (2016), <http://dx.doi.org/10.1016/j.injury.2015.12.027>
5. Ganey TM, Ogden JA. Pre- and Postnatal Development of the Hip. In: Callaghan JJ, Rosenberg AG, Rubash HE,(editors). The Adult Hip. 2nd ed. Philadelphia:Lippincott Williams & Wilkins, 2007; p:35-49.
6. Leighton RK. Fractures of the Neck of the Femur. In: Bucholz RW, Heckman JD, Court-Brown CM,(editors). Rockwood & Green's Fractures in Adults. 6th ed. Philadelphia:Lippincott Williams & Wilkins, 2006; p:1754-91.
7. Anda S, Svenningsen S, Dale LG, Benum P. The acetabular sector angle of the adult hip determined by computed tomography. Acta Radiol Diagn. 1986;27(4):443-7.
8. Swiontkowski MF. Intracapsular hip fractures. In: Browner BD, Jupiter JB, Levine AM, Trafton PG,(editors). Skeletal Trauma:Basic science, Management, and Reconstruction. 3rd ed. Philadelphia:Saunders; 2003. P 1700-75.
9. Moore KL, Agur AMR. Lower limb. In: Moore KL, Agur AMR,(editors). Essential Clinical Anatomy. 3rded. Philadelphia:Lippincott Williams & Wilkins; 2007. p. 314-56.
10. Arıncı K: Anatomi Cilt -1, Güneş Kitabevi Ltd. Şti., s:140-141, Ankara, 1995.
11. Reikeras O, Hoiseth A, Reigstad A, Fonstelien E. Femoral Neck Angles: a specimen study with special regard to bilateral differences. Acta Orthop Scand 53(5); 775-779.
12. Reikeras O.; Bjerkreim, I.; Kolbenstvedt, A. Anteversion of the acetabulum and femoral neck in normals and in patients with osteoarthritis of the hip. Acta Orthop Scand 54:18– 23, 1983.
13. Netter FH. Musculoskeletal System, The CIBA Collection of Medical Illustration, CIBA Geigy Corporation;2002; 8(1):76–97.
14. Ward FO. Human Anatomy. London: Renshaw; 1838.

15. De Lee J.C: Fractures and dislocation of the hip, Rockwood CA, Green DP, Bucholz RW(eds), Fractures and adults, JB Lippincott, s:1661- 1739, Philadelphia, 1996
16. Griffin JB. The calcar femorale redefined. Clin Orthop Relat Res. 1982 Apr;(164):211-4.
17. Arıncı K. Anatomi Cilt -1 s: 253-266, Güneş Kitabevi Ltd. Şti. Ankara, 1995
18. S. Terry Canale, Campbell's operative orthopaedics, 10. baskının Türkçesi, cilt3, s: 2908-2922, Hayat tıp kitapçılık
19. Evarts CM. Surgery of the musculoskeletal system. Vol:3, , Livingstone,New york,Edinburg, LondoMelbourne, 1983. Page:73-88.
20. Harty M, Anatomy Editor Steinberg ME. The hip and disorders.WB Saunders Company, Phil, 1991, 27-46.
21. Crock HV. An atlas of the arterial supply of the head and neck of the femur in man. Clin Orthop 152: 17-27, 1980
22. Weitbrecht J. Syndesmologia sive Historia Ligamentorum Corporis Humani guain Seeundum. Observationes Anatomicas Concinnavit et Figuris ad Objecta Reentia Adumbratis Illustravit. Petropoli Typogr Acad Sci 1742;139-141.
23. Chung SM. The arterial supply of the developing proximal end of the human femur. J Bone Joint Surg Am. 1976 Oct;58(7):961-70.
24. Trueta J. The Normal Vasculer Anatomy of the Human Femoral Head During Growth. J. Bone and Joint Surg. 39 –B s: 358-393, 1957
25. Takeuchi T., Shidou T.: Impairment of blood supply to the head of the femur after fracture of the neck. Int Orthop 1993; 17:325-329.
26. Sevitt S.: Avascular necrosis and revascularization of the femoral head after intracapsular fractures: A combined arteriographic and histological necropsy study. J Bone Joint Surg Br 1964; 46:270-296.
27. Smyth E.H.J., Shah V.M.: The significance of good reduction and fixation in displaced subcapital fractures of the femur. Injury 1974; 5:197-209.
28. Claffey T.J. Avascular necrosis of the femoral head: An anatomical study. J Bone Joint Surg Br 1960; 42:802-809.
29. Arıncı K. Anatomi Cilt -1 s:143-144, Güneş Kitabevi Ltd. Şti. Ankara, 1995
30. Pauwels F. Biomechanics of the locomotor apparatus. Berlin, Springer-Verlag.1980: 76–105.
31. Nordin M, Frankel VH. Biomechanics of the hip. In: Nordin M, Frankel VH, eds. BasicBiomechanics of the Musculoskeletal System. Philadelphia: Lea and Febiger, 1989:135–51.
32. Günel U. Kalça eklemi biyomekaniği. Editör Ege R. Kalça cerrahisi ve sorunları.Ankara, THK Basımevi 1.baskı 1994. s53–61
33. Ege R. Kalça cerrahisi ve sorunları Kalça anatomisi. 1. baskı, 29-52, Ankara THK Basımevi, 1994.

34. Kaufer H, Matthews LS, Sonstegard D. Stable Fixation of İntertrochantericfractures a biomechanical evaluatom JBJS (Am) 56 p899–907 1974
35. Bombeli R: Santore R., Poss R., Mechanics of he normal and osteoarthritic hip. A new perspective. Clin Ortrhop Rel Res, s:182, 1984
36. Charnley J: Total prostetic replacement for advenced coxarthrozis. Internal Publications 6, Wrigthington:1967 s:52.
37. Swiontkowski, M.F: Current Concepts Rewiew Intracapsuler Fractures of the Hip. J.Bone Joint Surg. 76-A(1), s:129-137, 1994.
38. Stauffer, R.N: Prostetic hip replacement for femoral neck fractures. Surgery of the Musculoskeletal System. 2th Ed. Vol.3 (ed) Evarts, 2593-2612, C.McC. New York, Edinburgh, London, Melbourne, Churcil Livingstone1990.
39. Tronzo, R.G: Femoral Neck Fractures. The Hip and Its Disorders, (ed) Steinberg, M.E s:247-277, Philadelphia, London, Toronto, Montreal, Sydney, Tokyo, W.b. Saunders Company 1991.
40. Ege R. Kalça anatomisi, Kalça cerrahisi ve Sorunları s: 977-1040, Türk Hava Kurumu Basımevi, Ankara, 1994
41. Speer KP ve ark. Magnetic resonance imaging of the femoral head after acut intracapculer fracture of the femoral neck. JBJS (Am), 72/1, 98-103
42. De Lee J.C: Fractures and dislocation of the hip, Rockwood CA, Green DP, Bucholz RW(eds), Fractures and adults, 1661- 1739, JB Lippincott, Philadelphia, 1996
43. J.C: Fractures and Dislocations of the Hip, Rockwood and Green's Fractures in Adults, Vol:2, 1659-1827, Lippincott-Raven,1996
44. Watson-Jones R. Fractures and Joint Injuries, 4th ed. Baltimore: Williams & Wilkins; 1955.
45. Pauwels F. Der Schenkelhalsbruch: Ein mechanisches problem. Stuttgart: Ferdinand Enke Verlag; 1935.
46. Garden RS. Stability and union in subcapital fractures of the femur. J Bone Joint Surg Br. 1964 Nov;46:630-47.
47. Boyd HB. et al 1964, Hunter GA. 1969, Bölükbaşı S. et al 1992, Bray TJ. et al 1988, Sikorski JM. 1981, Söreide O. et al 1980
48. De Lee JC. Fractures and dislocations of the hip Rockwoods and Green's fractures in adults. 1481-1555, JB Lippincott Company, 3rd, Phil. 1996.
49. Pankovich AM. Intracapsular Fractures of Femur. Evarts CM. Surgery of the musculoskeletal system, vol: 2, page: 75-119, Edinburg, London, 1983.
50. De Lee JC: Fractures and dislocations of the hip: Fractures in adults. Ucuncu baskı, Rockwood CA. Green DP. Bucholz RW (ed). JB Lippincott Company Philadelphia;S: 1481-1651, 1991.

51. Laros, G.S: Intertrochanteric Fractures. Surgery of the Musculoskeletal System. 2Th ED. Vol.3, Evarts, s: 2549-2592, C.McC. New York, Edinburg, London, Melbourne, Churcil Livingstone, 1990.
52. LaVelle DG. Fractures of Hip Campbell's Operative Orthopaedics, 10 th edition.Mosby, Vol. 3, Page: 2908-2921, Pennsylvania, 2003
53. De Lee JC. Fractures and dislocations of the hip. Rockwoods and Green's fractures in adults. Vol 2. Page: 1211-1255, Lippincott Co, 2002.)
54. Cooper A. A Treatise on dislocations and on fractures of the joints. London: Longman, Hurst, Rees, Orme and Brown; 1822:114-175.
55. Hey-Groves E. Treatment of fractured neck of femur the femur with especial regard to results. J Bone and Joint Surg. 1930; 12:1-11.
56. Judet J, Judet R. The use of an artificial femoral head for arthroplasty of the hip joint. J Bone Joint Surg. (Br) 1950;32B:166–173.
57. Austin T. Moore, Harold R. Bohlman.The classic. Metal hip joint. A case report. 1943. Clin Orthop Relat Res. 1983 Jun;(176):3-6.
58. Moore A.T.: Metal hip joint: A new self-locking Vitallium prosthesis. South Med J 1952; 45:1015-1018.
59. Thompson F.R.: Two and a half years' experience with a Vitallium intramedullary hip prosthesis. J Bone Joint Surg Am 1954; 36:489-502.
60. D'arcy J, Devas M: Treatment of fractures of the femoral neck by replacement with the Thompson prosthesis. J Bone Joint Surg, 58-B: 279-286, 1976
61. Glass K.E.: Moore arthroplasty operations. J Bone Joint Surg Br 1965; 47:598.
62. Devas M., Hinves B.: Prevention of acetabular erosion after hemiarthroplasty for fractured neck of femur. J Bone Joint Surg Br 1983; 65:548-551.
63. Franklin A., Gallannaugh S.C.: The biarticular hip prosthesis for fractures of the femoral neck—a preliminary report. Injury 1983; 15:159-162.
64. Charnley J. Arthroplasty of the hip: a new operation. Lancet 1961; 1:1129–32.
65. Evarts CM. Surgery of the musculoskeletal system. Vol:3, Page: 73-88, Livingstone, New York, Edinburg, London – Melbourne, 1983.
66. Russin LA, Russin MA. Modified Sivash Total Hip Prosthesis and axperimentalapproach. Orthop. Rev. 41, 1975.
67. Lo WH, Chen WM, Huang CK, Chen TH, Chiu FY, Chen CM. Bateman bipolar hemiarthroplasty for displaced intracapsular femoral neck fractures. Uncemented versus cemented. Clin Orthop Relat Res. 1994 May;(302):75-82.
68. Campbell Operative Orthopaedics 10. Baskı Türkçe, Cilt 1 sayfa 320-322
69. Campbell Operative Orthopaedics 10. Baskı Türkçe, Cilt 1 sayfa 321 Şekil 7-6

70. Canale ST, Beaty JN. Campbell's operative orthopaedics. 11th ed. Pennsylvania: Mosby; 2007
71. Lecerf G, Fessy MH, Philippot R, Massin P, Giraud F, Flecher X, et al. Femoral offset: anatomical concept, definition, assessment, implications for preoperative templating and hip arthroplasty. *Orthop Traumatol Surg Res* 2009; 95:210-9.
72. Melton J, Cooper C. Magnitude and impact of osteoporosis and fractures. In: Marcus R, Feldman DD, Kelsey J (Eds): *Osteoporosis*, San Diego: Academic Press, 2001:(Vol 1)557- 567.
73. Giliberty RP: Hemiarthroplasty of the hip using a low-friction bipolar Endoprosthesis. *Clin Orthop*, 175: 86- 92, 1983.
74. Langan P: The Giliberty bipolar prosthesis. A clinical and radiographical review. *Clin Orthop*, 141: 169 -175, 1979
75. Malhotra R, Arya R, Bhan S. Bipolar hemiarthroplasty in femoral neck fractures. *Arch Orthop Trauma, Surg*, 1995 114:79-82.
76. Philips TW: The Betaman bipolar femora head replacement. A Fluoroscopic study of movement over a four- year period. *J Bone Joint Surg*. 69-B: 761-764, 1987.
77. Wada M. et al. Use of osteonics UHR hemiarthroplasty for fractures of the femoral neck. *Clin orthop*, 338: 172-181, 1997.
78. Coates RL, Armour P: Treatment of subcapital femoral fractures by primary total hip replacement. *Injury*, 11(2):132-135, 1979
79. Delamarter R, Moreland JR: Treatment of acute femoral neck fractures with total hip arthroplasty. *Clin orthop*, 218: 68-74, 1987
80. Dorr LD. et al: Treatment of acute femoral neck fractures with total hip replacement versus cemented and noncemented hemiarthroplasty. *J Arthroplasty*, 1: 21-28, 1989
81. Taine WH et al. Primary total hip replacement for displaced subcapital fractures of the femur. *JBJS*, 67-B; 214-217, 1985.
82. Atik OŞ: Eklem Cerrahisi, 1. baskı, Meteksan s: 77-79. Ankara, 1997
83. Lee. A.J.C. Ling: R.S.M. Vangalo, S.S. Some clinically relevant variables affecting the mechanical behavior of bone cement. *Arch Orthop Trauma Surg*. 92.1. 1978.
84. Chin. HC. Stauffer. R.N. Chao. E.Y.S: The effects of centrifugation on the mechanical properties of cement. *JBJS*. 72: 363. 1990
85. Lidgren. L. Dran. H.Möller. J: Strength of polynethylmetacrylat increased by vacuum mixing. *Acta Orthop Scand*. 55: 336. 1984.
86. Kawate. K. Maloney. W.J. Bragdon. CR: Importance of a thin cement mantle: Autopsy Studies of Eight Hips. *Clin Orthop*. 355: 70-76. 1988.
87. Gruen. T.-MarkoJf K.L. Amstutz. H.C: Effects of lamination and blood entrapment on strength of acrylic sement. *Clin. Orthop.*: 119: 2.50: 1976.
88. Erdemli B. ve ark.: Exeter çimentolu total kalça protez uygulamaları, XIV. Milli Türk Ortopedi ve Travmatoloji Kongre Kitabı, Bizim Büro Basımevi, 850-852, Ankara, 1996

89. Liang B, Fujibayashi S, Fujita H, Ise K, Neo M, Nakamura T. Long-term follow-up study of bioactive bone cement in canine total hip arthroplasty. *J Long Term Eff Med Implants* 2006;16:291-9.
90. Oonishi H, Kadoya Y, Iwaki H, Kin N. Total hip arthroplasty with a modified cementing technique using hydroxyapatite granules. *J Arthroplasty* 2001;16:784-9.
91. Oonishi H, Ohashi H, Oonishi H Jr, Kim SC. THA with hydroxyapatite granules at cement-bone interface: 15- to 20-year results. *Clin Orthop Relat Res* 2008;466:373-9.
92. Harkess JW: Arthroplasty of hip in: Crenshaw AH (ed), *Campbell's operative orthopaedics*, 458- 467, Mosby year book st Louis, 1992
93. Lautenschlager EP, Marshall GW, Marks KE, Schwartz J, Nelson CL. Mechanical strength of acrylic bone cements impregnated with antibiotics. *J Biomed Mater Res* 1976; 10:837-45.
94. Breusch SJ, Kühn KD. Bone cements based on polymethylmethacrylate. *Orthopade* 2003;32:41-50.
95. Kuehn KD, Ege W, Gopp U. Acrylic bone cements: composition and properties. *Orthop Clin North Am* 2005;36:17-28.
96. Webb JC, Spencer RF. The role of polymethylmethacrylate bone cement in modern orthopaedic surgery. *J Bone Joint Surg [Br]* 2007;89:851-7.
97. Jiranek WA, Hanssen AD, Greenwald AS. Antibiotic-loaded bone cement for infection prophylaxis in total joint replacement. *J Bone Joint Surg [Am]* 2006;88:2487-500.
98. Deb S, Koller G. Acrylic bone cement: genesis and evolution. In: Deb S, editor. *Orthopaedic bone cements*. 1st ed. Boca Raton: CRC Press; 2008. p. 167-82.
99. S. Terry Canale, *Campbell's operative orthopaedics*, 10. baskının Türkçesi, Cilt 1, s: 58-73, Hayat tıp kitapçılık, 2007.
100. Farahmand BY, Michaëlsson K, Ahlbom A, Ljunghall S, Baron JA; Swedish Hip Fracture Study Group. Survival after hip fracture. *Osteoporos Int*. 2005 Dec;16(12):1583-90.
101. White BL, Fisher WD, Laurin CA. Rate of mortality for elderly patients after fracture of the hip in the 1980's. *J Bone Joint Surg Am*. 1987;69(9):1335-40.
102. Magaziner J, Simonsick EM, Kashner TM, Hebel JR, Kenzora JE. Survival experience of aged hip fracture patients. *Am J Public Health*. 1989 Mar;79(3):274- 8.
103. Schröder HM, Erlandsen M. Age and sex as determinants of mortality after hip fracture: 3,895 patients followed for 2.5-18.5 years. *J Orthop Trauma*. 1993;7(6):525-31.
104. Aharonoff GB, Koval KJ, Skovron ML, Zuckerman JD. Hip fractures in the elderly: predictors of one year mortality. *J Orthop Trauma*. 1997 Apr;11(3):162-5.

105. Kenzora JE, McCarthy RE, Lowell JD, Sledge CB. Hip fracture mortality. Relation to age, treatment, preoperative illness, time of surgery, and complications. *Clin Orthop Relat Res.* 1984 Jun;(186):45-56
106. Beaupre LA, Jones CA, Saunders LD, et al. Best Practices for Elderly Hip Fracture Patients: A Systematic Overview of the Evidence. *J Gen Intern Med.* 2005;20(11): 1019–1025
107. Sircar P, Godkar D, Mahgerefteh S, et al. Morbidity and mortality among patients with hip fractures surgically repaired within and after 48 hours. *Am J Ther.* 2007;14(6):508– 13.
108. Vestergaard P, Rejnmark L, Mosekilde L. Has mortality after a hip fracture increased? *J Am Geriatr Soc.* 2007;55(11):1720–6.
109. Rodgers A, Walker N, Schug S, et al. Reduction of postoperative mortality and morbidity with epidural or spinal anaesthesia: results from overview of randomised trials. *BMJ.* 2000;16;321(7275):1493
110. Nelson KM, Richards EW, Long CL, Martin KR, Geiger JW, Brooks SW, Gandy RE, Blakemore WS. Protein and energy balance following femoral neck fracture in geriatric patients. *Metabolism.* 1995 Jan;44(1):59-66
111. Frandsen PA, Kruse T. Hip fractures in the county of Funen Denmark Implications of demographic aging and changes in incidence rates. *Acta Orthop. Scand;* 54, 681-686, 1983
112. Khan RJK, MacDowell A, Crossman P, Keene GS. Cemented or uncemented hemiarthroplasty for displaced intracapsular fractures of the hip. a systematic review. *Injury,* 33;13, 2002
113. Akkoyunlu Ü, Kutlu A. Sementli Protez Uygulamasında Akciğer Embolisi ve KanGazı Değişiklerinin İncelenmesi. 7. Milli Türk Ortopedi ve Travmatoloji KongreKitabı. Sayfa:240, Emel Matbaacılık, Ankara, 1983
114. King MB, Keith HR. Unusual forms of pulmonary embolism *Clin. in Chest. Med.* 1994; 15(3); 561-80, 1994
115. Rossi SE, Goodman PC, Franquet T. Nonthrombotic pulmonary emboli. *AJR,* 2000; 174;1499-508
116. Shier MR, Wilson RF. Fat embolism syndrome Traumatic coagulopathy with respiratory distress. *Surg. Annu.* 1980,12;139-68.
117. Levy D. The fat embolism syndrome: A review. *Clin Ort- hop Related Res* 1990;261:81.
118. Ak A, Kalyoncu F, Emri S. Yağ embolisi ve yağ embolisi sendromu. *Türkiye Klinikleri* 1988;8:399-401.
119. Lindeque BG, Schoeman HS, Domisse GF et al. Fat em- bolism and fat embolism syndrome. *J Bone Joint Surg (Br.)* 1987;69:128-31.
120. Kallenbach J, Lewis M, Zaltzman M et al. “Low dose” corticosteroid prophylaxis against fat embolism. *J Tra- uma* 1987;27:1173-6.
121. Schonfeld SA, Ploysongsang Y, DiLisio R et al. Fat embolism prophylaxis with corticosteroids: A prospective study in high-risk patients. *Ann Intern Med* 1983;99: 438-43.

122. Girasole G.J., Cuomo F., Denton J.R., et al: Diagnosis of deep vein thrombosis in elderly hip fracture patients by using duplex scanning technique. *Orthop Rev* 1994; 23:411-416.
123. Zohman G.L., Lieberman J.R.: Perioperative aspects of hip fracture: Guidelines for intervention that will impact prevalence and outcome. *Am J Orthop* 1995; 1:666-671
124. Hartman J.T., Altner P.C., Freeark R.J.: The effect of limb elevation in preventing venous thrombosis; A venographic study. *J Bone Joint Surg Am* 1970; 52:1618-1622.
125. Barr JS. Diagnosis and treatment of infections following internal fixation of hip fractures. *Orthop Clin North Am.* 1974 Oct;5(4):847-64
126. Hunter G.A.: Should we abandon primary prosthetic replacement for fresh displaced fractures of the neck of the femur? *Clin Orthop Relat Res.* 1980 Oct;(152):158-61.
127. Masonis JL, Bourne RB. Surgical approach, abductor function, and total hip arthroplasty dislocation. *Clin Orthop Relat Res* 2002;(405):46–53.
128. Glassmann AH, Lachiewicz PF, Tanzer M, editors. Orthopaedic knowledge update. Hip and knee reconstruction 4. 3rd ed. Rosemont, IL: American Academy of Orthopaedic Surgeons; 2011.
129. Kim YH, Choi Y, Kim JS. Influence of patient-, design-, and surgery-related factors on rate of dislocation after primary cementless total hip arthroplasty. *J Arthroplasty* 2009;24(8):1258–63.
130. Haidukewych GJ, Israel A, Berry DJ. Long-term survival of cemented bipolar hemiarthroplasty for fracture of the femoral neck. *Clin. Orthop.* 403;118, 2002.
131. Harkess WJ. Hip Arthroplasty. *Fractures of Hip Campbell's Operative Orthopaedics.* 10. baskı, Mosby, Vol:1, Sayfa 315-471, Pennsylvania, 2003
132. Yanık B, Yalçın P. Heterotopik ossifikasyon. *Romatizma* 2003;18(3):183-90.
133. Sautter-Bihl ML, Hultenschmidt B, Liebermeister E, Nanassy A. Fractionated and single-dose radiotherapy for heterotopic bone formation in patients with spinal cord injury. A phase-I/II study. *Strahlenther Onkol* 2001;177(4):200-5.
134. Lo TC, Healy WL, Covall DJ, Dotter WE, Pfeifer BA, Torgerson WR, et al. Heterotopic bone formation after hip surgery: prevention with single-dose postoperative hip irradiation. *Radiology* 1988;168(3):851-4.
135. Pellegrini VD Jr, Konski AA, Gastel JA, Rubin P, Evarts CM. Prevention of heterotopic ossification with irradiation after total hip arthroplasty. Radiation therapy with a single dose of eight hundred centigray administered to a limited field. *J Bone Joint Surg Am* 1992;74(2):186-200.
136. Healy WL, Lo TC, DeSimone AA, Rask B, Pfeifer BA. Single-dose irradiation for the prevention of heterotopic ossification after total hip arthroplasty. A comparison of doses of five hundred and fifty and seven hundred centigray. *J Bone Joint Surg Am* 1995;77(4):590-5.

137. Hedley AK, Mead LP, Hendren DH. The prevention of heterotopic bone formation following total hip arthroplasty using 600 rad in a single dose. *J Arthroplasty* 1989;4(4):319-25.
138. Tannast M, Murphy SB, Langlotz F, Anderson SE, Siebenrock KA. Estimation of pelvic tilt on anteroposterior X-rays: a comparison of six parameters. *Skeletal Radiol* 2006; 35:149–155
139. Tannast M, Anderson SE, Siebenrock KA. Femoroacetabular impingement: Radiographic diagnosis-What the Radiologist Should Know .*MusculoSkeletal imaging review; AJR Am J Roentgenol* 2007;188:1540-52
140. Paul A. Toogood BS, Anthony Skalak MD, Daniel R. Cooperman MD Proximal Femoral Anatomy in the Normal Human Population *Clin Orthop Relat Res* (2009) 467:876–885 DOI 10.1007/s11999-008-0473-3
141. Pasquier G. , Ducharne G. , Ali ES. , Giraud F. , Mouttet E. . Durante Total hip arthroplasty ofset measurement:Is CT scan the most accurate option? *Orthopaedics & Traumatology: Surgery & Research* (2010) 96, 367—375q
142. Girard J. , Lavigne M. , Vendittoli PA. , Roy AG. Biomechanical reconstruction of the hip.*J Bone Joint Surg [Br]* 2006;88-B:721-6.
143. Bono J. Digital templating in total hip arthroplasty. *The journal of bone & joint surgery · JBJS.ORG Volume 86-a Supplement 2(2004)*
144. Kanis JA, Oden A, McCloskey EV, Johansson H, Wahl DA, Cooper C, et al. A systematic review of hip fracture incidence and probability of fracture worldwide. *Osteoporos Int* 2012;23(9):2239-56
145. Icks A, Haastert B, Wildner M, Becker C, Meyer G Trend of hip fracture incidence in Germany 1995-2004: a population-based study. *Osteoporos Int* 2008;19(8):1139-45
146. Cheng SY, Levy AR, Lefavre KA, Guy P, Kuramoto L, Sobolev B Geographic trends in incidence of hip fractures: a comprehensive literature review. *Osteoporos Int* 2011;22(10):2575-86
147. Kim JG, Moon YW Diagnosis of osteoporosis. *J Korean Hip Soc* 2011;23(2):108-15
148. Ullmark G Femoral head fractures: hemiarthroplasty or total hip arthroplasty? *Hip Int* 2014;24 Suppl 10e12-4
149. Sassoon A, D'Apuzzo M, Sems S, Cass J, Mabry T Total hip arthroplasty for femoral neck fracture: comparing in-hospital mortality, complications, and disposition to an elective patient population. *J Arthroplasty* 2013;28(9):1659-62
150. Cho MR, Lee HS Early results after the treatment with total hip arthroplasty with larger diameter femoral head versus bipolar arthroplasty in patients with femoral neck fractures. *J Korean Hip Soc* 2007;19(4):463-7).
151. Park YS, Lim SJ Long-term comparison of porous and hydroxyapatite sleeves in femoral revision using the S-ROM modular stem. *Hip Int* 2010;20(2):179-86

152. Hartel M, Arndt M, Eulenburg CZ, Petersen JP, Rueger JM, Hoffmann M Restoration of hip architecture with bipolar hemiarthroplasty in the elderly: does it affect early functional outcome? Arch Orthop Trauma Surg 2014;134(1):31-8
153. Buecking B, Boese CK, Bergmeister VA, Frink M, Ruchholtz S, Lechler P Functional implications of femoral offset following hemiarthroplasty for displaced femoral neck fracture. Int Orthop 2016;40(7):1515-21
154. Unnanuntana A. , Toogood P. , Hart D. , Cooperman D. , Grant RE. . 2010 Orthopaedic Research Society. Published by Wiley Periodicals, Inc DOI 10.1002/jor.21119
155. Massin P. , Geasis L. , Astoin E. , Simondi M. , Francois L. . A Frontal plane radiographic study of the proximal femur. The Journal of Arthroplasty Vol 15 No:1-2000
156. Atilla B. , Oznur A. , Caglar O. , Tokgozoğlu M. , Alpaslan M. . Türk toplumunda femur osteometrisi: Femoral komponent tasarımı için 114 kadavra femurunda morfometrik çalışma . Acta Orthop Traumatol Turc 2007;41(1):64-68
157. Bourne RB, Rorabeck CH Soft tissue balancing: the hip. J Arthroplasty 2002;17(4 Suppl 1):17-22
158. Ji Hyung-Min, Won Seok-Hyung, Han Jun, Won Ye-Yeon. Does femoral offset recover and affect the functional outcome of patients with displaced femoral neck fracture following hemiarthroplasty? *Injury* <http://dx.doi.org/10.1016/j.injury.2017.03.022>
159. Lechler P, Frink M, Gulati A, Murray D, Renkawitz T, Buecking B, et al. The influence of hip rotation on femoral offset in plain radiographs. Acta Orthop 2014;85(4):389-95
160. Weber M, Woerner ML, Springorum HR, Hapfelmeier A, Grifka J, Renkawitz TF Plain radiographs fail to reflect femoral offset in total hip arthroplasty. J Arthroplasty 2014;29(8):1661-5
161. Merle C, Waldstein W, Pegg E, Streit MR, Gotterbarm T, Aldinger PR, et al. Femoral offset is underestimated on anteroposterior radiographs of the pelvis but accurately assessed on anteroposterior radiographs of the hip. J Bone Joint Surg Br 2012;94(4):477-82
162. Charnley J. *Low Friction Arthroplasty of the Hip*. New York, NY: Springer-Verlag; 1979.
163. McGrory BJ, Morrey BF, Cahalan TD, An KN, Cabanela ME. Effect of femoral offset on range of motion and abductor muscle strength after total hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg Br*. 1995;77(6):865-869.
164. Rothman R. The effect of varying offset on component fixation in cemented total hip arthroplasty. Presented at the 60th annual meeting of the American Academy of Orthopaedic Surgeons. San Francisco, CA; 1993.

165. Robinson E. Effect of implant position on polyethylene wear in total hip arthroplasty. Presented at the 62nd annual meeting of the American Academy of Orthopaedic Surgeons. Orlando, FL; 1995.
166. Krushell RJ, Burke DW, Harris WH. Range of motion in contemporary total hip arthroplasty. The impact of modular head-neck components. *J Arthroplasty*. 1991;6(2):97-101.
167. Williamson JA, Reckling FW: Limb length discrepancy and related problems following total hip replacement *Clin Orthop* 171:53, 1982.
168. Love BRT, Wright K: Leg length discrepancy after total hip joint replacement, *J Bone Joint surg* 65B:103, 1983
169. Edeen J, Sharkley PF, Alexander AH: Clinical significance of leg length inequality after total hip arthroplasty, *Am J Orthop* 4:347, 1995
170. Edwards BN, Tallos HS, Noble PC: Contributory factors and etiology of sciatic nerve palsy in total hip arthroplasty, *Clin Orthop* 218:136, 1987
171. Silbey MB, Callaghan JJ: Sciatic nerve palsy after total hip arthroplasty: treatment by modular neck shortening, *Orthopedics* 14:351, 1991.
172. S. Terry Canale, Campbell's operative orthopaedics, 10. baskının Türkçesi, cilt1, s:400, Hayat tıp kitapçılık
173. Amstutz HC: Complications of total hip replacement. I. Skeletal fixation and loosening of total hip replacement, *Instr Course Lect* 23:201, 1974
174. Harris WH, White RE Jr: Socket fixation using a metal-backed acetabular component for total hip replacement: a minimum five-year follow-up, *J Bone Joint Surg* 64A:745, 1982
175. S. Terry Canale, Campbell's operative orthopaedics, 10. baskının Türkçesi, cilt1, s:401, Hayat tıp kitapçılık
176. Knight JL, Atwater RD: Preoperative planning for total hip arthroplasty, *J Arthroplasty* 7:403, 1992
177. Goodman SB, Huene DS, Imrie S: Preoperative templating for the equalization of leg lengths in total hip arthroplasty, *Contemp Orthop* 24:703, 1992
178. S. Terry Canale, Campbell's operative orthopaedics, 10. baskının Türkçesi, cilt1, s:401-402, Hayat tıp kitapçılık