

T.C.
SAĞLIK BAKANLIĞI
ANKARA NUMUNE EĞİTİM VE ARAŞTIRMA HASTANESİ
ORTOPEDİ VE TRAVMATOLOJİ KLİNİĞİ
Tez Danışmanı: Doç.Dr.Bülent ÖZKURT
Eğitim Görevlisi: Op.Dr.Sualp TURAN

KISITLAMALI (CONSTRAINED) VE KISITLAMASIZ (NON-CONSTRAINED) İNSERT KULLANILAN REVİZYON KALÇA PROTEZİ HASTALARININ KALÇA EKLEM HAREKET AÇIKLIKLARININ VE FONKSİYONEL SONUÇLARININ KARŞILAŞTIRILMASI

Dr. Zekeriya Ersin ÇELEN
(Uzmanlık Tezi)

Ankara 2016

ÖNSÖZ

Tez çalışmam sürecinde tüm bilgi, donanım ve deneyimini benimle paylaşan ve yol gösteren, değerli zamanlarını benim için feda eden, bu süreçte her türlü sorunumla yakından ilgilenen ve çözümleyen, tez danışmanım olan Doç.Dr. Bülent ÖZKURT'a sonsuz teşekkür ederim.

Uzmanlık eğitimimde yanımda olan, hiçbir konuda desteğini esirgemeyen, yetişmemde büyük katkıları olan hocam Doç.Dr.Yalçın TABAK'a en içten teşekkürlerimi sunarım. Yine eğitim görevlisi olarak görev yapan Op.Dr.Sualp TURAN'a saygı ve şükranlarımı sunarım.

Çalışma sürem boyunca beraber olduğum,uzmanlık eğitimimde emek harcayan uzman ağabeylerim Op.Dr.Serdar YILMAZ, Doç.Dr.Alper DEVECİ, Op.Dr. Abdülrahim DÜNDAR, Op.Dr.Asım CILIZ'a teşekkür ederim.

Asistanlığım süresince beraber çalıştığım doktor arkadaşlarım Dr.Ali Tecirli'ye, Dr.Cemal AYDIN'a, Dr.Burak YOLDAŞ'a, Kemal ANDIÇ'a, Dr.Enver KILIÇ'a, Dr. Emrah ARSLANTAŞ'a, Dr. Olgun BİNGÖL'e, Dr. Erdem YAŞAR'a, çalışma sürem boyunca yardım eden poliklinik, servis ve ameliyathane hemşireleri ve personeline teşekkür ederim.

Yaşamım boyunca bana sevgi ve özveri ile hem maddi hem de manevi olarak daima destek olan anneme ve babama ne kadar teşekkür etsem azdır.

Dr. Zekeriya Ersin ÇELEN
Ankara 2016

İÇİNDEKİLER

1. Giriş ve Tarihçe
2. Genel Bilgiler
 - 2.1. Anatomi
 - 2.2. Biyomekanik
 - 2.2.1. Dokuların Mekanik Özelliği
 - 2.2.2. Temel Bölge Özellikleri
 - 2.2.3. Kinematik
 - 2.3. Total Kalça Artroplastisinde Kullanılan Biyomateryaller
 - 2.4. Total Kalça Artroplastisi ve Revizyon Total Kalça Artroplastisi
 - 2.4.1.Çimentolu protezler
 - 2.4.2.Çimentosuz protezler
 - 2.4.3.Preoperatif Planlama
 - 2.4.4.Total Kalça Artroplastisi Endikasyonları:
 - 2.4.5.Total Kalça Artroplastisi Kontrendikasyonları:
 - 2.4.6.Cerrahi Yaklaşım Teknikleri
 - 2.4.7.Rehabilitasyon
 - 2.4.8.Komplikasyonlar
 - 2.4.9. Revizyon Endikasyonları
 - 2.4.10. Revizyon Gerektirmeyen Durumlar
 - 2.4.11. Total Kalça Artroplastisi Sonrası İnstabiliteye Sebep Olan Faktörler
 - 2.4.12. İnstabiliteye Karşı Önlemler
 - 2.4.13. Total kalça artroplastisinde kullanılan insert tipleri
 - 2.4.14. Kısıtlı (constrained) insert endikasyonları
3. Gereç ve Yöntemler
4. Bulgular
5. Olgulardan Örnekler
6. Tartışma
7. Sonuç
8. Özet
9. Kaynaklar

1.GİRİŞ VE TARİHÇE

Kalça eklemının artrozu, günümüzün en önemli sorunlarındanıdır. Bu hastalarda tedavinin hedefi ağrıyı gidermek ve kalça eklem hareket açıklığını normal seviyelere getirmektir. Kıkırdak dokusu kendini yenileyemediği için dejenere olmuş olan kalça eklemını normal haline geri getirmek bugün halen mümkün değildir.

Günümüzde tedavi algoritmasında non steroid antiinflamatuvar ilaçlar, fizik tedavi ve rehabilitasyon, hareket modifikasyonu ve kilo verme gibi konservatif yöntemlerin yanında, artroskopi, osteotomi, artrodez ve artroplastı gibi cerrahi seçenekler mevcuttur. Bu algoritmada total kalça artroplastisi önemli yer kaplamaktadır. Çimentosuz ve çimentolu total kalça artroplastisi uygulamaları günümüzde sıklıkla bu hastalara uygulanmaktadır.

Artroplastı için tarih boyunca çeşitli materyaller ve yöntemler kullanılmıştır. İlk çalışmalar J.B. Murphy tarafından yapılmıştır. Murphy tarafından uygulanan interpozisyon artroplastisinde teknik, büyük eklemlerde fasya flebini ve yağı yeniden şekillendirerek eklem yüzeyi arasına yerleştirmeye dayanmaktadır.^{1,2,3} 1917 yılında Willam S.B. ara membran olarak domuz mesanesinden elde edilen yaprakları kullanmıştır.⁴ Gelişimsel kalça displazisi olan ileri yaştaki çocukların tedavisinde kalçayı asetabulum içinde tutmak için kalça eklem kapsülünü ara membran olarak kullanılan yöntemi Colonna ortaya koymuştur.⁵ Kallio, ciltteki dermal kısımları ara-membran şeklinde kalça artroplastisi hastalarında kullanmış ve olumlu sonuçlar almıştır.⁶ 1923'te Marius Nygaard, Smith-Petersen kalça artroplastisinde diğer materyallerin kullanımı için çalışmalar başlatmıştır.⁷ Başlangıçta camdan kaplar kullanmayı denemiş fakat bunların kırılması sonucu başarısızlıkla sonuçlanmıştır. Bunun üzerine denediği bakalit kaplar ve plastik kaplar da erken dönemde başarısız olmuştur. Başarıyı, 15 yıl sonra ortopedik cerrahide kullanılmaya başlayan vitalliumdan (ilk reaksiyon vermeyen materyal) yapılan kaplar ile yakalamıştır. 1938'de Philip W, Still hastalığı tanılı hastalara paslanmaz çelikten kalça replasmanı yapmıştır.⁴ Asetabulumu vida ile stabil hale getirmiştir ve bu sistemde femoral kısım, baş komponentli stem, düz plak ve vidalardan oluşur. Total kalça artroplastisinin kullanışlı bir işlem olduğunun ilk saptanışı 1960'larda Charnley tarafından olmuştur. Dünyanın herhangi bir yerinde, iyi eğitilmiş ortopedistler tarafından yapılabilirliğini ortaya koymuştur.⁸ Yük taşıyan yüzeyde teflon konulmasının kötü sonuçlar vermesi üzerine Charnley yüksek molekül ağırlıklı polietileni kullanmış ve iyi sonuçlar almıştır. Kemik sementi olarak metilmetakrilat kullanılan total kalça artroplastisinin, çok kullanışlı bir yöntem olduğu sonucuna ulaşılmıştır. Kemik rezeksiyonu ve oyucularla yapılan hatalar, sement miktarı arttırılarak düzeltilebiliyordu. Fakat bunun da ileride gevşeme sıklığını artırdığı ortaya çıkmıştır. Cerrahi teknik zamanla mükemmelleşmiş ve çimentolama tekniği daha da önem kazanmıştır. Kemik medullasının hazırlanması ve çimentonun medullaya basınçlı verilmesinin ne kadar gerekli olduğunu Robin L ortaya koymuştur.⁹ Jo Müller bunu daha ileriye taşıyıp düşük yoğunluklu çimentoyu ortaya koymuştur.¹⁰ William H, geliştirilmiş çimentolama tekniğini ortaya atmıştır.^{11,12} Akrilik çimentonun kullanımına bağlı bazı problemler ortaya çıktığı için, daha biyolojik fiksasyonlar elde etmek için çimentonun tamamen ortadan kaldırıldığı kemik büyümesine müsaade eden poroz kaplı komponentler üretilmiştir. Pillar ve Galante bu tekniği ilk ortaya koyan isimler olmuştur.^{13,14,15} Titanyumdan elde edilen femoral komponentlerin ortaya konulması ile kemik çimentosu ve poroz kaplama harici press fit fiksasyon yapma şansı doğmuştur. Çimentosuz protezlerin femoral ve asetabular komponentte kullanılmasıyla teknik daha da ileriye taşınmıştır.

Her ne kadar teknik ilerlese bile her artroplastide olduğu gibi total kalça artroplastisinde de revizyon ameliyatlarına gereksinim duyulabilmektedir. Revizyon ameliyatlarında birçok zorluklarla karşılaşılmaktadır. Bunlar; önceki ameliyatlara bağlı olarak doku planlarının ayırt edilememesi, anatominin bozulmuş olması, hastaların çoğunlukla yaşlı ve osteopenik olması, asetabular kemik stoğunda kayıp oluşması ve önceki protezin korunması veya değiştirilmesi gereği gibi sebeplere bağlıdır. Revizyon ameliyatlarında kemik kaybının belirlenmesi amacıyla AP ve lateral kalça grafileri, judet grafileri, BT ve 3 boyutlu BT'den yararlanılmalıdır. Bu ameliyatlarda çeşitli endikasyonlarla kısıtlamalı (constrained) veya kısıtlamalı olmayan (non-constrained) insertler tercih edilebilmektedir. Çalışmamızda kısıtlamalı (constrained) ve kısıtlamasız (non-constrained) insert kullanılan revizyon kalça protezi hastalarının kalça eklem hareket açıklıklarının ve fonksiyonel sonuçlarının karşılaştırılması amaçlanmıştır.

2. GENEL BİLGİLER

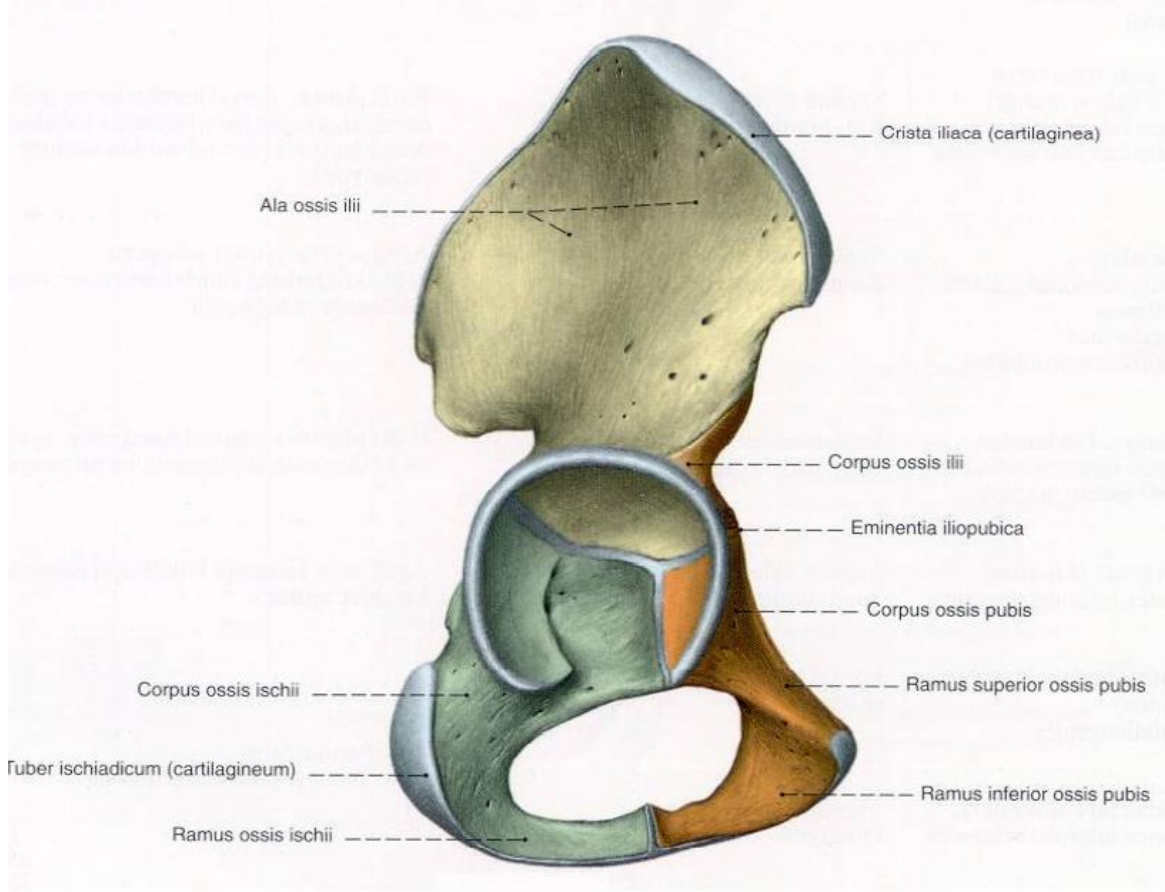
2.1. ANATOMİ

Femur başı ile asetabulum arasında oluşan kalça eklemi, enarthrosis spherica grubundan multiaksiyel sinoviyal bir eklemdir.

KEMİKSEL ANATOMİ

Os Pelvis:

Sakrum ile sağ ve sol os coxae'ların meydana getirdiği halkaya 'cingulum pelvicum' denir. Her iki tarafın os coxae'si, ön-orta kısımda symphysis pubica aracılığı ile birleşir. Arka tarafta ise araya os sakrum girerek sağlam bir kuşak meydana getirir. Pelvisin kemik iskeletini, her iki innominate kemik, arkada sakrum, önde de symphysis pubis aracılığıyla birbiriyle eklem yaparak oluştururlar. Os coxae aslında os ilii, os ischii ve os pubis adı verilen üç ayrı kemikten oluşmaktadır (**Şekil 1**).



Şekil 1: Koksayı oluşturan kemik yapılar (Sobotta İnsan Anatomi Atlası)

Çocuklarda ayırt edilebilen bu üç kemiğin asetabulum içinde ‘Y’ harfi şeklinde kırıkdağlarla birleştiği görülür. Bu nedenle kemiksel gelişim sonlanana kadar bu bölge ‘Y’ kırıkdağı olarak adlandırılır. Bu üç kemik 15-17 yaşlarında kalça kemiğini oluşturacak şekilde kaynaşarak asetabulumu meydana getirir.

Os İlium:

Kalça kemiğinin en geniş parçasını oluşturur ve asetabulumun 2/5’idir. Corpus ossis ilii ve ala ossis ilii olmak üzere iki parçadan meydana gelmiştir. Corpus ossis ilii asetabulumun yapısına katılır ve burada diğer os ischium ve os pubis ile birleşir. Ala ossis ilii kemiğin kanat şeklinde geniş ve ince olan parçasıdır. Bu kısım pelvis boşluğunu lateralden sınırlar. İliumun serbest üst parçasına crista iliaca adı verilir.

Os İschium:

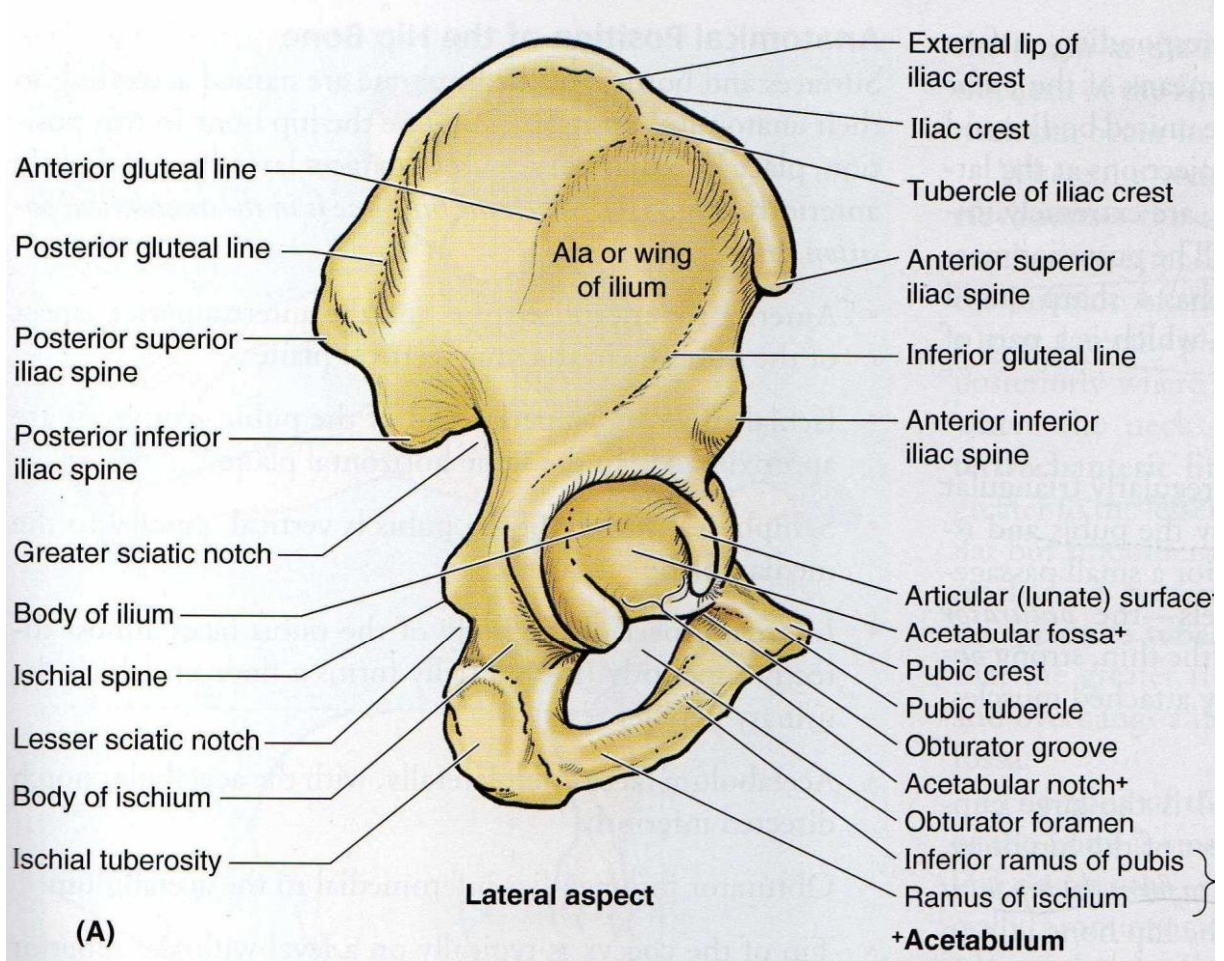
Corpus ve ramus olmak üzere iki parçaya ayrılır. Corpus asetabulumun yapısına katılır ve asetabulumun 2/5’ini oluşturur. Ramus ossis ischii daha ince ve yassı olan kısımdır.

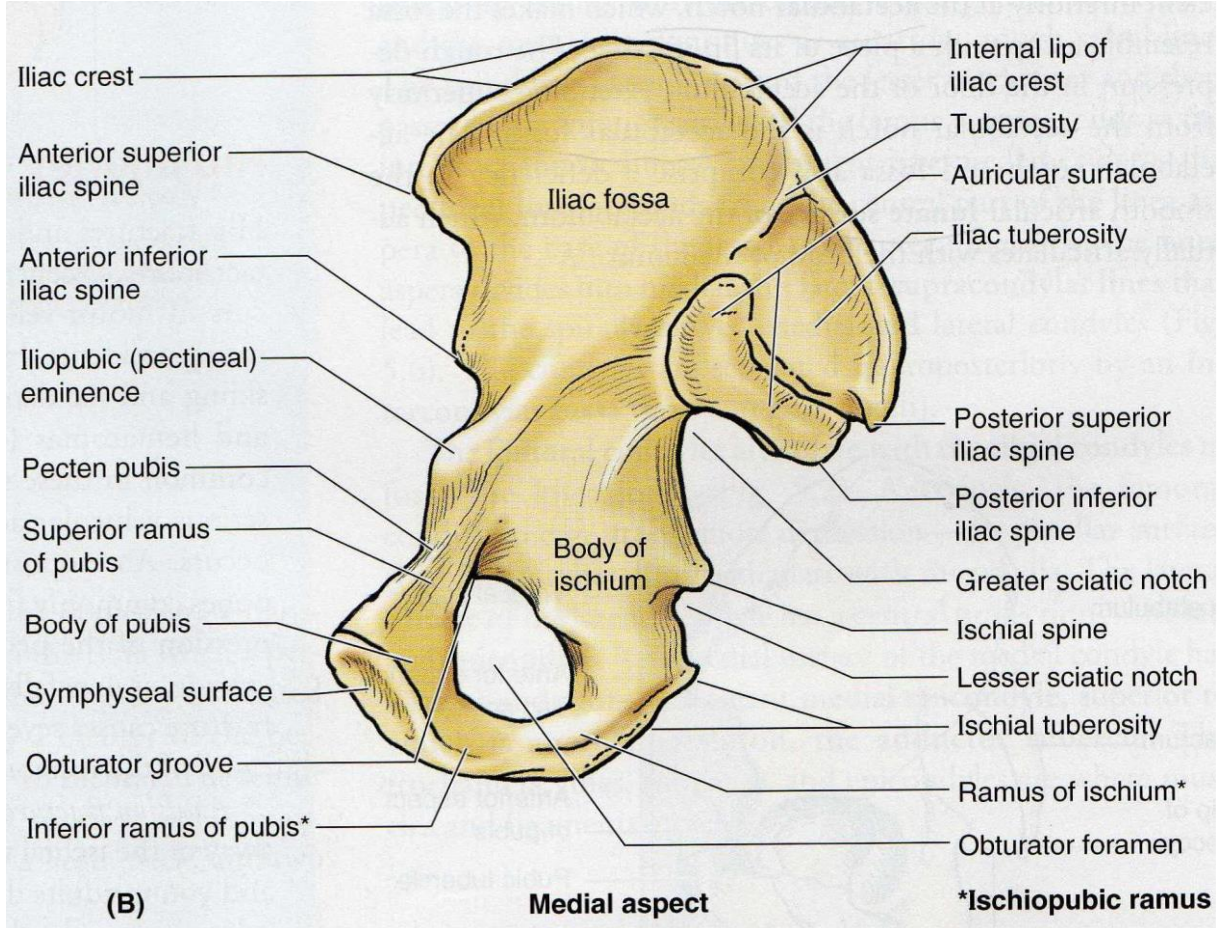
Os Pubis:

Corpus, ramus süperior ve inferior olmak üzere üç kısımdan meydana gelir. Corpus ossis pubis asetabulumun 1/5’ini oluşturur. Ramus superior ve inferior kolları birleşirler ve symphysis pubis denilen eklem aracılığı ile karşı taraf kemiğin aynı yüzü ile eklenişir.

Os coxae’nın dış yüzeyindeki eklem yüzeyine asetabulum adı verilir. Burası femur başı ile eklenişerek kalça eklemine meydana getirir. Asetabulumun aşağı bölgesindeki çentiğe incisura asetabuli denir ve burada fibröz transvers ligaman (Lig. transversum acetabuli) yer alır. Asetabulumun, sadece yarım ay şeklinde hyalin kırıkdağ ile kaplı olan facies lunata adı verilen periferik kısmı eklemeye katılır. Facies lunatanın yer aldığı parça asetabulumun en kalın kısmıdır. Femur başı ile ilişkili olan ve vücut ağırlığını femur başına

aktaran ana parça burasıdır. Asetabulumun fossa asetabuli denilen orta kısmında eklem kıkırdağı yoktur ve eklem katılmaz.(Şekil 2) Bu bölgenin kemik duvarı ince olduğu için cerrahi reamerizasyon yapılırken medial desteği zayıflatmamak için dikkatli olmak gerekmektedir. Asetabulumun kenarları 5-6 mm'lik fibröz kıkırdaktan oluşan bir halka ile yükseltilmiştir. Labrum asetabulare denilen bu halka asetabulumu derinleştirir ve kalçanın yerinden çıkmasını engelleyen negatif basınç oluşturur.



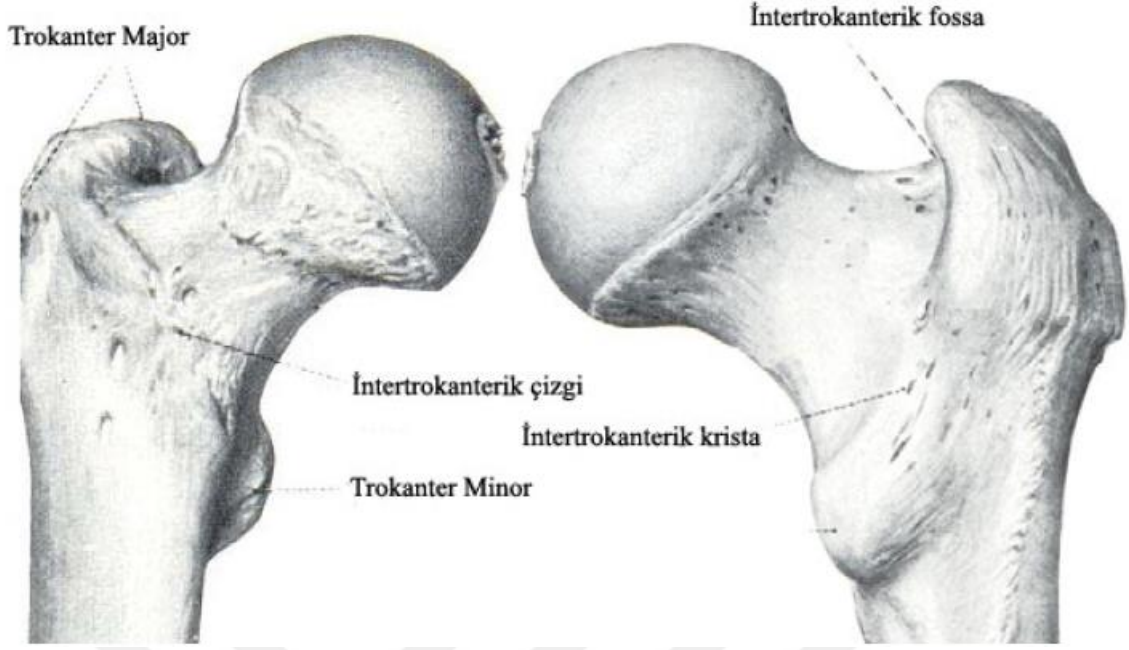


Şekil 2: Koksayı oluşturan kemiklerin A) Lateral, B) Medial görünümü (Clinically Oriented Anatomy; Keith L.MOORE, Arthur F.DALLEY)

Asetabulumun açıklığı laterale kaudale ve anteriora doğrudur. Asetabulumun bu pozisyonu Von Lanz tarafından asetabular in-let plan olarak adlandırılmıştır. İn-let planının eğim açısı longitudinal vücut aksı ile asetabulumuna teğet çizilen çizgi arasındaki açıdır. Bu açının normal değeri ortalama 42° (37° - 47°)'dir.

Os Femoris:

Femur vücutta yer alan en uzun ve en kalın kemiktir. Anatomik pozisyonda femurun yönü yukarıdan aşağıya ve dıştan içe doğrudur. Proksimalde asetabulum ile eklenerek kalça eklemi oluşturur, distalde patella ve tibia ile eklem yaparak diz eklemi meydana getirir. Femurun proksimalinde caput femoris, collum femoris, trokanter major ve trokanter minor kısımları bulunur. Bir kürenin 2/3'ü şeklinde olan caput femoris, asetabulum ile eklem yaparak kalça eklemi meydana getirir. Caput femorisin merkezinde yer alan, fovea capitis femoris lig. capitis femoris yapışır (Şekil 3). Femur başını cisme bağlayan kısma collum femoris adı verilir. Collum ile diafiz arasında 120° - 130° 'lik kollodiazifer açı mevcuttur ve kişiden kişiye değişmektedir. Aynı zamanda collum femoris eksenine femur kondillerinin transvers eksenleri arasında açıklığı hafif öne bakan ortalama 15° 'lik anteverسیون açısı vardır.

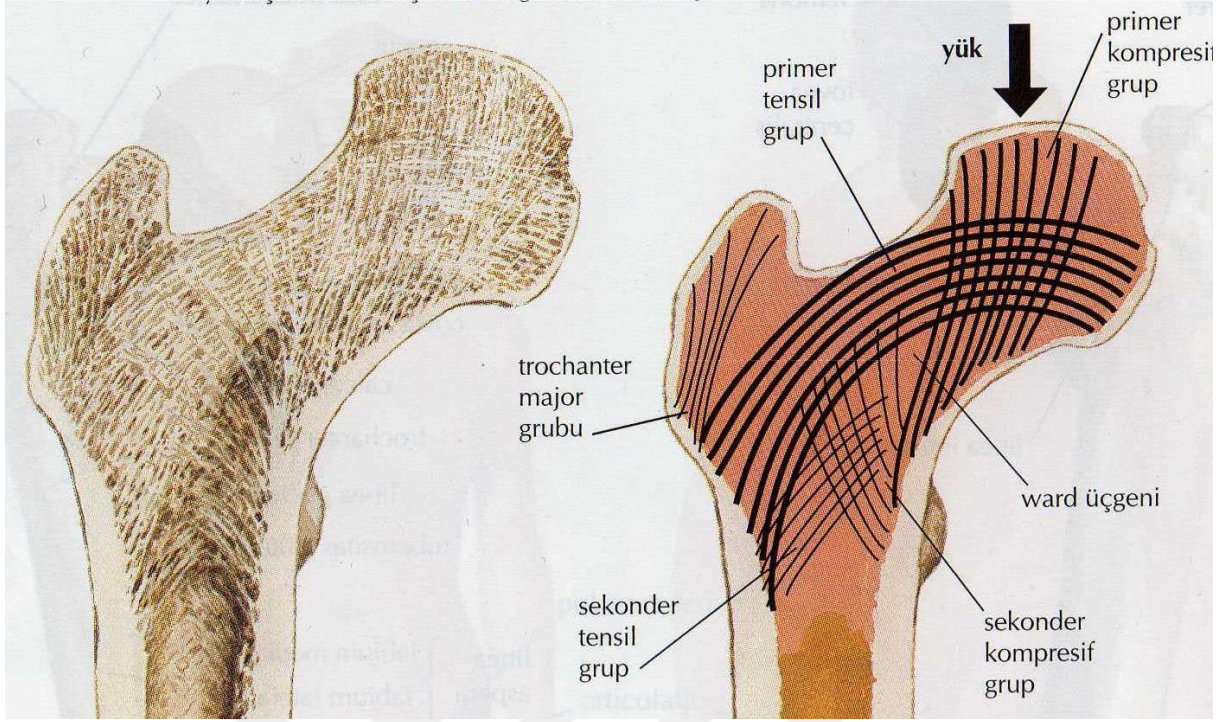


Şekil 3: Femur proksimalinin önden ve arkadan görünümü (Sobotta İnsan Anatomi Atlası)

Caput femoris ortalama 40-50 mm çapında olup, periferde doğru incelen hyalin kıkırdakla örtüsüne sahiptir. Bu hyalin kıkırdağın kalçaya binen yükü absorbe edici görevi vardır. Collum femorisle corpusun birleşme bölgesinde trokanter major ve minör kısımları bulunur. Normal bir kalçada trokanter majorun en yüksek noktası ile caput femorisin merkezi aynı yüksekliktedir. Cerrahideki önemi, insizyon için bir işaret noktası oluşturmasıdır. Trokanter major'un biraz distalinde iç tarafta trokanter minör bulunur. Cerrahideki önemi femoral steme medial destek sağlamasına ek olarak, femoral kanalın hazırlanması ve femoral stemin yerleştirilmesi sırasında, dizin transkondiler hattına ek bir işaret oluşturmasıdır.

Vücudun en uzun kemiği olan femurun, 1/3 orta kısmında korteks kalınken, proksimal ve distal kısımlarda spongioz kemik yapısı hakimdir. Özellikle proksimal bölgede yer alan spongioz kemik yapısı absorpsiyon sistemi oluşturur. Bu sistem ilk olarak 1898 yılında Ward tarafından açıklanan özel bir trabeküler yapı sistemiyle açıklanmıştır. Ward; bu bölgede kemik sağlamlık ve stabilitesini sağlayan esas trabeküler kolonun, ince lameller kolonlar halinde trokanterik bölgede dış kortekse yakın kalkar kısmından başlayıp, yay şeklinde kollumun yukarı ucuna doğru ve sonra caput femorisin alt yüzüne doğru dönerek caput femorisdeki yüklenmeye ve basınca karşı bir kubbe oluşturduğunu ortaya koymuştur. Buna primer tensil grup adını vermiştir. Trokanter major ve dış kortekse doğru köprü gibi uzanmaktadır. Kollumun aşağı yüzünden başlayıp caput femorisin yukarı yüzüne doğru uzanan primer kompresif grup ve collumun daha aşağısından, trokanter minör bölgesinden trokanter major'e doğru olan trabeküler yapının oluşturduğu sekonder kompresif grup vardır. Bu üç trabeküler ve lameller kolon arasında zayıf bir bölge olan Ward üçgeni bulunur (Şekil 4).

Yaşın ilerlemesi sonucu bu trabeküler yapı arasındaki kemik köprüler eridiğinden dolayı kemik daha çabuk kırılır. Griffin; collum femoris'e sağlamlık veren kalkar femoraleyi, trokanter minörün aşağısından corpus femoris'in posteromedial kısmından başlayarak, yukarıda trokanter major'e doğru collum femoris'e posteroinferior olarak destek olan içte daha kalın, laterale doğru incelen bir yapı olarak tarif eder.

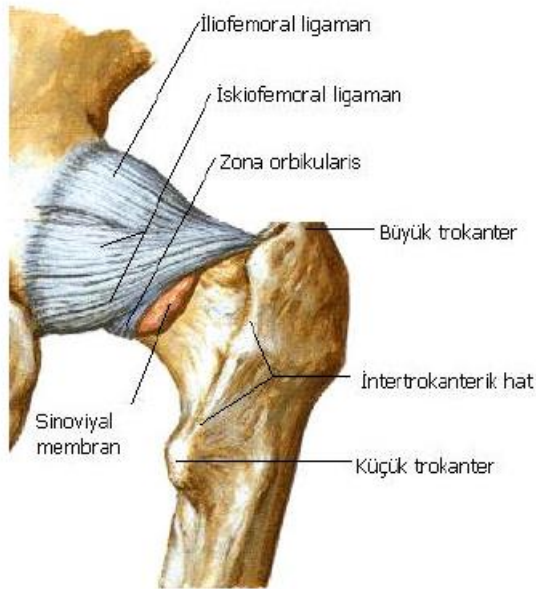


Şekil 4: Femur boyununun trabeküler yapısı (Netter Ortopedik Anatomi Atlası)

Caput femoris ve collum femoris'in osteoporoz dereceleri Singh'in tanımladığı indeksle değerlendirilir. Singh osteoporozun miktarını bu bölge trabeküllerinin direkt radyografideki görüntüsüne göre 7'ye ayırır. Bu sınıflama bize total kalça artroplastisinin femoral komponentinin sementli veya sementsiz yapılacağı konusunda fikir verir.

EKLEM KAPSÜLÜ VE LİGAMANLAR

Eklem kapsülü kendini çevreleyen bağlar tarafından güçlendirilmiştir ve vücuttaki en kuvvetli yapılarından biridir. Sirküler ve longitudinal kısımlardan meydana gelir. Sirküler lifler femur boynu etrafında zona orbicularis'i oluşturur. Proksimalde asetabulumun üst dudağının kemik kenarına, distalde ise önde, arkaya göre daha distalde olmak üzere femur boynuna yapışır. Kapsülün fibröz kısmı önde trokanter majöre ve linea intertrokanterika'ya arkada crista intertrokanterika'nın 1,5 cm kadar iç tarafına yapışır. Özellikle collum femorisin posterolateralinde kapsül bulunmaz. Kapsül bazı yerlerde kalınlaşmış olup bu üç ayrı ligament sayesinde sağlanır. Kalça eklemine ligamentleri (**Şekil 5**);



Şekil 5: Kalça eklemi ligament yapısı, anterior ve posterior görünümü (Netter Ortopedik Anatomi Atlası)

1-Ligamentum iliofemorale: Bertin bağı veya Bigelow'un Y ligamenti isimleri de verilir. Spina iliaca anterior inferior'dan başlayıp bir yelpaze gibi ilerleyerek aşağıya ve dışa uzandıktan sonra, linea intertrokanterika'ya yapışır. Kapsülün ön bölümünde yer alır ve bu ligamentlerin en kalınıdır. Bu bağ ayakta dik durumdayken kalçanın tek stabilizatörü olup, kalçanın ekstansiyonu esnasında pelvisin arkaya gitmesine engel olur.^{16,17}

2-Ligamentum pubofemorale: Ön alt kısımda yer alır. Corpus pubis ve ramus superior'dan başlayıp, aşağı dışa giderek collum femorisin alt kısmında trokanter minörün anteriorundaki çukura yapışır. Uyluğun ekstansiyon hareketine ek olarak aşırı abduksiyon hareketine de engel olur ve caput femorisi medialden destekler.¹⁶

3-Ligamentum ischiofemorale: Üç ligamentten en incesidir. Asetabulumun posteriorunda ve altında corpus ischii'den başlar üst lifler horizontal, alt lifler yukarı doğru oblik olarak dışa uzanır ve collum femorisin üst arka kısmına yapışır. Femurun fazla posteriora hareketine engel olur ve aşırı iç rotasyon hareketini de önler.¹⁶

Ligamentum transversum asetabuli: Incisura asetabulinin kenarlarına yapışır. Bu ligamentin altındaki boşlukta kalça eklemının damar ve sinirleri yer alır.

Ligamentum capitis femoris: Yassı üçgen şeklinde bir bağ olup incisura asetabuli ile fovea capitis femoris arasında uzanır. Arteria obturatoria'nın bir dalı olan arteria centralis bu bağın içinden geçtikten sonra femur başını besler.

KALÇA EKLEMİNİ İLGİLENDİREN KASLAR

A)Kalçanın Dorsal Grup Kasları (Şekil 6):

1-M.Gluteus Maksimus:

Vücuttaki en büyük ve en kalın kastır. Bu bölgedeki en yüzeysel kas olup üzerindeki yağ kitlesi ile birlikte buranın kabarıklığını verir. Bu kas uyluktaki en kuvvetli ekstansördür. Aynı zamanda uyluğun dış rotasyonunu da sağlar. Üst lifleri abduksiyona, alt lifleri adduksiyona yardımcıdır. Traktus iliotibialis vasıtasıyla diz eklemının ekstansiyonuna da yardımcıdır. Uyluk sabitken gövdeye ekstansiyon yaptırır. N.Gluteus inferior tarafından innerve olur.

2-M.Gluteus Medius:

Yelpaze şeklinde kalın bir kas olup M. Gluteus maksimusun altında yer alır. Uyluğa yaptırdığı hareket abduksiyon ve iç rotasyondur. Uyluk sabitlendiği zaman, en kuvvetli çalışır. Bu hareket yürüme esnasında, pelvisin yerden teması kesilmiş ekstremite tarafına düşmesini önler. M.Gluteus medius felcinde ördekvari yürüyüş denilen durum meydana gelir. Hasta vücudunu felçli tarafa eğerek yürür (Trendelenburg bulgusu). N. Gluteus superior tarafından innerve olur.

3-M.Gluteus Minimus:

M.Gluteus mediusun derininde yer alan ve ondan daha küçük olan yelpaze şeklinde bir kastır. Uyluğa abduksiyon ve iç rotasyon yaptırır. N. Gluteus superior tarafından innerve olur.

4-M.Tensor Fasciae Lata:

Uyluğa fleksiyon abduksiyon yaptırır. Yapıştığı tractus iliotibialis, diz eklemının transvers ekseninin önünden geçmesi sebebiyle, M.Gluteus maksimus ile birlikte diz eklemının ekstansiyon pozisyonunda kalmasını sağlar. N. Gluteus superior tarafından innerve olur.

5-Uyluk Dış Rotatörleri:

a)M.Piriformis:

Uyluğa dış rotasyon ve abduksiyon yaptırır. İnnervasyonu birinci ve ikinci sakral spinal sinirlerin ön dallarıdır.

b)M.Obturator Internus:

Uyluğa dış rotasyon ve abduksiyon yaptırır. İnnervasyonu sakral pleksus ve N.quadratus femoris tarafından olur.

c)M.Gemellus Superior:

Uyluğa dış rotasyon yaptırır. Siniri N.obturatorius internus'tur.

d)M.Gemellus Inferior:

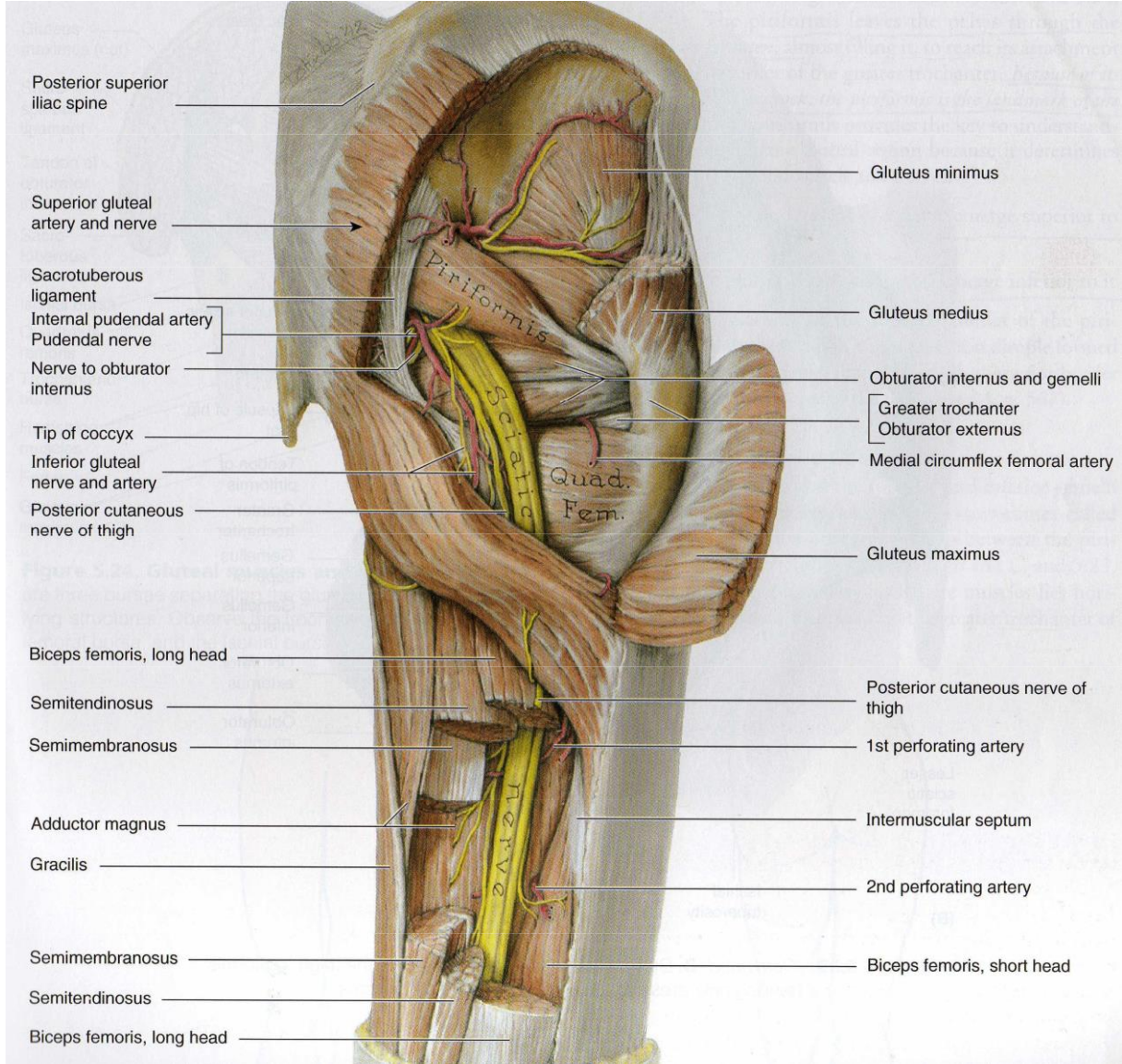
Uyluğa dış rotasyon yaptırır. Siniri N.quadratus femoris'tir.

e)M.Quadratus Femoris:

Uyluğa dış rotasyon ve adduksiyon yaptırır. Pleksus sacralis'in dalı olan N.quadratus femoris tarafından innerve olur.

f)M.Obturator Eksternus:

Uyluğa dış rotasyon ve adduksiyon yaptırır. Siniri N.obturatorius'tur.



Şekil 6: Kalçanın dorsal grup kasları (Clinically Oriented Anatomy; Keith L.MOORE, Arthur F.DALLEY)

B)Uyluk Kasları:

Uyluğu saran fascia lata'nın iç tarafında linea aspera'ya uzanan 3 fasyal bölme bulunur. Uyluk bu fasyal bölmeler vasıtasıyla içerisinde kas, damar ve sinirlerin bulunduğu üç kompartmana ayrılır. Bunlar anterior, medial ve posterior kompartmanlar olarak adlandırılır. (Şekil 7)

a)Uyluğun Anterior Fasial Kompartmanında Bulunan Kaslar:

1)M.Sartorius:

İnce uzun şerit şeklinde bir kas olup vücuttaki en uzun kاستır. Kalça ve dize fleksiyon, uyluğa abduksiyon ve dış rotasyon yaptırır. N.femoralis tarafından innerve olur.

2)M.Quadriceps Femoris:

Bu kas m.rectus femoris, m.vastus medialis, m.vastus lateralis, m.vastus intermedius adı verilen 4 kasın birleşmesinden oluşmaktadır. Diz ekleminin en güçlü ekstansör kasıdır. M.Rektus femoris kalça ekleminin fleksiyonuna yardımcıdır. N.femoralis tarafından innerve olur.

3)M.Pectineus:

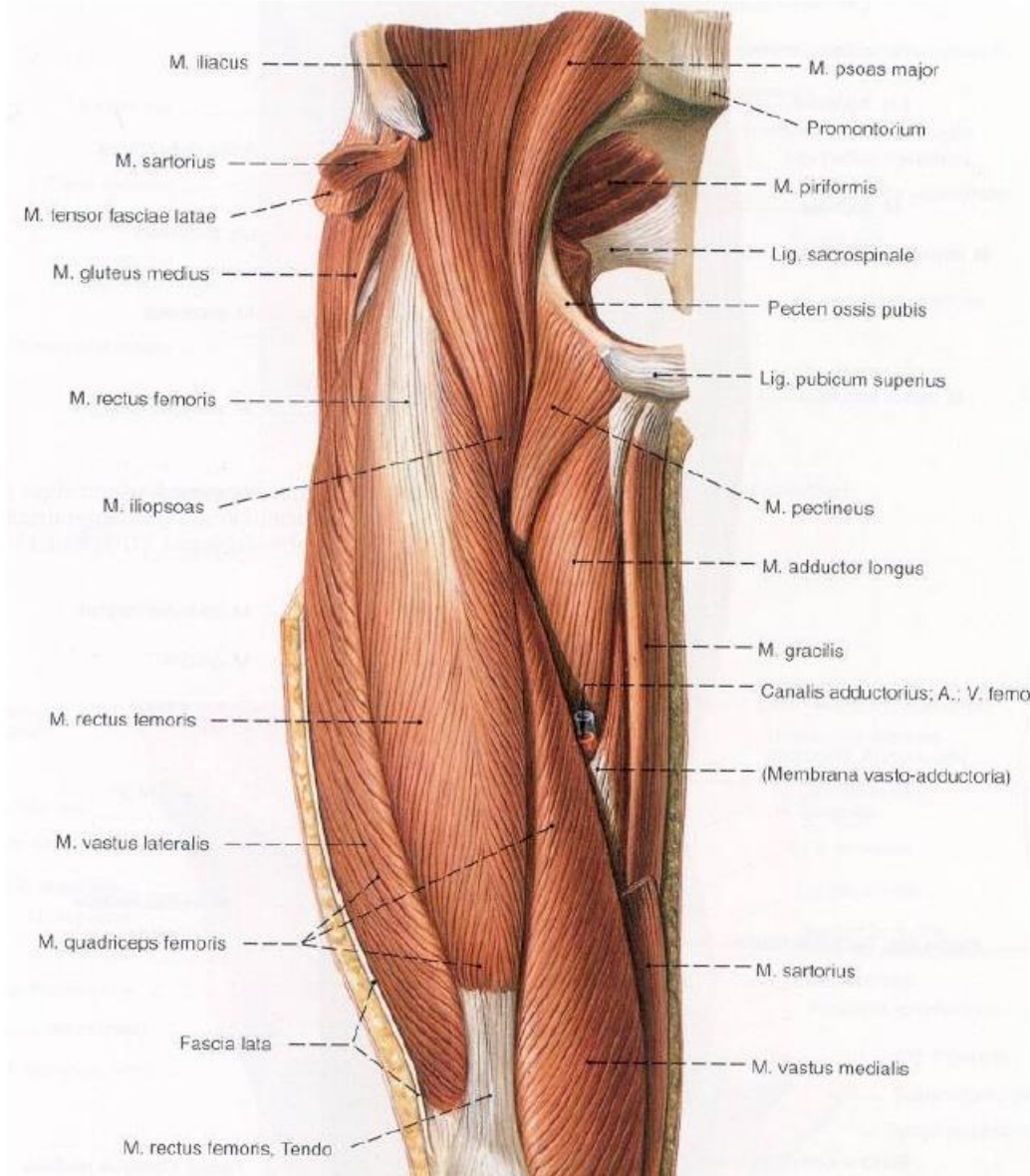
Uyluğa fleksiyon ve adduksiyon yaptırır. Siniri N.femoralis'tir.

4)M.İliacus:

Yelpaze şeklinde bir kas olup, karın boşluğunda yer alan fossa iliacadan başlar. M.Psoas major ile birleşip m.iliopsoas'ı oluşturur ve trokanter minöre yapışarak sonlanır. M.İliopsoas uyluğa veya uyluk sabitken gövdeye fleksiyon yaptırır. Aynı zamanda uyluğa dış rotasyon yaptırır. Uyluğun en güçlü fleksörüdür. Siniri N.Femoralis'tir.

5)M.Psoas Major:

T12 ve tüm lomber vertebraların transvers çıkıntılarından köklerinden, gövdelerinden ve aralarındaki disklerden origo alıp, distalde m.iliacus ile birleşerek m.iliopsoas'ı oluşturur. Pleksus lumbalis'in dalları tarafından innerve olur.



Şekil 7: Uyluk kasları (Sobotta İnsan Anatomi Atlası)

b) Uyluğun Medial Fasial Kompartmanında Bulunan Kaslar:

1-M. Adduktor Longus:

Uyluğa adduksiyon ve fleksiyon yaptırır. Aynı zamanda uyluk fleksiyonda iken dış rotasyon yaptırır. Siniri N.Obturatorius'tur.

2- M. Adduktor Brevis:

Uyluğa adduksiyon ve dış rotasyon yaptırır. N.Obturatorius tarafından innerve olur

3- M. Adduktor Magnus:

Adduktor kısmı uyluğa adduksiyon ve dış rotasyon, hamstring kısmı ise ekstansiyon yaptırır. Adduktor kısmı N.Obturatorius tarafından, hamstring kısmı ise N.ischiadicus'un N.tibialis dalı tarafından inerve olur.

4-M.Grasilis:

Uyluğa adduksiyon, bacağı fleksiyon ve fleksiyon pozisyonundaki bacağı iç rotasyon yaptırır. Siniri N.Obturatorius'tur.

5-M.Obturatorius Eksternus:

c) Uyluğun Posterior Fasyal Kompartmanında Bulunan Kaslar:

1-M.Biceps Femoris:

Uyluğun arka ve dış tarafında yer alır. Caput longum ve brevis olmak üzere iki adet başı vardır. Kalçaya ekstansiyon, dize fleksiyon ve bacağı dış rotasyon yaptırmaktadır. Caput longum N.Tibialisten inerver olurken, caput brevis N.Peroneus (fibularis) communis'ten inerve olur.

2-M.Semitendinosus:

Kalçaya ekstansiyon yaptırırken, dize fleksiyon bacağı iç rotasyon yaptırır. Siniri N.Tibialis'tir.

3-M.Semimembranosus:

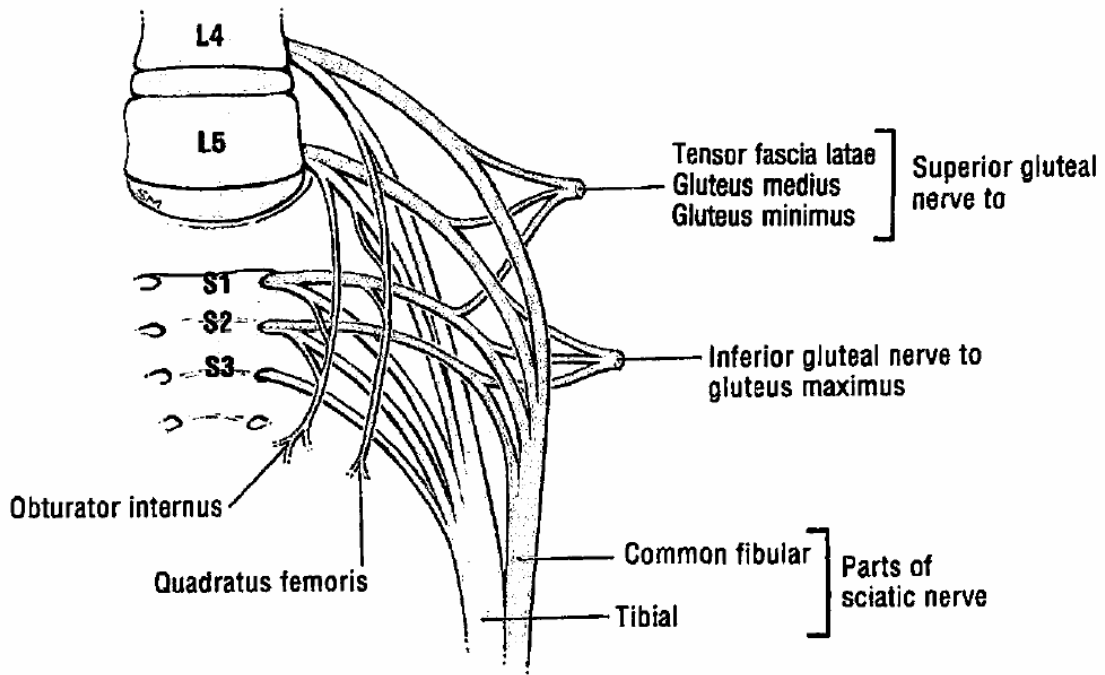
Bu kas da kalçaya ekstansiyon yaptırırken, dize fleksiyon bacağı iç rotasyon yaptırır. Yine siniri N.Tibialis'tir.

KALÇA ÇEVRESİNİN NÖROVASKÜLER YAPISI

A)NÖROLOJİK YAPI

N.İschiadicus:

L4-5, S1-2-3'ten gelen üst sakral pleksus köklerinin birleşmesi sonucu oluşur. N.Tibialis ve N.Peroneus (fibularis) communis'i içerir. İncisura ischiadica major'den geçtikten sonra pelvisten çıkmadan önce M.Piriformisin anterior ve medialinden geçer. İnfrapiriformis fossadan geçip asetabulumun arka kolonunun posterolateral yüzeyine gelir. Trokanter major ile tuber ossis ischii arasında m.obturator internus, m.gemellus superior, m.gemellus inferior, m.quadratus femoris kaslarının üzerinden geçip distale yönelir. N.İschiadicus, incisura ischiadica major'dan geçerken, N.peroneus communise ait lifler daha lateralde yer alır ve bu yüzden daha kolay zedelenebilir, aynı zamanda bu lifler gerilmeye daha hassastır (Şekil 8).



Şekil 8: Kalçanın posterior nörolojik yapıları

N.Femoralis:

L2, L3 ve L4 köklerinin dallarından meydana gelir. Femoral arterin lateralindedir. Pelviste iliopsoas üzerinde seyrederek uyluğa femoral üçgenden girer. Çok sayıda dallara ayrılarak, M.iliacus, M.pectineus, M. sartorius ve M.quadricepsi inerve eder. Ayrıca uyluğun anteromedialinin duysal innervasyonunu sağlamaktadır.

N.Gluteus Superior:

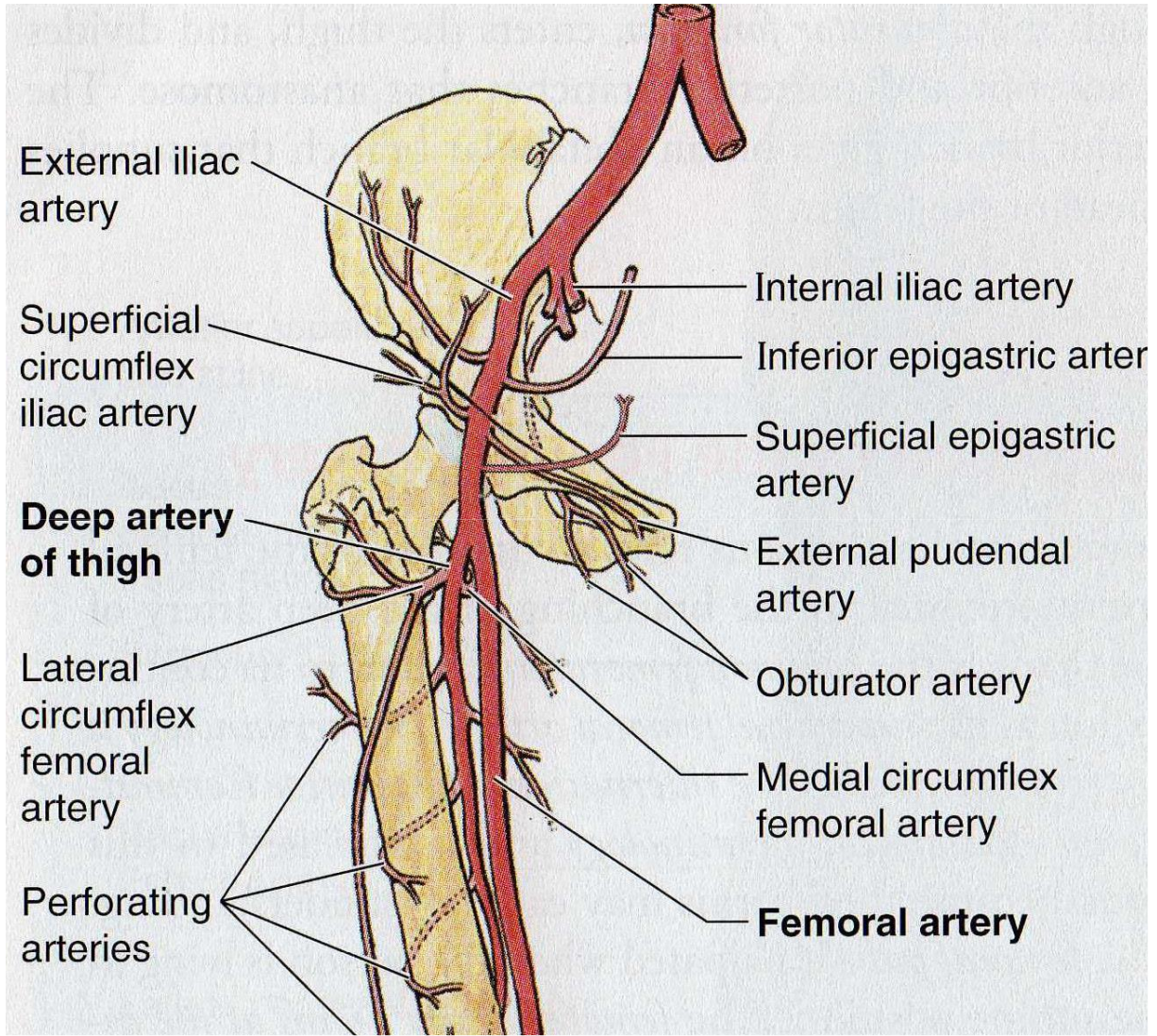
L4, L5, S1 köklerinin dallarından oluşur. Fossa suprapiriformeden aynı adı taşıyan arter ve ven ile birlikte geçip gluteal bölgeye gelir. Superior gluteal damarların derin dallarıyla birlikte M.gluteus medius ve M.gluteus minimus kasları arasında dışarıya doğru ilerler. M.gluteus medius, minimus ve tensor fascia lata kaslarını inerve eder.

N.Gluteus Inferior:

L5, S1, S2 sinir köklerinin dallarından oluşur. Foramen infrapiriformeden aynı adı taşıyan arter ve vene ek olarak n.ischiadicus, a., v. pudenda interna, n.pudendus ile beraber geçtikten sonra gluteal bölgeye ulaşır. Bu bölgede M.gluteus maksimus'un anterior yüzünden aşağı ve dış yana doğru ilerler, M.gluteus maksimusa motor dallar, kalça eklem kapsülüne de duysal lifler vermektedir.

B) VASKÜLER YAPI

Aort, L4 vertebranın anterior yüzünde bifurkasyon yaparak sol ve sağ a. iliaca communis'lere ayrılır. Her iki iliac arter aşağı ve dışa doğru devam ederek lumbosakral disk'in yanlarında a.iliaca eksterna ve a.iliaca interna olmak üzere 2'ye ayrılır. A.iliaca interna pelvis içi ve gluteal bölgedeki organların büyük kısmını besler (Şekil 9).



Şekil 9: Kalça çevresinin vasküler görünümü (Clinically Oriented Anatomy; Keith L.MOORE, Arthur F.DALLEY)

A.İliaca Eksterna:

A.iliaca communis'ten lumbosakral bileşke seviyesinde ayrıldıktan sonra fossa iliacyı öne doğru geçerek inguinal ligamanın orta noktasının altından uyluğa geçer. Bu noktadan itibaren a. femoralis adını alır. A.femoralis, psoas kasının anteriorunda bulunur ve kalça eklemi ile arasında m.psoas major vardır.

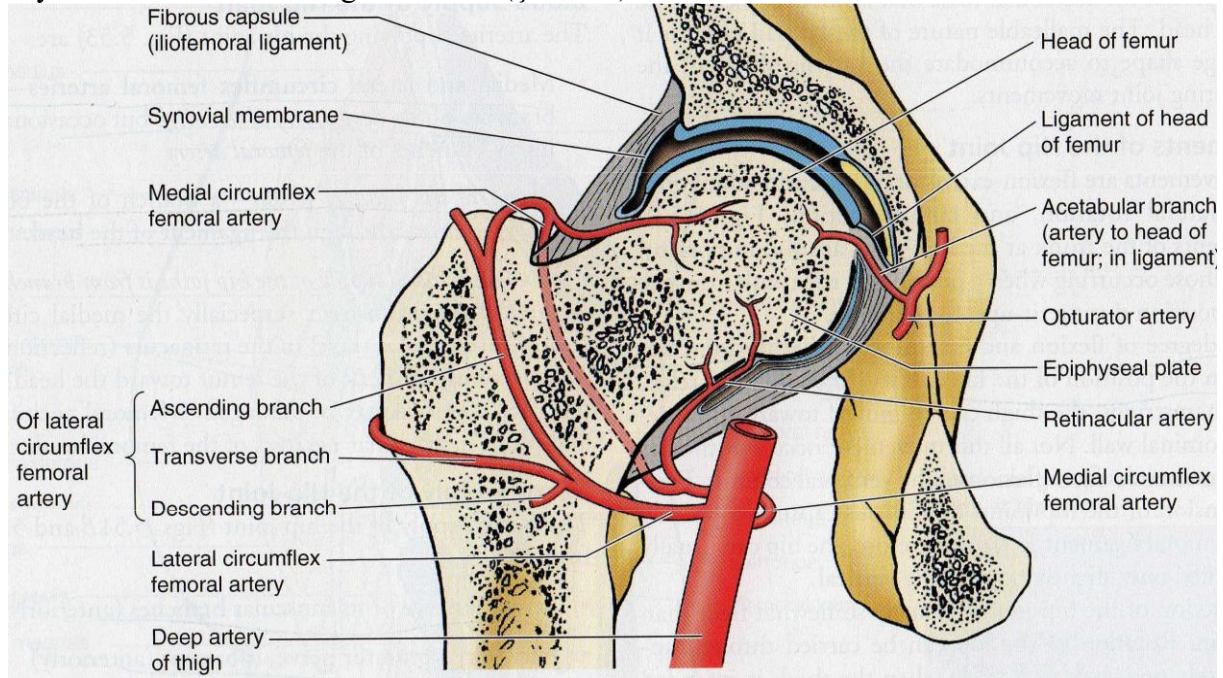
A.Femoralis:

A.femoralis üst ön tarafta yüzeysel olup üzerinde sadece fasya ve deri vardır. Alt bölümü ise m.sartorius'un derinindedir. A. femoralis m.psoas major, m.pectineus ve m.adduktor longusun anteriorunda yer alır. A. femoralis ile kalça eklemi arasında m.psoas major bulunur. Femoral arterin medialinde femoral ven, lateralinde ise n.femoralis bulunur.

A.Profunda Femoris:

Ana femoral arterden inguinal ligamentin yaklaşık 4cm distalinde dışarı doğru ayrılır. Femoral arterin önce dışında sonra arkasında biraz distale doğru indikten sonra, adduktor longusun arkasından uyluğun arka lojuna geçer. Femoral arterden ayrıldıktan sonra başlangıç

kısmında arteria circumflexa femoris medialis ve lateralis dallarını vererek femur başının ve boynunun beslenmesini sağlamaktadır (Şekil 10).



Şekil 10: Femur baş ve boynunun arteriyel beslenmesi (Clinically Oriented Anatomy; Keith L.MOORE, Arthur F.DALLEY)

A. Circumflexa Femoris Medialis:

İliopsoas ve pektineusun arasında mediale giderek uyluğun posterioruna geçer. Collum femoris ve caput femoris'in neredeyse tüm kanını verdiği için klinik açıdan önemlidir.

A. Circumflexa Femoris Lateralis:

Sartorius ve rektus femorisin derininden laterale doğru gider, uyluk dış bölgesi ve caput femorisi besler.

A.Glutealis Superior:

Arteria iliaca interna'nın arka bölümünün dalıdır. Asetabulumun arka kolunu ile arasında çevre yağ dokusu ve ekstraperitoneal doku vardır. Kemikle arasında 2mm'lik çok kısa bir mesafe vardır.

A.Glutealis Inferior:

Arteria iliaca interna'nın ön bölümünün dalıdır. Posterior kolona en yakın olduğu bölgede spina ischiadica ve insisura minör etrafındadır.

2.2. BİYOMEKANİK

Artroplasti uygulanmış bir kalçada çıkık, aşınma, gevşeme gibi komplikasyonların iyi anlaşılması ve önlenmesi için kalça biyomekaniğinin iyi bir şekilde bilinmesi ve uygulanması gerekir. Biyomekanik üç başlık altında incelenir:

2.2.1.Dokuların Mekanik Özellikleri:

Dokuların mekanik özelliklerini belirlemede yüklenme-gerilme eğrisi çok önemlidir. Yüklenme altındaki kortikal kemik/spongios kemik/eklem kıkırdağının birbirlerine göre göre elastisite modülleri sırasıyla 100/10/1'dir. Buradan anlaşılacağı üzere biyolojik yapılar homojen yapıya sahip değildirler.

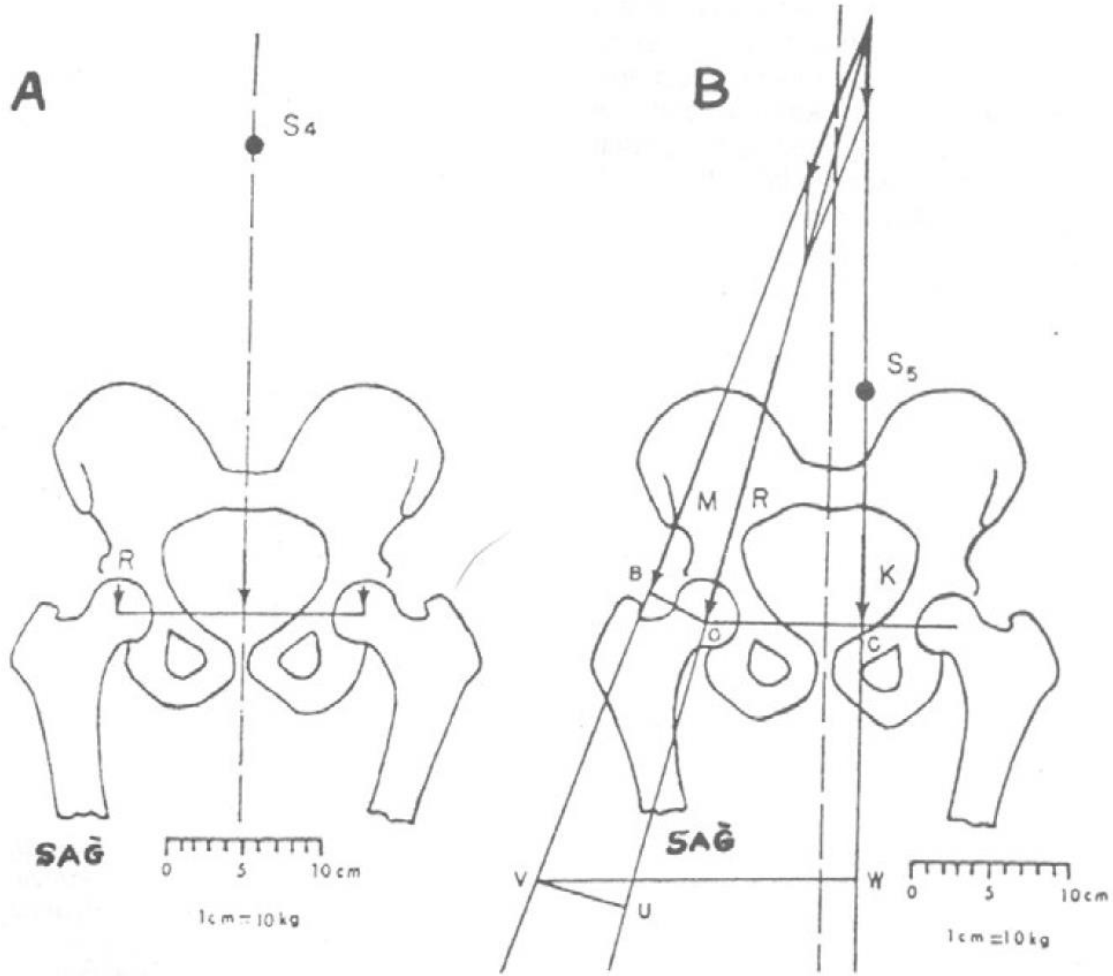
2.2.2.Temel bölge özellikleri

Pauwells, yürüme sırasında femur proksimaline etki eden bileşke kuvvetlerini hesaplamıştır. Bileşke kuvvetler, yürüme esnasında femur başının anterosuperiorda küçük bir

bölümünü etkilemektedir. Femur boynundaki gerilme ve stress kuvvetlerinin dağılımı belirlenirken bileşke kuvvetlerin yönü yardımcı olmaktadır. Normal günlük aktivitelerde femur boynunun inferior kısmına doğru yaklaştıkça kompresif kuvvetler artar. Tek ayak üzerinde dururken veya dengeli durma sırasında boynun süperiorunda gerilme kuvvetleri görülmezken, dengesiz pozisyonda durulduğunda boynun süperiorunda değişik germe kuvvetleri gözlenmektedir.

Yürüme siklusunun farklı zamanlarında femur başının yük altında kaldığı anatomik segmentler farklılık gösterir. Topuğun yere değdirildiğinde anterosuperomedial, parmakların yerden kaldırıldığı anda ise posterosuperolateral bölge yük altındadır.¹⁸ Tek bacak üzerinde dururken kaldıraç kolu üzerinden (b) etki eden vücut ağırlığı (K) ile kendi kaldıraç kolu üzerinden (a) etki eden abduktorların kuvveti (M) denge halindedir. $K \times b = M \times a$ formülüyle gösterilir.^{19,20} Burada b mesafesi, a mesafesinden daha büyük olduğu için vücudu dengede tutmak için abduktor kasların vücut ağırlığından daha fazla güç uygulaması gerekmektedir. Pauwels, kaldıraç kolların ölçülmesi, abduktorların kuvvet yönü ve vücudun ağırlık merkezi ile femur başının rotasyon merkezini hesaplaması sonucunda bileşke kuvvetinin(R) dikey düzlemde 16° eğimle süperomedial'den, inferolateral'e doğru uzandığını göstermiştir. ^{17, 19,20,21}

Pauwels, ayakta dururken statik konumda, her iki kalçaya eşit yük geldiğini belirtmiştir. Tek kalçaya binen yük gövde ağırlığının 1/2'si kadar veya 1/3'ünden daha azdır. Yürümenin salınım fazında olduğu gibi sol bacak yerden kaldırıldığı zaman, sol alt tarafın ağırlığı gövde ağırlığına eklenecek ve normalde tam gövdenin ortasından geçen ağırlık merkezi sola doğru kayacaktır. Dengeyi sağlamak amacıyla abduktor adaleler karşı kuvvet ortaya koyarlar. Bu durumda sağ femur başına gelen yük iki kuvvetin toplamına eşittir. Oluşan her kuvvet, kaldıraç kol mesafesi ile ters orantılıdır. Abduktor kaldıraç kolunun uzunluğu (BO çizgisi), femur başından yer çekim merkezine giden (OC çizgisi) kaldıraç kolunun uzunluğunun 1/3'üne eşitse dengeyi sağlamak için abduktor kasların kuvvetinin üç katı kadar olmalıdır. Bu nedenle başa gelen bileşke kuvvetlerin toplamı $3+1=4$ birim olacaktır. Abduktor kaldıraç kolun uzun olması halinde, kaldıraç kolları arasındaki oran küçülür. Dengeyi sağlamak için gerekli abduktor güç daha küçük ve femur başına gelecek yük daha az olacaktır (Şekil 11).¹⁷



Şekil 11: Ayakta(A) ve tek ayak üzerinde(B) femur başına etki eden bileşke kuvvet. Pauwels F:Biomechanics of the Locomotor Apparatus, Springer Verlag, New York, 1980)

Kalça biyomekaniğini kliniğe uyarlırsak, koksa valga durumunda abduktör kaldıraç kol uzunluğu kısılacığı için, abduktör kas kuvveti artacak ve başa binen bileşke yük taşınan ağırlığın 7-8 katına çıkacaktır. Hasta binen yük ve ağrıyı azaltmak için gövdeyi o taraf kalçaya doğru eğecek ve ağırlık merkezi o yöne doğru yer değiştirmiş olacaktır. Bunun sonucunda abduktör kas kuvveti ve başa gelen bileşke yük azalmış olacaktır. Böylece kalçaya gelen yükü azaltmayı sağlamak amacıyla paytak yürüyüş ve aksama gelişmektedir.¹⁷

Total kalça artroplastisi sırasında femur boyununun normal uzunluğunun, mümkün olduğunca korunması gerekmektedir. Yeterli uzunlukta abduktör kaldıraç kolu elde edilirse proteze binen yükler azaldığı için protez uzun süreli zorlanmalara karşı koyabilmektedir.

2.2.3.Kinematik:

Kalça eklemine kinematikini incelerken femur başını yuvarlak bir top gibi değerlendirmek gerekir. Topun yuva içerisinde dönüşü femur başı merkezinin eksenine etrafındaki hareketle olur. Herhangi bir sebeple femur başı rotasyon merkezinin yer değiştirmesi bu işlem esnasında sürtünme kuvvetinin artmasına yol açar. Kalçanın disloke veya sublukse olduğu durumlarda femur başı proksimale ve laterale doğru yer değiştirir. Bunun sonucunda m.gluteus medius kasının gevşemesi sonucu abduktör kaldıraç kol uzunluğunda azalma olur. Sonuçta gövde ağırlığını dengelemeye yönelik çalışan abduktör kas kuvveti artar. Yürümenin yere basma döneminde pelvis o taraf kalçaya gelen yükü dengeleyemeyeceği için karşı kalça eklem tarafına doğru eğilir ve buna Trandelenburg topallaması adı verilir.

Kalça eklemının artrozunda ise eklem kıkırdağı aşındığı için gluteus medius adelesinde gevşeme olur. Bu gevşemeyi kompanse etmek için femur adduksiyon ve dış rotasyona getirilir, böylece abduktor kuvvet kolu artırılır. Ayrıca kişi gövdesinin ağırlık merkezini o taraf kalçaya yönlendirir. Buna da antalgik topallama denir.

2.3.TOTAL KALÇA ARTROPLASTİSİNDE KULLANILAN BİYOMATERYALLER

Biyomateryaller Hakkında Genel Bilgiler:

Clarke'in belirttiğine göre inert bir materyal, çevre dokuların vitabilitesini bozmayan, yerleştirilmesine yol açan travmaya karşı olan miktardan daha fazla inflamatuvar yanıt oluşturmeyen, fibröz ve osteojeniteyi etkilemeyen bir materyaldir.²²

Akrilik çimento (PMMA=Polimetilmetakrilat), çok yüksek molekül ağırlıklı polietilen (UHMWPE), paslanmaz çelik, krom ve titanyum total kalça artroplastisinde sıkça kullanılan materyallerdir. Yapılan çok sayıda çalışmaya rağmen, klasik metal-UHMWPE kombinasyonu değişmeden halen kullanılmaya devam etmektedir. Alüminyum oksit ve zirkonyum oksit gibi seramiklerin kullanımı, polietilenle arasındaki sürtünme ve aşınma özellikleri çok iyi olduğu için, gün geçtikçe yaygınlaşmaktadır.

Sıradan metaller tek ana kimyasal elementten oluşur ve küçük kristallerden yapılmışlardır. İki farklı metal, aynı kimyasal kompozisyona sahip olup farklı mikrostrüktürel yapıda olabilirler. Kimyasal ve mikrostrüktürel yapı, maddelerin mekanik özelliklerini, korozyon dirençlerini ve daha pek çok özelliklerini belirler.

Metal bir implantın kırılması hastanın ağırlığı ve aktivitesi, komponentin fiksasyon şekli, dizaynı, ebatı, hangi metalden yapıldığı gibi pek çok faktöre bağlıdır. Ancak primer değişken metalin gücüdür. Bir implant gerilme kuvvetlerinin en fazla olduğu yerden kırılır. Bu olayların tamamına yorgunluk denir. Metalin kristal büyüklüğü, yorgunluğa direncini belirleyen en önemli değişkendir. Bir metalin kristal yapısı ne kadar küçükse, o metalin direncide o kadar çoktur.

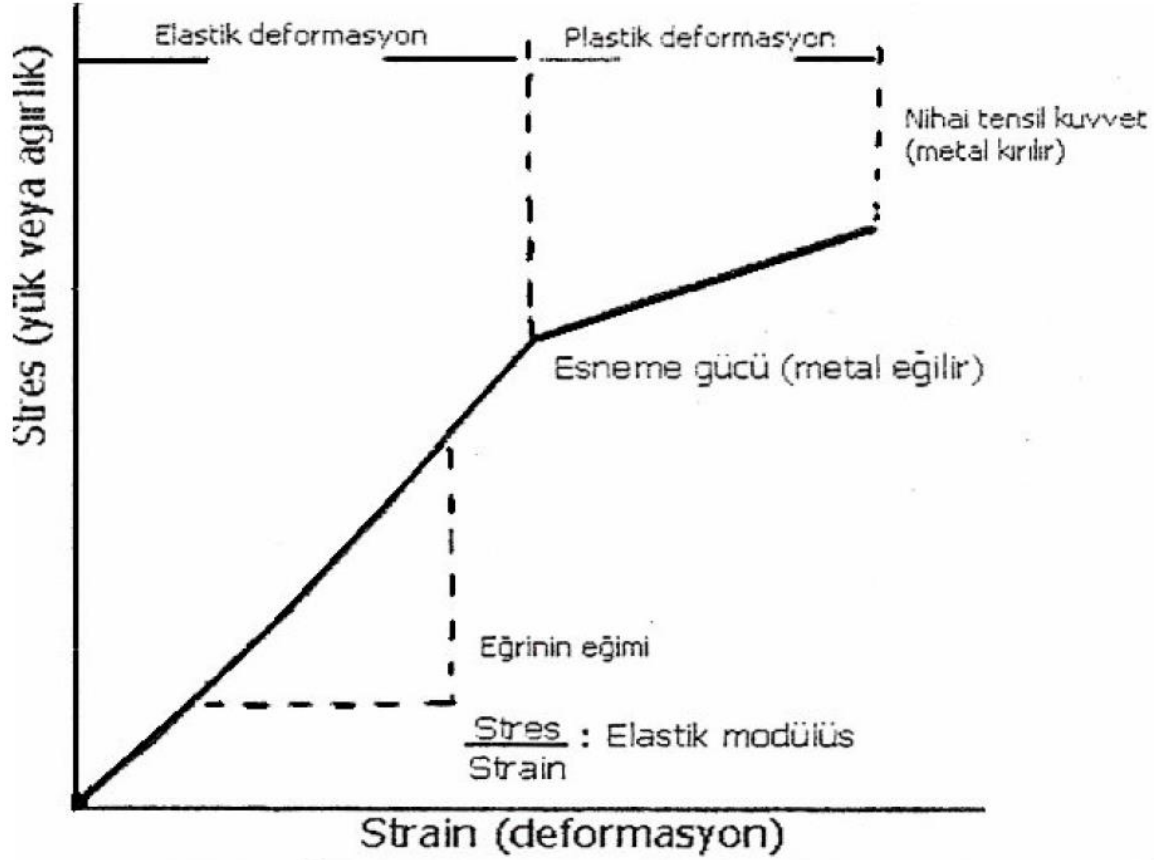
Metallerin özelliklerini anlamak için biyomühendislik terminolojisi ile ilgili bazı kelimelerin anlamını bilmek önemlidir.²³

Stress: Birim alana düşen yük miktarıdır.

Strain: Bir maddenin boyundaki değişimin, maddenin orijinal uzunluğuna bölümü.

Elongasyon: Bir gerilme kuvveti karşısında gösterilen deformasyona denir.

Elastik modülüs: Maddenin bükülmeye karşı direncini gösterir. Yüksek elastik modülüsü olan maddeler daha rijittir. Bir total kalça implantının sertliği, yapıldığı maddenin elastik modülüsüne ve geometrisine bağlıdır (Şekil 12).



Şekil 12: Stres-strain diyagramı (Campell' Operative Orthopaedics, 2007, Türkçe Baskı)

Elastik Limit: Deforme olmadan bir maddenin karşı koyacağı maksimum strese denir. Stres kalktığında yay örneğinde olduğu gibi madde başlangıçtaki haline döner (Şekil 12).

Esneleme Gücü: Elastik deformasyonun bitip, plastik deformasyonun başladığı stres (Şekil 12).

Sünebilirlik: Metalin kırılmadan plastik deformasyona uğrama yeteneğidir. Kırılgan bir madde sünebilirliği olmayan bir maddedir.

Dayanıklılık: Maddenin kırılmadan deforme olarak enerji absorbe etme yeteneğidir.

Nihai Gerilme Gücü: Maddenin, bir kerede kırılmadan karşı koyabileceği maksimum strestir (Şekil 12).

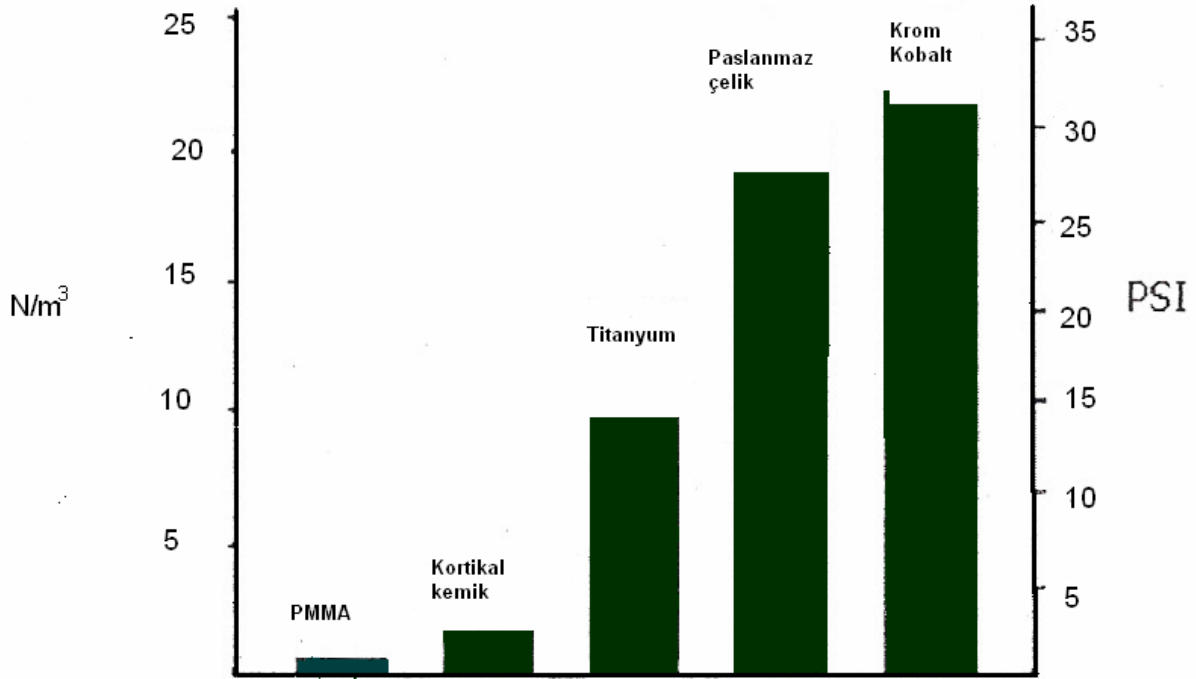
Yorgunluk kırığı: Maddenin esneleme gücünü geçmeyen, tekrarlayan yükler altında oluşan kırıktır.

Yorulma gücü: Metalin kırılmadan karşı koyabileceği maksimum siklik yüküdür. Genelde metaller, nihai gerilme kuvvetlerinin 2/3'ü kadar bir siklik kuvvete maruz kalırlarsa yorulurlar. Femoral stemde olması gereken en önemli özelliklerden biridir.

Yorulma süresi: Siklik kuvvetler altında metalin kırılmadan dayanabileceği süreye denir.

Çimentolu bir komponent için en uygun metal, yüksek yorulma gücü, yüksek esneleme gücü ve yüksek dayanıklılığı olan metaldir. Çimentosuz bir stemin ise düşük elastik modülüse sahip olması gerekir, bu sayede kemikle beraber yükü paylaşabilir. Çimento, kemik, titanyum ve paslanmaz çelik için elastik modülüsler verilecek olursa sırasıyla 2/20/100/200'dür (Şekil

13). Eğer kemik ile titanyum implant, eşit kesit alanı ve şekille, yük altında birlikte deforme olacak şekilde birleştirilirse titanyum yükün 5/6'sına karşı koymaktadır.



Şekil 13: Elastik modülüsler (Campell's Operative Orthopaedics)

Korozyon implantı zayıflatan ve sistemik ve bölgesel olarak az miktarda da olsa metal iyonunun açığa çıkmasına yol açan elektrokimyasal bir reaksiyondur. Cilalı yüzeylerde korozyon daha az görülür, kaba ve poroz kaplı yüzeylerde yüzey alanının çok olması ve sıvıların küçük izole alanlarda hapsolması sonucu korozyon miktarında artış olmaktadır.

Özete biyomateryallerdeki hedefler şunlardır:

- 1-Mekanik olarak ağırlık taşıma streslerine karşı uygun direnç göstermesi gerekir ve sürtünme direncini azaltarak aşınmayı minimize etmelidir.
- 2-Kullanılan biyomateryaller komşu dokuların vitalitesini bozmamalıdır.
- 3-Yeni ortamda iç ve dış etkenlere bağlı olarak kimyasal yapısındaki değişme minimum olmalıdır.
- 4-Hipersensitivite ve yabancı cisim reaksiyonu en az olmalı, hatta mümkünse olmamalıdır.
- 5-İnsan anatomisine olabildiğince uygun ve yaşam boyu herhangi bir problem çıkarmadan rahat bir hayat kalitesi sağlayacak bir biyomateryal olmalıdır.
- 6-Mümkün olduğu kadar ucuz, kolay üretilebilir, sterilizasyonu da kolay olmalıdır.

Total kalça artroplastisinde kullanılan biyomateryaller:

1-Metaller

- a-Titanyum
- b-Cr Co Mb
- c-Paslanmaz çelik
- d-Tantalum

2-Seramik

3-Polietilen

4-Cement

1-Çok yüksek molekül ağırlıklı polietilen (UHMWPE)

Dayanıklı ve kimyasal olarak inert bir plastik olan çok yüksek molekül ağırlıklı polietilen, etilenin polimerizasyonu sonucu elde edilir. Çok yüksek molekül ağırlıklı polietilenin işlendiği basamakların farklı olması, farklı mekanik özelliklerdeki materyallerin ortaya çıkmasına yol açar. Dayanıklı materyallerdir.

Ancak aşınma sorunları tam anlamıyla belirlenememekle birlikte in vitro yüksek molekül ağırlıklı polietilenlerin gerçek aşınma hızı 0,3-10,2 miligram/yıl olduğu belirlenmiştir.²⁴ Chanley ve Cupic 10 yıl sonunda asetabular kap'ta ortalama aşınma miktarının 1,3mm olduğunu bildirmişlerdir.²⁵

Son zamanlarda polietilen partiküllerinin gevşemede oynadıkları rol üzerinde sıklıkla durulmaktadır. Çimentosuz komponentlerde görülen osteolizin polietilen partiküllerine bağlı olduğu gösterilmiştir. İyi fikse olmuş poroz femoral komponentlerin uçlarında bile polietilen partiküller gösterilmiştir. Eklem içi polietilen partikülleri metal partiküllerine oranla daha fazla bulunmuş ancak hala hangisinin osteolizde daha etkin olduğu kesinleşmemiştir.

Polietilen asetabular komponentlere bakıldığında en az aşınma 28mm başta, en fazla lineer aşınma 22mm başta olurken, en fazla hacimsel aşınma 32mm başta görülür. Çok yüksek molekül ağırlıklı polietilen ile seramik başlar, metal kombinasyonlarına oranla aşınmaya karşı daha dayanıklıdır. Kalça artroplastisinde kullanılan polietilenin kalınlığı azaldıkça temas stresi artmaktadır. Polietilenin 5 mm'nin altındaki kalınlıklarda stresleri karşılayamadığından bundan kalın olması gerekmektedir.^{25,26}

2- Paslanmaz çelik:

Ortopedik implantlarda kullanılan paslanmaz çelik genellikle korozyona dirençlidir. İçerdiği krom, yüzeyinde oksit tabaka oluşturarak korozyona karşı direnç sağlar. Dövülmüş paslanmaz çelik, döküm çeliğe oranla daha büyük esneme gücüne sahiptir, ancak kobalt ve titanyum ile karşılaştırıldığında yorulma gücü daha azdır. Korozyon rezistansı, biyouyumluluk ve yorgunluk süresi açısından; kobalt ve titanyum alaşımlar paslanmaz çelikten daha üstün görülmektedir. Paslanmaz çelik komponentler ilk dizaynlarındaki kırık insidansı yüksek bulunduğu için artık günümüzde rutin olarak total kalça artroplastisinde kullanılmamaktadır.

3-Kobalt alaşımlar:

Artroplastide kullanılan en eski alaşım, döküm kobalt-krom-molibdenyum'dur. Aşınmaya karşı direnci, korozyon rezistansı, biyouyumluluğu ve tatminkar yorgunluk süresi ile ön plana çıkar. Fakat döküm esnasında karşılaşılan sorunlar, porozitenin fazla olması ve homojenitenin azlığı sonucu yeni tekniklerin kullanımı gündeme gelmiştir.

4-Titanyum:

Korozyona karşı dirençli ve elastik modülüsü düşük olan titanyum, titanyum-alüminyum-vanadyum şeklinde ortopedik implantlarda sıklıkla kullanılmaktadır. Titanyum bazlı alaşımlar, düşük aşınma direnci ve yüksek sürtünme katsayıları sebebiyle, yük taşıyan eklem yüzlerinde tercih edilmez.²⁷ Kobalt bazlı alaşımlar ve seramikler, eklem yüzlerinde titanyumdan üstün gözükmektedir.

5-Seramikler:

Seramikler Sezyum, Alüminyum ve Zirkonyum karışımıdır. Kompleks yapıda ve çok sert materyallerdir. Kompresyona karşı çok dirençli olmasının yanında gerilime karşı zayıftır. Polietilen üzerindeki sürtünme katsayıları son derece düşüktür. Kırılğandır ve bu sebeple yüzeylerinde oluşan küçük bir çatlak hemen derinleşir. Buna karşın aşınma ve yorgunluğa

karşı oldukça dirençlidir. Sürtünme katsayıları çok düşük olduğu için metallere 3 ile 16 kat daha az aşınma saptanmıştır.²⁸ Sert olmaları sürtünme açısından avantaj sağlar. ²⁹ Yüksek molekül ağırlıklı polietilene karşı alüminyum oksit seramiklerinin çok dirençli olması sebebiyle sürtünmeye maruz kalan artroplastik yüzlerinde bu kompozisyon tercih edilmektedir.³⁰ Seramik-seramik eklemlerde yapılan çalışmalar, daha fazla osteolizis olduğu yönündedir.

6- Polimetilmetakrilat (PMMA):

Çimento kendi kendine sertleşen akrilik polimerdir. Total kalça artroplastisinde boşlukların doldurulması, komponentlerin tespiti ve komponentlere binen yükün daha geniş alanlara yayılarak, yükün azaltılması amacıyla kullanılmaktadır. Çimentonun bir yapıştırıcı olmadığı, sadece boşlukları dolduran ve yük aktarımı sağlayan bir materyal olduğu unutulmamalıdır.

Çimentonun toz ve sıvı olarak iki bileşeni vardır. Toz kısmında; polimetilmetakrilat, metilmetakrilat ve baryum sülfat gibi radyopak madde bulunurken, sıvı kısmının aslını metilmetakrilat, %2 lik kısmını ise dimetilparatoludin gibi çimentonun hızlı katılmasını sağlayan amin hızlandırıcıları oluşturmaktadır.

Çimentonun porozitesi, karıştırma sırasında çimento içerisinde hava boşlukları oluşması ile ilişkilidir. Vakum ve santrifüj yapılması poroziteyi azaltır. Chin ve arkadaşları yaptıkları çalışmada elle karıştırılmış çimento ile santrifüj edilmiş çimento arasında herhangi bir fark gözlemediklerini bildirdiler.³¹ Ayrıca santrifüjün, normalde %6-7 olan volüm kaybını arttırarak kemik sement bağlanmasını kötü etkilediği saptanmıştır. Çimento kompresyon kuvvetlerine dayanıklıyken makaslama ve tensil kuvvetlere karşı ise zayıftır. Eğer çimento sertleşmesi sırasında basınç uygulanmazsa mikrokiltlenme olmaz. Çimento kemik trabekülleri arasına tam giremez. Kemik-çimento ara bölgesi ömrüne etkili faktör metali saran çimentonun proksimal ve distalde uniform kalınlıkta olmasıdır. Günümüzde kabul edilen kalınlık 2-3 mm olarak bildirilmiştir. Çimento kalınlığı asimetrikse veya metal kemiğe değişirse gevşeme problemleri erken dönemde ortaya çıkar. Eşit kalınlıkta çimento, çimentoya yansıyan kuvvetleri %50-90 arası azaltır.^{25,26}

Yine çimento uygulanırken hipotansiyon, hipoksi ve kardiyak arrest gibi sorunların oluşabileceği unutulmamalıdır. Bu sorunların metilmetakrilat monomerlerine, doku trombolastisine, hava ve yağ embolisine bağlı meydana geldiği düşünülmektedir.^{32,33}

Özetlemek gerekirse, çimentonun mekanik özelliklerini etkileyen değişkenler şunlardır;³⁴

1-Çimentonun kalınlığı: Çimento olabildiğince eşit ve yeterli kalınlıkta olmalıdır ve boşluklar içermemelidir.

2-Yabancı maddelerle kontaminasyon: Çimentonun olabildiğince kan, kemik vb. yabancı maddelerle kontaminasyonu engellenmelidir.

3-Karıştırma tekniği: Çok hızlı veya çok yavaş karıştırmak çimentonun gücünü düşürür. Santrifüjleme ve vakumlama çimentonun yorulma gücünü artırır.

4-Çimentonun tabakalaşması: Bu olay genellikle polimerizasyonun geç evresinde olmaktadır. Gruen ve arkadaşları, gerilmeye karşı direncin %54 azaldığını tespit etmiştir.³⁴ İlk evrelerde çimento, daha az yoğun yapıda olduğu için sorun olmaz, fakat geç evrelerde tabakalaşma eğilimindedir. Basınçlama yapılmaması da bunu artırır.

5-Sıcaklık ve nem: Oda sıcaklığından vücut sıcaklığına yaklaştıkça, çimentonun gücü de azalmaktadır.

6-Yardımcı maddeler: Baryum sülfat, antibiyotik vb. katkıları belirli oranlarda çimentonun gücünü düşürmektedir.

7-İmplantlar: Özellikle köşeli implantların yuvarlak olanlara göre daha fazla stres yarattığı bilinmeli ve bu tip implantlar kullanıldığında çimentolu uygulamalardan kaçınılmalıdır.

8-Kemik kalitesi, tespit gücü ve çimento kemik bileşkesi: Kemik kalitesi, cerrahın seçiminde olan bir faktör olmamakla birlikte unutulmamalıdır ki cerrahi teknik primer fiksasyonu ve çimento kemik bileşkesindeki sağlamlığı etkiler. Lee, yaptığı çalışmada, kemiğin kortekse en yakın olan güçlü trabeküler alana kadar reamerizasyonu ve sementin basınçlı uygulanması ile en iyi sonuçların elde edildiğini bildirmiştir.³⁵

Akrilik çimentonun lokal doku etkileri üç faktörle ilişkilidir:

- a)Ulaşılan polimerizasyon sıcaklığı sonucu doku proteinlerinin koagülasyonu ve denatürasyonu.
- b)Nütrisyonel arterlerin oklüzyonu sonucu oluşan kemik nekrozu.
- c)Polimerize olmamış monomerlerin sitotoksik ve lipolitik etkileri.

Willert, Ludwin ve Semlitsch çimento uygulamasından sonra histolojik olarak şu değişiklikleri tespit etmişlerdir;³⁶

1)Çimento kullanımından sonra çimento kemik bileşkede ilk 3 hafta boyunca nekroz görülür. Bu nekroz polimerizasyon ısısına, kanlanmanın azalmasına ve monomerik etkiye bağlanmıştır.

2)İlk 3 haftadan sonra başlayan ve 2 yıl kadar devam eden bir tamir başlar. Nekrotik kemik, fibröz doku ve yeni kapiller ile değiştirilir. Rhineland ve arkadaşları reamerizasyon sonrası 6 ayda tamamen geçen devaskularizasyon ve nekroz saptamışlar, reamerizasyon ve sementleme sonrası nekroz bulgularının bir yıla kadar görüldüğünü ifade ettiler.

3)İki yıldan sonra implant yatağı 0,5 -1,5 mm'lik ince bir membranla kaplanır, medüller kanalın hasarlanmış dokusu eski halini almaktadır.

Poroz Yüzeyler:

Kemik entegrasyonunu artırmak için, polimerler, seramikler, metaller poroz yüzeylerde kullanılmış. Günümüzde çalışmalar kobalt-krom tomurcuklar ve titanyum teller ile oluşturulan poroz yüzeyler üzerine odaklanılmıştır. Her iki sistemde partikül ve tel kalınlığı veya yoğunluk ayarlanarak istenilen optimum büyüklük elde edilir. Boby ve arkadaşlarının yaptığı çalışmada:³⁷

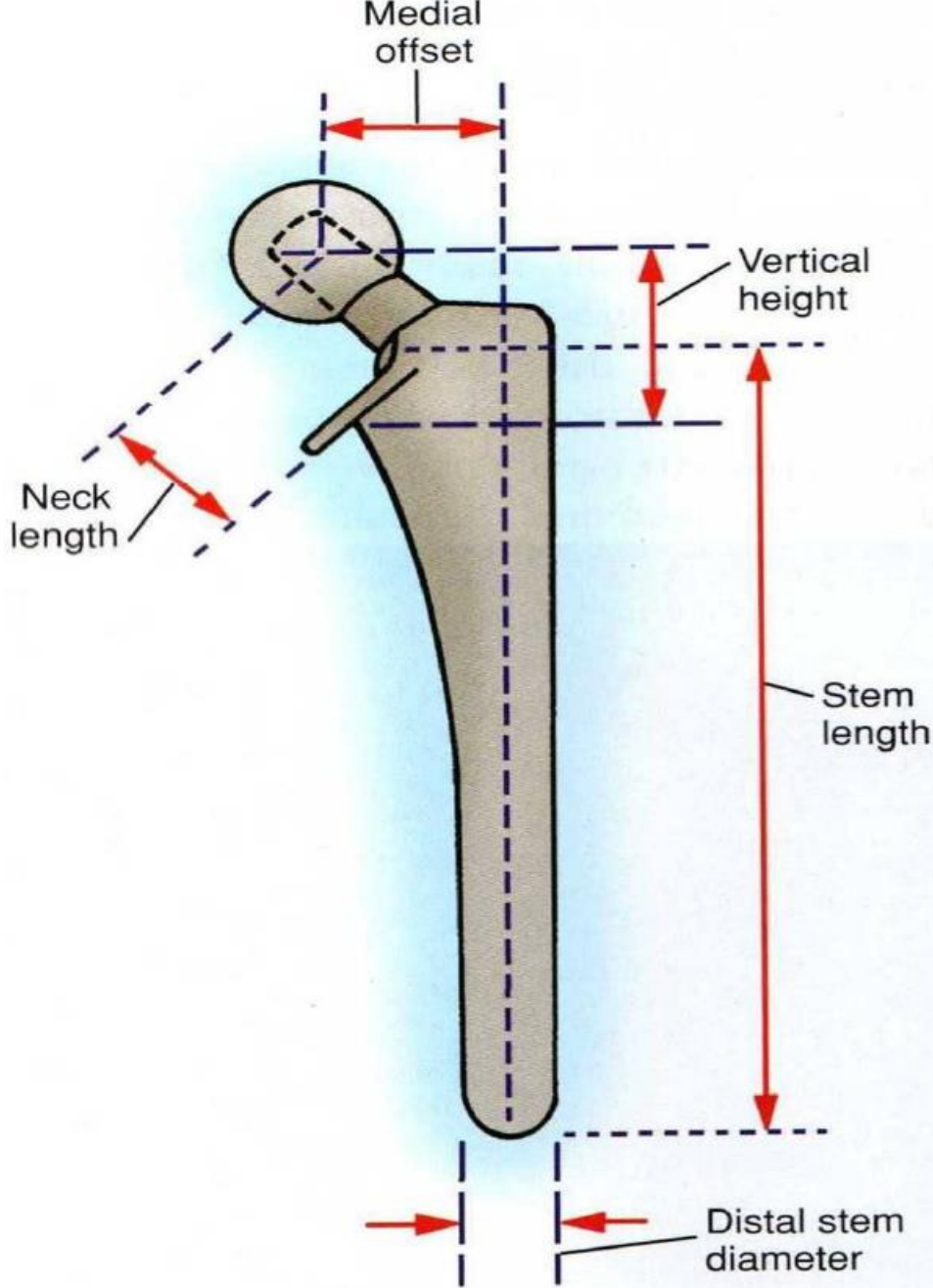
- 1) Por büyüklüğü 50 µm altındaysa fibröz membran oluştuğunu.
- 2) 50-500 µm arası büyüklükte bağımsız olarak kemik oluşumu gerçekleştiğini.
- 3) Direkt kontakt ve immobilizasyonun mutlak gerekli olduğunu, 2 mm'den çok olan implant kemik mesafesi halinde, kemik gelişiminin çok az olduğunu göstermişler.

Bir kez kemik oluşumu tetiklendiğinde, var olan bütün boşlukların doldurulduğunu saptamışlardır. Galente ise tel örgü sistemiyle 6 hafta içinde oluşan implant kemik fiksasyonunun, sement kemik fiksasyona eş değer olduğunu belirtmiştir.³⁸

Poroz kaplama esnasında kullanılan yüksek ısı, metalin gücünü azaltabilmektedir. Aynı zamanda poroz kaplamanın neden olduğu yüzey değişiklikleri, anormal stres dağılımına bağlı yorgunluk kırıkları oluşmasına yol açabilir. Dolayısıyla, özellikle titanyum stemlerde, tensil kuvvetin çok etkin olduğu lateral yüzeylere poroz kaplama yapmaktan kaçınılmalıdır. Kobalt-krom bu sayılan koşullardan %5-10 oranında etkilenirken, titanyum %60-70 güç kaybına uğramaktadır. Poroz kaplı implantlar, diğerlerine göre 3 ile 7 kat daha fazla geniş yüzey alanına sahiptir. Bu da ortama salacağı iyonların daha çok olması ve sürtünme korozyonuna daha fazla maruz kalacağı anlamına gelir.

2.4.TOTAL KALÇA ARTROPLASTİSİ

Total kalça artroplastisi, femur medullasına yerleştirilen bir femoral komponent ile asetabulumu yerleştirilen asetabular komponentten meydana gelir. Asetabular komponentin çimentosuz tipleri asetabulumu tutturulan bir dış kap ile buna tespit edilen ve femoral komponentin eklem yaptığı bir iç kaptan oluşur.



Şekil 14: Femoral komponentte dikkat edilecek mesafeler (Campell' Operative Orthopaedics)

Femoral komponentin fonksiyonu, rezeke edilen femur baş ve boynun yerini almasıdır. Femur boynunun uzunluğu arttıkça vertikal yükseklik ve medial stem-baş arası mesafe artar. Rutinde 8-12 mm arası boyun kullanılır. Koronal plan esas alınarak anteversiyon veya retroversiyon ile boynun ilişkisi elde edilir. Femur boynunun vertikal yüksekliği, trokanter minörden itibaren ölçülür. Vertikal yüksekliği ayarlamak için protezin femur

metafizine yerleştiği derinlik belli olduğundan osteotomi düzeyine müdahale edilmez. Bunun yerine boyun uzunluğu değiştirilir.

Femur başı merkezi ile stem arasındaki uzaklık medial offset mesafesidir. Kollodiazifer açının yüksek olması abduktorların moment kolunu kısaltır ve topallamayı artırır. Bu açının azalması halinde ise stemde yüklenme artar ve gevşemeye veya kırılmaya yol açar. Varus kalçalarda rotasyon merkezinin vertikal yüksekliği azalır. Bu yüzden medial offset relatif olarak fazladır. Trokanter majorun yüksekliği, başın merkezi için doğru bir gösterge değildir. Aşırı varus-valgus olan kalçalarda vertikal yükseklik ve medial offset'in restorasyonu kolay değildir. Bu sebeple ilk olarak bacak uzunluğu ve vertikal yükseklik düzeltilir (Şekil 14).

Femur boynunun anteversiyonu stabilitede önemlidir. Retrovert boyun posteriora çıkıklara yol açarken, aşırı antevent boyun ise anteriora çıkıklara neden olur. Rotasyonel stabilite için femur proksimalinin metafizi tamamen doldurması gerekir.

Komponentler çimentolu ve çimentosu olarak iki tiptir.

2.4.1.Çimentolu protezler

Çimentolu tespitlerin avantajları şunlardır:

1)Protezin kemiğe en iyi şekilde oturması sağlanır.

2)Çimentolu protez uygulandığı anda stabildir. Rehabilitasyona hemen başlanabilir. Biyolojik fiksasyonu beklemeye gerek yoktur.

3)Protez ile kemik arasında toplam temas alanı artar. Protezden kemiğe stres aktarımı daha iyi hale gelir.

Çimentolu protezlerde en önemli sorun aseptik gevşemedir ve protezin revizyonunu gerektirir. Başlangıçta aseptik gevşemeden çimento sorumlu tutulmuş, ancak daha sonra asıl problemin çimentolama tekniğinden kaynaklandığı bildirilmiştir.

Operasyon sırasında uygulanan çimentonun mekanik özelliklerini etkileyen bazı faktörler vardır. Bu faktörler; çimento, protez ve kemiğin sıkıca bağlanmasını engellediği için erken dönemde başarısızlığa neden olur. Bunlardan bir kısmı cerrah tarafından kontrol edilir. Bunlar; çimentonun kalınlığı, kan, yağ ve debris kontaminasyonu, çimentoyu karıştırma tekniği, çimento-kemik, çimento-protez temas sahası, ortamın ısı ve nemi, çimentoya eklenen maddeler (antibiyotik, baryumsülfat gibi), viskozite ve uygulama basıncıdır.

Çimentolama teknikleri:

1. Kuşak çimentolama tekniği: Bu yöntemde çimento el ile karıştırılır. Medüller kanalın protez fiksasyonu için en az hazırlandığı yöntemdir. Femoral kanal açılır, yıkanır ve aspire edilir. Çimento hamur fazında parmak ile uygulanır. Protez el ile nötralde (varus veya valgus olmayacak şekilde) yerleştirilir. Femoral stemin şekli, yüksek kuvvet aktarımını sağlamaya uygun olacak şekilde keskin köşelidir.

2. Kuşak çimentolama tekniği: Çimento elle karıştırılır ve çimento tabancasına konarak uygulanır. Medüller kanal endosteal yüzeye kadar spongiöz kemikten temizlenir ve fırçalanarak pulsatil yıkanır. Yıkandıktan sonra kurulur, distaline çimento kaçmasını önlemek için tıkaç yerleştirilir. Çimento tabancası ile retrograd olarak sement uygulandıktan sonra protez el ile ya da distal merkezleme metodları ile nötralde yerleştirilir. Protezin çimento mantosunda yaratabileceği kırılmaya karşı dayanımını arttırmak amacıyla keskin köşeleri yuvarlatılmıştır.

3. Kuşak çimentolama tekniği: Bu yöntemde ise çimento vakum altında yada santrifüj ile karıştırılarak çimento tabancası ile uygulanır. Medüller kanal endosteal yüzeye kadar temizlenir. Fırçalama ve pulsatil yıkama yapıldıktan sonra adrenaline emdirilmiş tampon medüllaya konularak bir süre beklenir ve daha sonra kurulur. Çimento tabanca ile basınç altında retrograd olarak uygulanır. Protezin nötral pozisyonda yerleştirilmesi için distal ve proksimal merkezleyiciler kullanılır. Protezin proksimal ve distalinin yüzeyi, çimentoya uygun yük aktarımını sağlamak için, kaplanmış ve işlenmiştir.

1. kuşak çimentolama tekniği ile 2. kuşak çimentolama tekniği arasında fark, birincil olarak çimento kemik aralığının iyileştirilmesine yönelik girişimlerden kaynaklanır. Bu girişimlerde, çimento mantodaki kırıklar sonucu oluşan kemik çimento aralığındaki fiksasyon kaybıyla ilişkili aseptik gevşemenin önlenmesine yönelik girişimleri içermektedir. 3. kuşak çimentolama tekniği ise çimento metal aralığının fiksasyonuna yönelik girişimleri içerir.

Çimentolu asetabular komponentler:

Yaşlı, beklentinin az olduğu, asetabular deformitenin olmadığı olgularda, tümör rezeksiyonu yapılan, rekonstrüksiyon gerektiren, poroz yüzeye kemik büyümesinin olmayacağı düşünülen olgularda, geniş asetabular kemik greftlemesi gerektiren revizyon olgularında (genellikle rekonstrüksiyon kafesi ile birlikte), asetabulum çimentosuz tespitte uygun değilse, aşırı osteoporozda, metabolik kemik hastalıklarında ve renal distrofi hastalarında kullanılabilir.

Oyma sonrası aşırı kanama olması, aşırı kist formasyonu, inflamatuvar artropati, displazi, protrüzyon deformiteleri ve önemli kardiyopulmoner hastalıklarda ise tercih edilmemelidir.

İmplant tasarımındaki ve yine çimentolama tekniklerindeki gelişmelere rağmen çimentolu asetabular komponentlerin uzun dönem dayanıklılığı yeteri kadar tatmin edici olmamıştır.

Asetabular komponent çok yüksek dansiteli kalın polietilenle kaplıdır. Vertikal ve horizontal oluklara çimento dolması ile stabilite artırılır. Protezle çimento arasındaki stabiliteyi artırmak için 3 mm yükseklikte çukurluklar kullanılır.



Şekil 15: Çimentosuz polietilen kap

Çimentolu asetabular komponentler yerleştirilirken özellikle dikkat edilmesi gereken faktörler vardır;

1)Asetabular komponent yerleştirildiğinde 45° inklinasyon ve 15° anteversiyonda anatomik pozisyonda uygun konulmalıdır.

2)Asetabular komponent yerleştirildiğinde komponentin çevresi en az 2-5mm'lik çimento tabakasıyla sarılı olmalıdır.

3)Asetabular komponentin sınırları kemik asetabulum sınırları içinde olmalıdır.

4)Klinik takiplere göre metal arkaklılı asetabular komponentler daha çok komplikasyon çıkarmaktadır.

Çimentolu femoral komponentler:

Proksimalde çimento tabakasına gelen stresleri azaltan bir özellik olan elastik modülüsün yüksek olması nedeniyle en fazla kullanılan alaşım, krom kobalt alaşımıdır. Elastik modülüsü yüksek olduğu için proksimal çimentoya binen stresi azaltır. Transvers kesitte sapın medial kesiti geniş olmalıdır, tercihen lateral kenarı daha da geniş olmalıdır. Bu sayede kompresyon sırasında proksimal sement kütesine dengeli yüklenme olur. Çimentolu komponentlerdeki yetmezliğin başlangıcı protez-çimento komşuluğunda başlamaktadır.

Femoral komponentte dikkat edilmesi gerekenler:

- 1) Sap medüller kanalın transvers kesitte %80'ini dolduracak şekilde uygulanmalıdır.
- 2) Femoral komponent ideal olarak nötral pozisyonda çakılmalıdır. Valgusta veya 5° altında varusta çakılmalıdır. 5° üzerinde varusta çakılanlarda progresif gevşeme, çimento kırığı, proksimal kemik rezorbsiyonu riski fazladır.
- 3) Femur proksimalinde metafizer bölgede 4 mm distalde 2 mm homojen dağılımı olan çimento tabakası olmalıdır, buna manto kalınlığı denir.
- 4) İkinci veya üçüncü jenerasyon çimentolama tekniği kullanılmalıdır.

2.4.2.Çimentosuz protezler

Artroplastinin uzun süreli ve dayanıklı olması isteniyorsa protez ve kemik yüzey arasında mekanik dengenin sağlanması gerekir. Çimentosuz tespit edilecek protezler için özel bir takım gereklilikler vardır ki, bunları 4 grupta toplayabiliriz.³⁹

1) Protezin yerleştirileceği boşluk olabildiğince küçük olmalı, yaşayan kemiğin fizyolojik biyomekanikini mümkün olduğunca az bozmalıdır.

2) Kemiğe endoprotezin ilk tespiti sıkı olmalıdır, ikinci bir ameliyat ihtimalini olabildiğince azaltmalıdır.

3) Protezin dizaynı, stabilizasyonu ve mekanik özellikleri belirlenirken tüm yönlerde sistemi etkileyen kuvvetler göz önünde bulundurulmalıdır. Fizyolojik olmayan bazı kuvvetler, kemik rezorbsiyonunu başlatabilmektedir ve hatta primer olarak iyi tespit yapılmış olsa bile gevşeme riskini artırabilmektedir.

4) İmplant yerleştirilirken kemik dokusuna zarar verilmelidir.

Çimentosuz total kalça protezleri'nin fiksasyon mekanizması

Fiksasyonun çimentosuz total kalça protezinde iki aşamada olduğu düşünülmektedir.

1) Makroskopik Fiksasyon:

Primer fiksasyon da denir. Mikroskopik fiksasyon sağlanana kadar, protezin kemik içinde stabilizasyonunu sağlayan fiksasyondur.⁴⁰

2) Mikroskopik Fiksasyon:

Biyolojik fiksasyon da denir. Poroz kaplı ya da örgü kaplılarda olur. Çevre kemik dokuların protez içine penetrasyonu (bone ingrowth) ile kemiğin trabekülasyonu ve remodelingi anlamına gelen bu olay, protezin stabilizasyonunun sağlanmasını sağlayan bir fiksasyon tipidir. Protez uyumlu değilse buna bağlı olarak gelişen mikro hareketler nedeniyle başarısız olur. Bu tip fiksasyonda kemik yüzeyine doğru direkt olarak kemik büyümesinin sağlanması hedeflenmektedir. Yapılan çalışmalarda titanyum yüzeyinde osteomineralizasyonun gelişebildiği ve bunların da porozun çapı ile orantılı olduğu bulunmuştur.^{40,41,42}

Biyolojik fiksasyon, por çapı ve stem-kemik uyumu ile ilgilidir. Poroz yapılar arasında kemik gelişimi ve potansiyel mineralize kemik penetrasyonunun sağlanabilmesi için en az 5 µm bir aralık gerekmektedir. Bu vaskülarizasyona izin veren minimum aralıktır. Aralık 5-50 µm ise implanta doğru fibröz penetrasyon olur. Ancak 50-500 µm'lik aralık varsa implanta kemik penetrasyonu olabilir. Bunun için saptanan por büyüklüğü 50-350 µm, tercihen de 50-150 µm arasındadır.⁴³ Kemik ile protez arasındaki mesafe 1,5-2 mm ve üzerindeyse kemiğin

Son yıllarda hemi-elipsoid trabeküler metal komponentler özellikle monoblok implantlarda ilave tespit olarak vida gerektirmeyen press-fit durumlarda kullanılabilir.

Titanyumda kobalt-krom materyaline göre daha fazla kemik dansitesi, daha derin penetrasyon ve daha yüksek oranda kemik büyümesi elde edilebilir.

Titanyum kansellöz kemiğe yakın elastik modülüse sahiptir. Daha fleksibl ve daha kolay yerleştirilir, daha yüksek oranda asetabulum kırığı yapma olasılığı vardır.

Klinik başarı elde etmek için yüzey kaplamanın kritik önemi vardır:

1. Calcioat: Poroz metal implantlara kemik tespitini hızlandırmak için yapılan seramik kaplamadır.

2. Tantalum: %70-80 poroz hacmi olan, elastik modülüsü ve sürtünme karakteristikleri kansellöz kemiğe yakın olan materyaldir.

İmplantın yerleştirilmesi 2 şekil yapılabilir:

1. Son oymayla aynı boy protez (line to line) ve ilave vida tespitidir. Orta ve uzun dönem mükemmel sonuçlara rağmen bazı konularda endişeler vardır. Bunlar vidalar nedeniyle nörovasküler zedelenme, vida-metal komponent arasında uyumsuzluk ve korozyon potansiyeli, polietilenin vida başıyla çizilmesi, debrisin vida deliklerinden migrasyonu ve aşınma, yüksek periferik radyolusensidir.

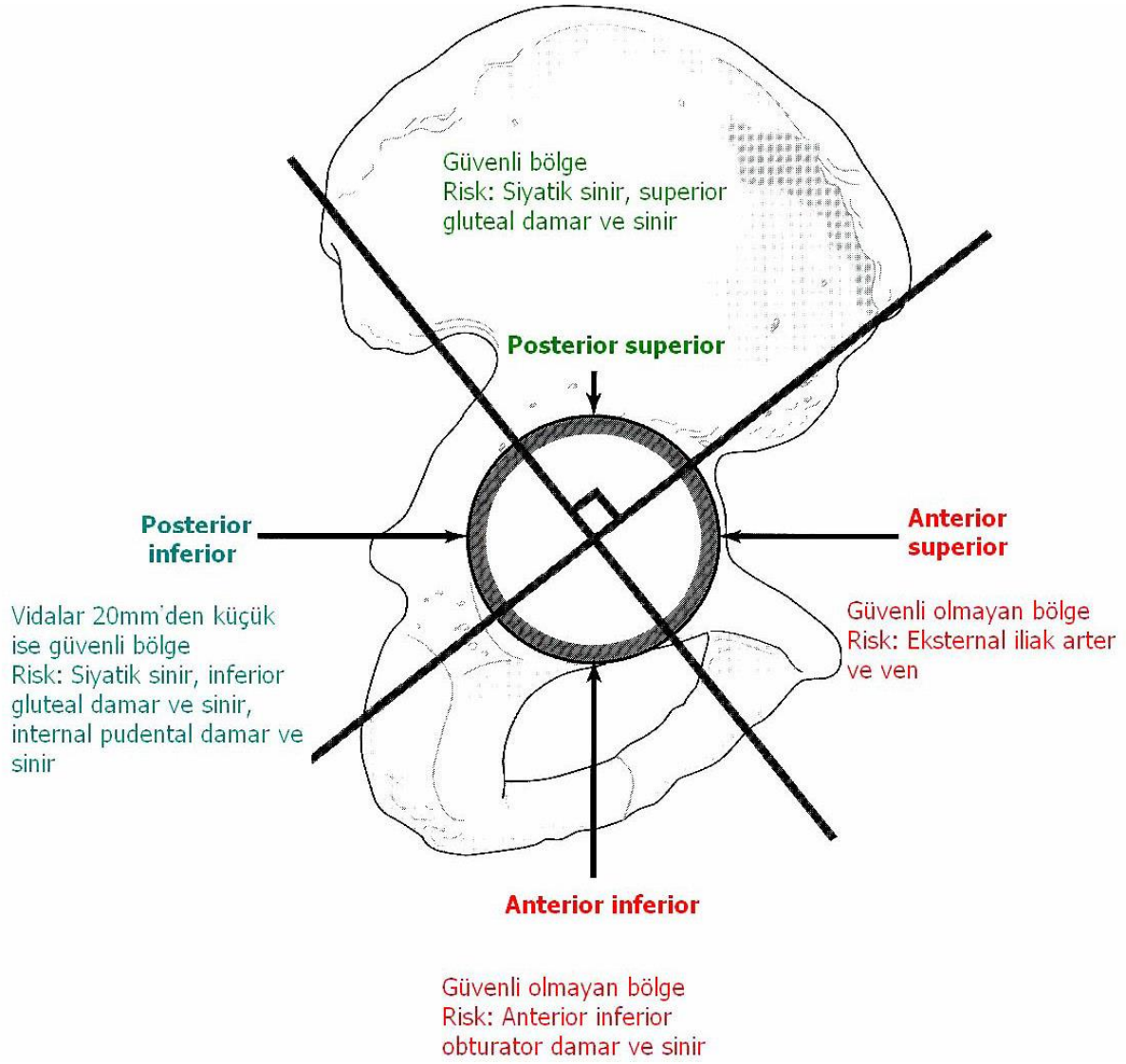
2. Son oyucudan 1-2 mm büyük boy protez ile press-fit tespit yapılabilir. Kompresif güçler perifere yayılır ve ilave tespit gerekmez. Vidalarla tespit dezavantajlarını ortadan kaldırır. Komponentin kemiğe olan periferik teması çok fazladır. Kemik içe büyümesi için daha fazla yüzeyi vardır. Fakat kırık riski press-fit tespitlerde daha yüksektir.

İnsert tiplerine bakacak olursak polietilen, metal, seramik, kısıtlayıcı, yarı kısıtlayıcı, kısıtlayıcı olmayan (düz/açılı/linerli) şeklinde sınıflandırılır.

Kısıtlayıcı asetabular komponent femoral başı polietilen iç kaptaki kilitleyen bir mekanizma içerir. Tripolar tipteki mekanizmada küçük bir bipolar yük taşıma yüzeyi dıştaki gerçek iç kap ile eklenerek dislokasyonu önler. Diğer kısıtlayıcı tasarımlarda ise başın iç kaptan uzaklaşmasını önleyen kilitleyici bir halka iç kabın dudak kenarına ilave edilir.

Total kalça artroplastisi cerrahisinde en önemli avantajlardan birisi çimentosuz asetabular komponentlerde başarılı gelişmelerin olmasıdır. Yaşlı hastalarda çimentolu asetabular komponentlerin özellikle birinci dekkattan sonra gevşemesi genç hastalarda ise ilk dekkatta gevşemenin meydana gelmesi bu grupta revizyon cerrahisini gerektirmiştir.⁴⁷

Çimentosuz asetabular kapların çoğu porlu hemisferik yapılı kaplardır. Press-fit olarak hazırlanan boşluğa sıkıca oturtulan bu kaplarda primer stabiliteyi özellikle rotasyonel stabiliteyi sağlamak amacıyla peg denilen çıkıntılar, spike denilen dikensi çıkıntılar veya vidalar konulmuştur.



Şekil 17: Wasielewski'nin kadrans sistemi (Review of Orthopaedics, Miller)

Vida ile kapların stabilitesinin artırılması ile birlikte hızlı ingrowth sağlar, fakat pelvis içi damar ve sinir yaralanma riski, vida ve kap arasında osteoliz, polietilene hasar vermesi ve vida kırılması gibi dezavantajları da vardır.

Wasielewski ve arkadaşları vidaların yerleştirilmesi için güvenli klinik bölgeleri tanımlamışlardır. SİAS ve asetabulumun merkezini birleştiren sanal çizgi ile pelvisi anterior ve posterior olmak üzere 2 kadrana ayırır. Asetabulum merkezinden bu çizgiye çizilen dik çizgi pelvisi superior ve inferior olmak üzere 2 kadrana ayırır. Bunların birleşimi sonucu asetabulum 4 kadrana ayrılır (Şekil 17). Antero-superior kadranda; eksternal iliak arter ve ven, anteroinferior kadranda; obturator nörovasküler yapılar, posterosuperior kadranda; superior gluteal nörovasküler yapılar, siyatik sinir ve posteroinferior kadranda; inferior gluteal nörovasküler yapılar, siyatik sinir, pudental damarlar bulunur. Posterosuperior kadrans en güvenlisi olup buradaki kemik güçlü olduğundan 25 mm üzerindeki vidalar yerleştirilir. Anterosuperior kadrans ise en tehlikeli kadrans olup mümkünse bu kadrandan kaçınmak gerekir.⁴⁸

Expansion kap adı verilen, sıkıştırılarak asetabulum yatağına oturtulan ve bunu tutan cihazı çıkardıktan sonra yay gibi genişleyerek dış yüzeyindeki dikensi çıkıntılar ile kemiğe tutunan asetabular kaplar da kullanılmaktadır.

Metal kapların içinde kendinden kilitlenen veya vidalanan polietilen vardır. Bu çok yüksek molekül ağırlıklı polietilenden üretilir. Metal dış kapların kalınlığı yorgunluk kırığına izin vermeyecek kadar kalınken, polietilen bölümünde 5 mm'nin altındaki kalınlıklarda stresi karşılayamadığından 5mm'den kalın olması önerilir. Normalde asetabulum transvers aksla 55° açı yapar. Asetabular komponentin stabilitesinin en iyi olduğu açıysa 45°'dir. Ancak 35°-55° arasındaki yerleşimler ve 15°-20° anteversiyon normal kabul edilir. Bu sınırlar dışındaki yerleşimler öne ve arkaya çıkıklar için predispozan durumlardır. Metal kap asetabulumuna yerleştirilirken superior ve posterioru daha iyi kavrayacak şekilde yerleştirilmelidir.

Çimentosuz femoral komponentler:

Porlu yüzeye sahip protezlerde esas amaç kemiğin büyüyerek protezi tutması ve biyolojik bir fiksasyonun olmasıdır. Kemiğin porlar içine doğru büyümesi için cerrahi girişim sırasında stemin primer stabilitesi ve porlu yüzey ile canlı kemiğin tam teması olması gerekmektedir.

Porlu stemlerin şekilleri, yapıldıkları materyaller, porların yerleşimi ve büyüklükleri, her protez tipinde farklılıklar göstermektedir. Porlu yapıli protezlerde iki çeşit materyal kullanılmaktadır. Bunlar titanyum alaşımdan yapılmış, porlu yüzeyi saf, titanyum lif veya topçuklarla kaplanmış olanlar ve kobalt-krom alaşımından yapılmış ve aynı alaşımla yüzeyi kaplı olanlar. Her iki alaşımda sonuçlarının tatmin edici olduğu ispatlanmıştır. Fakat titanyum yüksek biyolojik uyumluluğu, yüksek yorulma kuvveti ve düşük elastik modülüsü nedeniyle önerilmektedir.

Çimentosuz porlu yapıli kalça protezi femoral stemlerinin iki şekli vardır. Bunlar anatomik ve düz şekillerdir. Anatomik şekilli olanlar metafizer bölümde posteriora doğru açılanma, distal bölümde ise femoral kanalın eğimine uygun olarak anteriora doğru bir açılanma mevcuttur. Anatomik protezler sağ ve sol olarak yapılmaktadır, genelde uygun derecede anteversiyonda bir boyun bulunmaktadır. Anatomik protezlerin yerleştirilmesi sırasında femur medullasının, protezin eğimlerinin girebilmesi için biraz daha fazla oyulması gerekir. Her iki tip protezde de amaç kemik medullasını optimal düzeyde doldurup, rotasyonel ve aksiyel primer stabiliteyi sağlamak, kemik protez arasında en geniş alanda temas yüzeyi oluşturarak optimum yük dağılımını sağlamaktır.

Porlar genellikle femoral komponentin 1/3 üst metafizer bölümünde yer alır. Kemik protez tutunmasının metafizer bölümde olması proksimale gelen yüklerin daha iyi absorbe edilmesini sağlar. Bu da stemin uzun dönem fiksasyonunu artırır.

Poroz kaplı stemlerde, gevşeme ve diğer sebepler sonucu yapılan revizyonlarda poroz yüzeyin %10'undan daha azının kemik tarafından kaplandığı gösterilmiştir. Bu durum araştırmacılar da porlu yüzeyin gerekli olup olmadığı sorusunu akla getirmiştir. Press-fit protezler kemik ve implant arasında makro kilitlenme hedefine yöneliktir. Bu tip implantlarda oluklar ve yivler ile rotasyonel stabiliteyi sağlarlar. Primer fiksasyonda daha iyidir ancak biyolojik fiksasyon kapasitesi kısıtlıdır.

Son yıllarda biyolojik aktif kalsiyum fosfat seramik materyallerinin kullanımı popülerite kazanmıştır. Bunlardan, trikalsiyum fosfat ve hidroksiapatit sık kullanılmaktadır. Protez yüzeyine ince bir tabaka halinde yerleştirilen bu materyaller kemik ile iyi bir uyum sağlayarak kemiğin içlerine penetrasyonuna olanak verirler. Hidroksiapatit osteokondüktör etkisiyle iyi bir osteointegrasyon sağlar. Hidroksiapatitin kimyasal yapısı kemik mineral yapısına yakındır. Temas yüzeylerinde haversian yapıların direkt olarak hidroksiapatit ile birleştiği gösterilmiş ve arada fibröz yapı, inflamatuvar ve osteoklastik hücreler olmadığı görülmüştür.⁴⁹

2.4.3.Preoperatif Planlama

Ağrılı, ileri derecede hareket kısıtlılığı ve deformite total kalça artroplastisi gerektiren durumlardır. Çimentolu protez sistemlerinin uygulandığı hastaların uzun süreli takiplerinde aseptik gevşeme ve kemik erozyonu gibi geç komplikasyonların fazla olması nedeniyle genç ve özellikle aktif hastalarda biyolojik fiksasyon prensibi ile geliştirilen çimentosuz protezlerin kullanılması gerekir. Çimentosuz protez sistemlerinde primer stabilite yeterli kemik stoğunun varlığında mümkün olmaktadır.

Günümüzde artık çimentosuz protezler çimentolu protezlere göre daha ön plana çıkmış olup, bu karar verilirken aşağıdaki kriterler de göz önünde bulundurulmalıdır.

- 1) Hastanın cinsiyeti
- 2) Hastanın yaşı
- 3) Singh indeksi
- 4) Morfolojik kortikal indeks

Cinsiyet: Fizyolojik 40 yaş civarında kemik yoğunluğunda azalma başlar ve menapoza bağlı hormonal yoksunluk ortaya çıkınca bayanlarda bu hal daha belirgin bir hal alır.

Yaş: Fizyolojik elli yaş altında olan hemen her olguda çimentosuz protez kullanılmalıdır. Gevşeme gerçekleşen vakalarda revizyon gerektiğinde protezin çıkarılması daha kolay olmaktadır, bununla birlikte 'bone on growth' gerçekleşmiş olan çimentosuz stemlerin çıkarılması çimentolulara göre daha güç olmaktadır. Yetmiş yaş üzerinde ise çimentolu protez uygulanabilir.

Singh indeksi: Osteoporoz değerlendirilmesinde Singh tarafından femur boynu için tanımlanan bir indekstir. Başın ve trokanterik spongiozdaki trabeküler yapı değişikliklerinin tayinine dayanır. Bu sınıflamada 7 evre tanımlanmıştır (Şekil 18).⁵⁰

Evre 7: Kemik yoğunluğu normal ve tüm küçük trabeküller boynu doldurmuştur.

Evre 6: Ward üçgeni belirgin, baş ve trokanterdeki kemer şeklindeki trabeküllerle çevrelenmiştir.

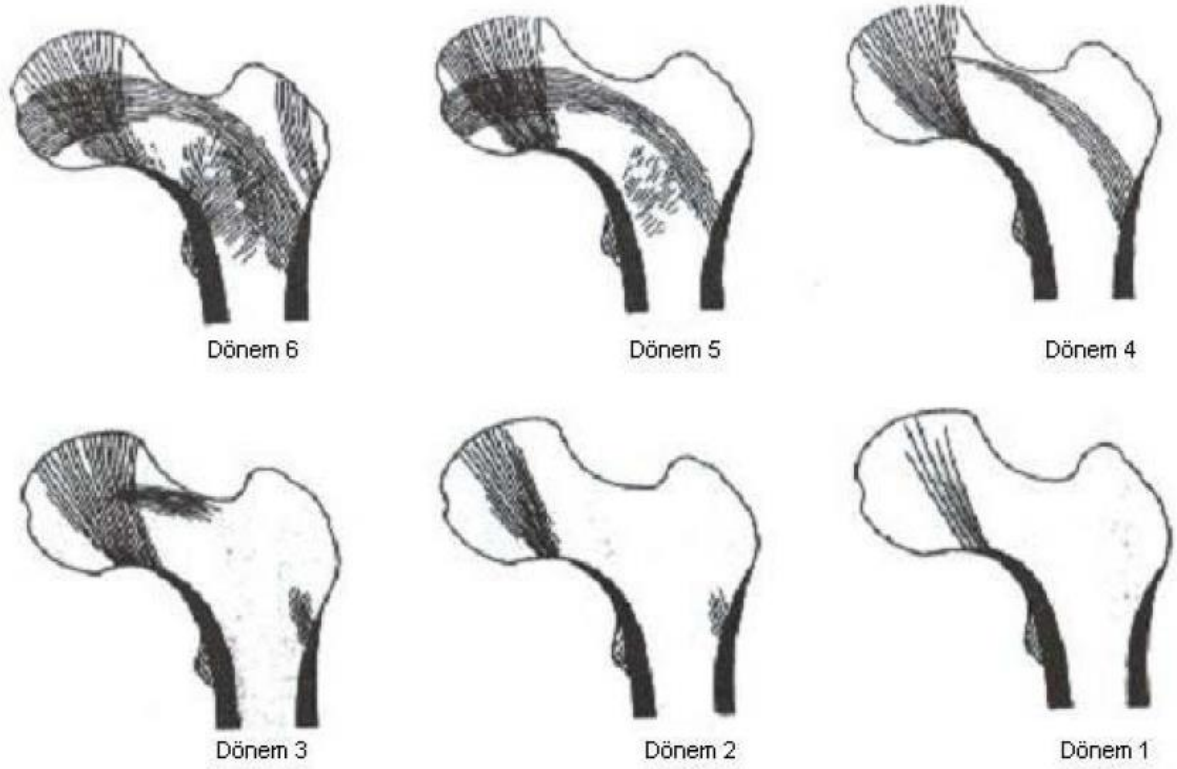
Evre 5: Ward üçgeni boşalmıştır. Aksesuar trabeküller mevcuttur fakat bazı yerlerde kaybolmuştur.

Evre 4: Aksesuar trabeküller tamamen kaybolmuş.

Evre 3: Kemer şeklindeki trabeküllerin kısmi kaybı mevcut.

Evre 2: Kemer şeklindeki trabeküllerin hemen tamamen kaybı.

Evre 1: Kemer şeklindeki trabeküllerin hemen tamamen kaybı ile birlikte başın kompresyon trabeküllerinin kısmi kaybı mevcut



Şekil 18: Femur boyun indeksi(Singh)

Özetleyecek olursak evre 7 normal femur, evre 6-5 hafif osteoporoz, evre 4-3 şiddetli osteoporoz, evre 2 tensil trabeküllerin tamamen kaybı, evre 1 ek olarak kompresif trabeküllerin parsiyel kaybı söz konusudur. Evre 7-6-5 de çimentosuz protez endikasyonu vardır, evre 4-3 genç hastalarda çimentosuz önerilmektedir, yaşlı hastalar ve evre 2-1 de ise çimentolu veya çimentosuz protez tercih edilebilmektedir.

Morfolojik kortikal indeks:

Femurun standart AP grafilerinde ölçüm yapılmalıdır. Bu grafide trokanter minör hizasında lateral ve medial dış korteksi birleştiren ve femurun vertikal aksına dik olan mesafenin (CD), bu çizginin 7 cm distalindeki medüller kanalın genişliğine(AB) oranıdır. $MKI=CD/AB$ Normalde bu oran 3'ten büyük olmalıdır. Eğer oran 2,3'ten küçükse çimentolu protez kullanımı düşünülebilir. (Şekil 19)

osteofitlerin iyi temizlenmesine ve kapın medializasyonuna dikkat etmek gerekir. İdeal olarak asetabular kapın inferomedialinin gözyaşı (teardrop) figürü ve transvers asetabular ligament seviyesinde olmasına dikkat edilmelidir. Günümüzde software dijital yazılımlar sayesinde şablonlama çok daha kolay yapılabilmektedir.

Ön arka pelvis filminde ters U şeklinde görülen gözyaşı damlası asetabulumun medial duvarının inferomedialinde yer alır. Bu nokta asetabulumun medial duvarının kalınlığının saptanmasında, asetabular kapın proksimal ve medial migrasyonunun değerlendirilmesinde önemli bir referans noktasıdır. Gelişimsel kalça displazili hastalarda superolateralde kemik defekti varsa, asetabular komponentin uygun pozisyonda ve stabilitede yerleştirilebilmesi için superolateral köşenin blok kemik greft ile desteklenmesi gerekebilir.

Femurun ölçümündeki anahtar nokta, artroplastinin yapılacağı kalçada protez başının uygun seviyesini belirlemektir. Şablon uygun seviyede yerleştirilmelidir. Yüksekçe yerleştirilirse normalden daha geniş, normal seviyenin altına yerleştirilirse daha küçük boy protez seçilmiş olacaktır. Ekstremitenin uzatılması istenmiyorsa, uygun pozisyon şablonun femurun başının merkezine yerleştirilmesiyle sağlanır. Şayet ekstremitenin uzatılması planlanıyorsa, bu durumda protez başının merkezi hastanın femur başının merkezinden uzatma miktarı kadar daha yüksekçe yerleştirilmelidir. Femoral başın istenen yere yerleştirilmesinden sonra femoral sapın büyüklüğü saptanır. Burada sapın korteks iç tabakasına tam oturup oturmadığı değerlendirilir. Uygun pozisyonda iken, boyunda yapılacak kesinin seviyesi röntgen üzerinde belirlenir. Femur boyun seviyesinin uygun uzunlukta kesilmesinde yol gösterici iki yöntem kullanılabilir. İlk olarak femur boynu kesi bölgesinin intertrokanterik hatta olan uzaklığına, ikinci olarak trokanter majörün tepesinden geçen horizontal çizginin femur başına olan vertikal uzaklığına bakılarak femur boynu kesi seviyesi hesaplanabilir.

Radyografik değerlendirme:

Uygun protez ve büyüklüğünün seçimi, asetabulumun reamerize edilmesi gereken miktarı, femurun kesilme seviyesi asetabular ve femoral komponentin pozisyonu ve oryantasyonu, trokanterik osteotomi, antiprotrüzyon kafes, ring veya kemik greftine ihtiyaç olup olmadığı bacak uzunluk farklarının ortaya çıkarılması ve önlenmesi için gerekli planlamalar için radyografiler gerekmektedir.

Total kalça artroplastisi öncesi ve sonrası, kalça eklemine değerlendirmede en sık kullanılan ve en faydalı yöntem iyi kalitede çekilmiş direk grafilerdir. Radyografik değerlendirmede bazı özelliklerin olması gerekmektedir. Bunlar sırasıyla şunlardır;

1)Yüksek kalitede olması gerekir. Böylelikle femur boynundaki trabeküler yapılar görülerek osteoporoz derecesine karar verilir.⁶¹

2)Femur 1/3 üst kısımları, ön ark ve lateral radyografilerde gözükmelidir.

3)Çimentosuz komponentlerin preoperatif planlaması ve protezin ölçüsünün saptanmasında, uygun magnifikasyon skalaları gerekir. Yüksek kalitede radyografilerde pelvis üzerindeki bütün anatomik işaretler görülmelidir.

4)Karşılaştırma için her bir takipte direk grafilerde aynı özelliklere dikkat edilmelidir.

Proksimal femur anatomik yapısına göre üç ayrı varyasyon gösterir:

1)Trokanterik bölgede medullanın geniş olduğu ve metafize ve isthmus'a doğru giderek daraldığı borazan şeklinde olan femur.

2)Medullanın tamamen silindirik yapıda olduğu tip.

3)Gelişimsel kalça displazisinde olduğu gibi displazik olan tip

Borazan şeklinde olan femurlar çimentosuz protezler için ideal endikasyon olarak kabul edilebilir.¹⁴² Silindirik tipte olanlarda medullanın proksimalinin oyulması ile bu bölgedeki protezin biyolojik fiksasyonunda rolü olan spongios kemik kitlesinde bir azalma meydana gelecektir. Bu ise protezin ilerideki stabilitesine etki edeceğinden dolayı bu tür medullası olan femurlar çimentosuz protezler için daha az endikasyonu bulunur.

Displazik femurlarda kullanılacak protezlerin özel imal edilmiş ve standart boylardan daha küçük olması gerekir. Eğer ekstremitte boy farkı varsa femoral komponentin modüler olması da önem kazanır. Burada önemli olan nokta, femoral komponentin endosteal geometriye maksimum uyum sağlamasına özen gösterilmesidir.

Kısalığın Ölçülmesi

Planlama için pelvis AP grafisi üzerinde üç hat belirlenir (Şekil 20).

1. Her iki tüber iskiüm birleştirilir.
2. Her iki asetabulum çatısı birleştirilir.
3. Her iki trokanter minör birleştirilir.

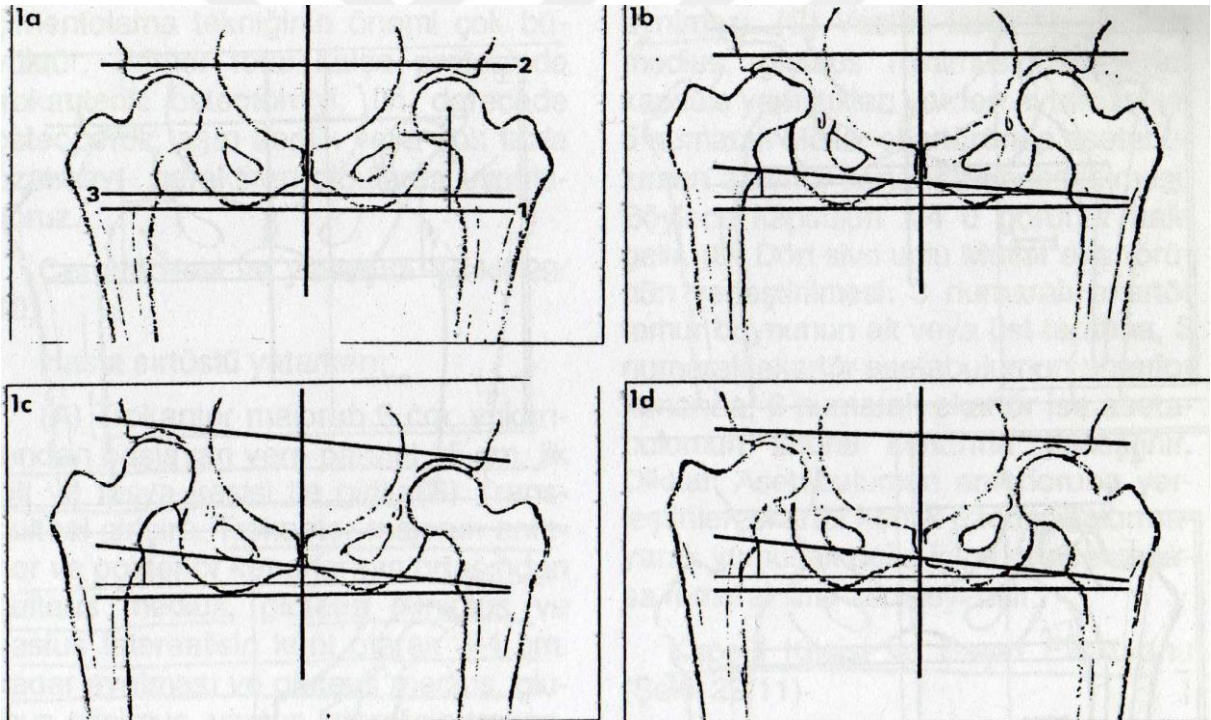
Bunlara göre bacaktaki kısalık ve kısalığın hangi anatomik bölgeden kaynaklandığı bulunur:

1a. Bu üç çizgi birbirine ve yere paralel olmalıdır.

1b. Eğer asetabulum tavanlarından geçen çizgi ile tüber iskiilerden geçen çizgi birbirine ve yere paralel ancak, ancak trokanter minörlerden geçen paralel değilse eşitsizlik ekstremitelere bağlı.

1c. Asetabulum tavanı ve trokanter minörden geçen çizgiler paralel iken tüber iskiiden geçen çizgi sapma gösteriyorsa pelvik oblisiteye bağlı.

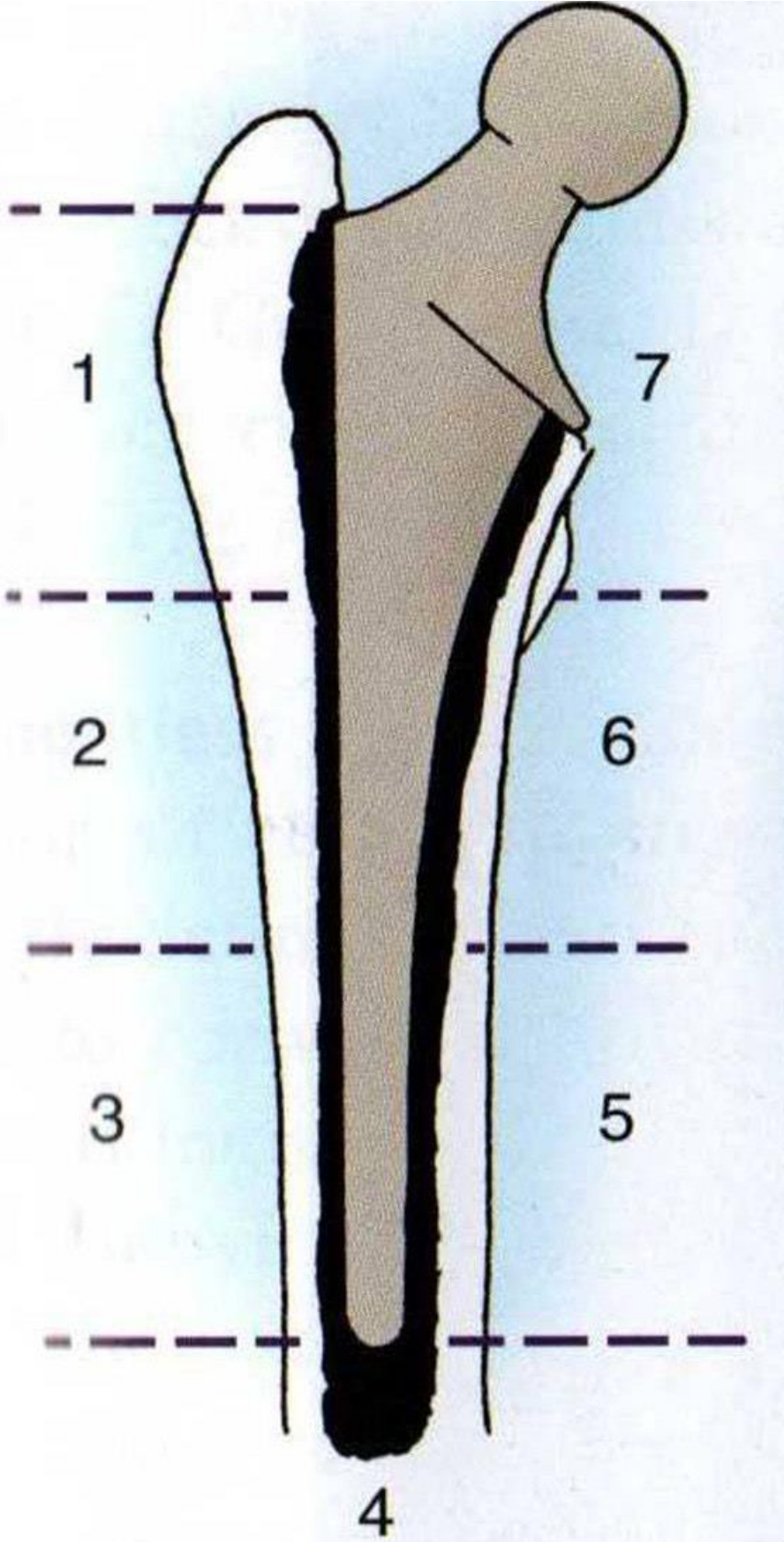
1d. Eğer bu üç çizginin hiç biri birbirine paralel değilse eşitsizliğin nedeni pelvik oblisite ve ekstremitelerden kaynaklanmaktadır.



Şekil 20: Pelvis AP grafide uzunluk farkının ölçülmesi (Kalça Cerrahisi ve Sorunları Rıdvan EGE)

Ameliyattan hemen sonra kalça eklemi ve femur proksimalini gösterecek şekilde çekilen AP grafiler femoral stemin medüller kanal içinde uygun konumda ve sıklıkta yerleştirilip, yerleştirilmediğini kontrol etmemizi sağlar.

A) Femoral stemin stabilitesi: Femur Gruen ve arkadaşları¹⁶³ tarafından belirlenen 7 zona ayrılmıştır (Şekil 21), bu zonlarda Engh ve arkadaşları¹⁵¹ tarafından tespit edilen kriterlere bakılarak femoral stemin stabilitesi değerlendirilmiştir. Buna göre çimentosuz stemlerdeki bulguları;



Şekil 21: Femoral komponente ait zonlar(Gruen) (Campell' Operative Orthopaedics, 2008)

1-Stabil kemik fiksasyonu: İmplantta çökme yok, stem çevresinde radyoopak çizgi yok ya da çok az mevcut.

2-Stabil fibröz fiksasyon: İlerleyici bir migrasyon yok (hafif bir erken migrasyon olabilir), stem çevresinde geniş bir radyoopak hat gözlenmez. Ayrıca femoral kortekste herhangi bir lokal hipertrofi bulgusu olmamalıdır.

3-İnstabil implant: Stemin femoral kanal içinde ilerleyici migrasyonu sözkonusudur. Stem çevresinde, en azından parsiyel olarak diverjan, geniş radyoopak çizgiler bulunur. Ayrıca, stemin boyun kısmının hemen aşağısında ve uç kısmında kortikal dansite artışı ve kalınlaşma vardır.

Çimentolu femoral stemdeki gevşemeyi destekleyen bulgular;

1-Sapın sementten ayrıldığını ve sapın muhtemel erken deformasyonuna işaret eden süperolateral üçte biri ile bitişik sement manto arasındaki radyolusen hat.

2-Sement mantosu ile çevreleyen kemik arasındaki radyolusen hat.

3-Tüm sement mantosunun ve sapın çökmesi ya da sapın sement mantosu içine migrasyonu.

4-Femoral sapın daha varus pozisyonuna değişimi.

5-Özellikle sapın superomedial kısmıyla femur boynu arasında ya da ince sement mantosunun bulunduğu bölgede basıncın az olduğu bölgeler ya da sementin ufalanması.

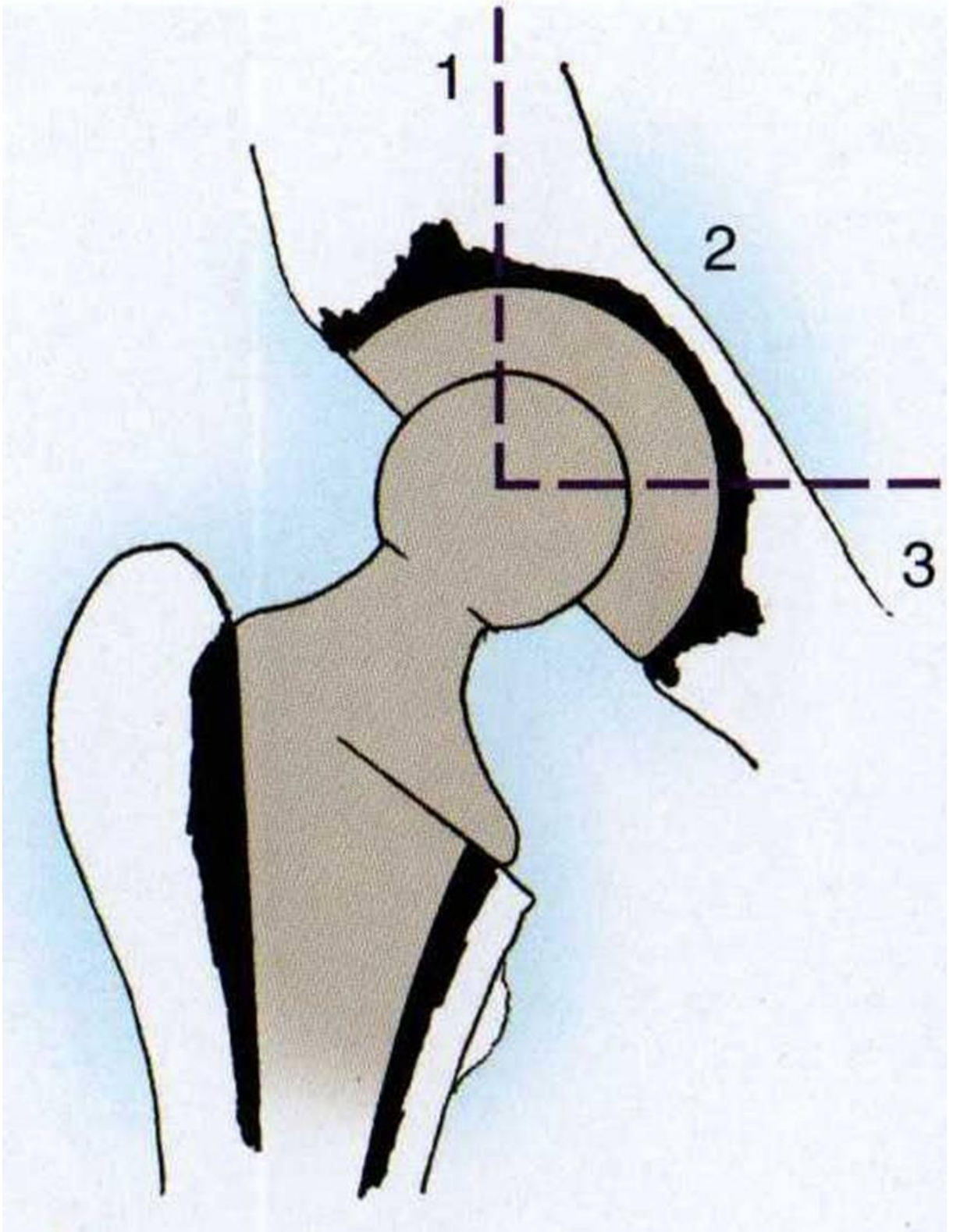
6-Sement mantosunun kırığı, çoğunlukla sapın uç kısmı yakınında.

7-AP ve lateral grafilerde sapın deformasyonu.

8- Sapın tam olmayan ya da tam kırığı.

Femoral komponentin vertikal hareketini değerlendirmek için, femoral stemin superomedial köşesi ile trokanter minörün hemen bittiği yer arasındaki mesafe ölçülür. Bazı vakalarda trokanter minörün üst sınırı saptanamadığı durumda femoral stemin superolateral köşesi ile trokanter majorün tepesi arasındaki mesafe ölçülür. Ameliyat sonrası radyografi ile en son kontrolde çekilen radyografi de bu mesafelerde trokanter minörden ölçülende vertikal yönde 5 mm veya daha fazla azalma, trokanter majörden ölçülenlerde ise 5 mm veya daha fazla artma protezin femoral steminin aşağı yönde migrasyonu lehine değerlendirilir (Şekil 21).^{51,52}

B)Asetabular komponentin stabilitesi: Asetabulum DeLee ve Charnley³⁹ tarafından ifade edilen 3 zona ayrılmış (Şekil 22) ve Callghan ve arkadaşları¹¹⁷ tarafından tanımlanan kriterler dikkate alınarak stabilite değerlendirilmiştir.



Şekil 22: Asetabular komponente ait zonlar(Dee Lee ve Chanley) (Campell' Operative Orthopaedics, 2008)

Asetabular komponentin ise vertikal, horizontal veya her iki yönde yer değistirmesi değerlendirilir.

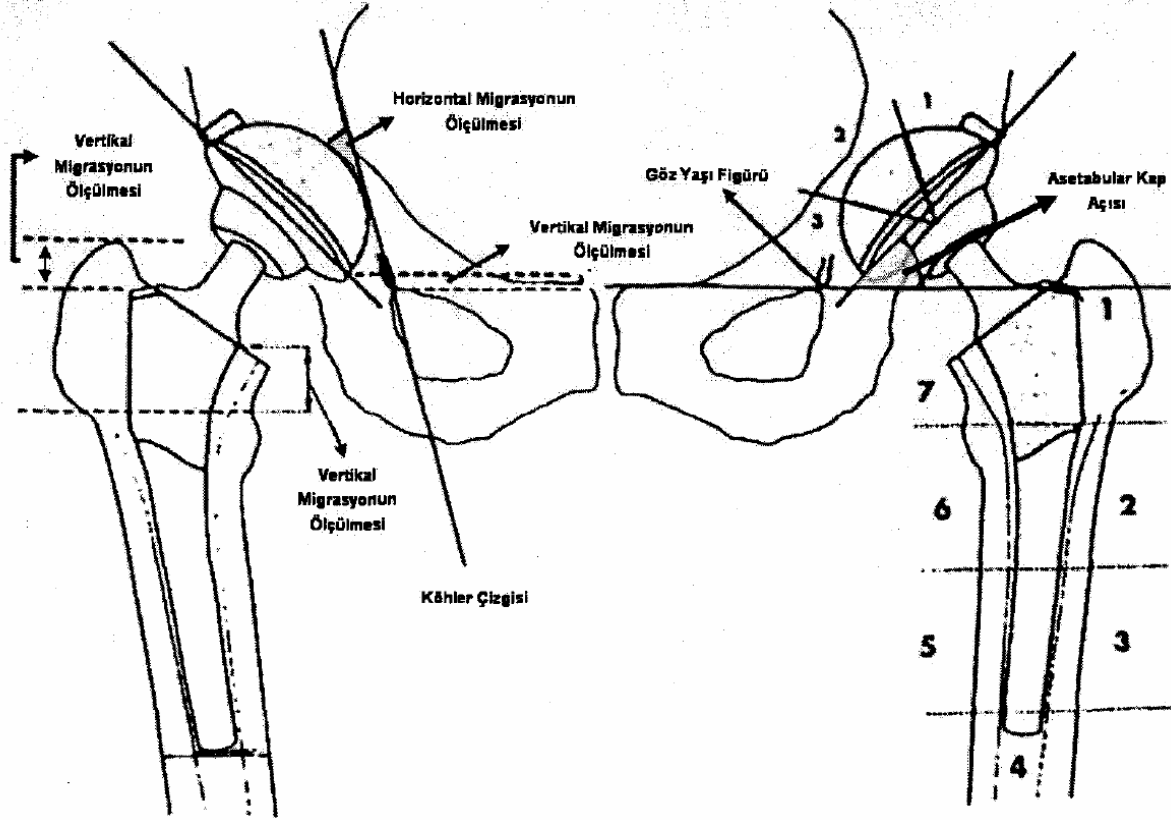
1-Asetabular kap açısı: Kapın açık kısmından geçen düzlem ile her iki gözyaşı figürünü birleştiren horizontal çizgi arasındaki açı inklınasyon açısıdır. Bu açının 35° - 55° arasında olmasını, literatürde bildirildiği gibi normal kabul ederek, bu açı sınırlarının altında

veya üstünde olan olgular cerrahi olarak asetabular komponentin kötü yerleştirildiğini belgeler (Şekil 21).^{51,52} Ayrıca asetabular komponent 15 derece anteversiyonda normal anatomik pozisyonunda konulmalıdır.

2-Asetabular komponentin yer değiştirilmesi:

a) **Vertikal yer değiştirme:** Asetabular kap ve aynı tarafın gözyası figürünün alt köşeleri arasındaki mesafenin değişmesi (Şekil 23).

b) **Horizontal yer değiştirme:** Köhler çizgisi ile kapın dış çeperinin merkezi arasındaki mesafenin değişmesi (Şekil 23).



Şekil 23: Femoral ve asetabular komponentin radyolojik değerlendirilmesi.

Sementli asetabular kaptaki gevşemeyi destekleyen bulgular;

1-Sement mantosunun etrafındaki kemikten bir parçanın ya da tamamının emilmesi ve emilen alanın genişliğinin giderek artması, eğer 2 mm den genişse ve cerrahiden sonraki 6 ay ve daha fazla zamanda ilerleyici ise özellikle önemlidir.

2-Sement mantosu ve asetabular komponentin superiora ve mediale yer değiştirmesi ve pelvis içine protrüze olması.

3-Komponentin yer değiştirmesini ifade eden inklinasyon açısı ve anteversiyon derecesinde değişim.

4-Başın yüzeyi ile asetabular komponentin dış yüzeyi arasındaki mesafenin azalması ile belli olan, asetabular komponentteki aşınma.

5-Asetabular komponent ve/ veya sementin kırığı.

Asetabulumda radyolüsent çizgiler: DeLee ve Charnley zonlarına göre kapın etrafındaki asetabulumda radyolüsent çizgilerin olup olmadığı belirlenir. Kontrol grafilerinde, operasyon zamanına göre 2°den fazla kap açısı değişikliği, 2 mm nin üzerinde vertikal ve/veya horizontal yer değiştirme ve ilerleyici ya da 2 ve daha fazla zonda 2 mm'den daha geniş radyolüsent çizgilerin varlığı asetabular komponentin instabilitesi lehine yorumlanır.^{62,63}

2.4.4.Total Kalça Artroplastisi Endikasyonları:

Kalçayı ilgilendiren hastalıklarda, total kalça artroplastisi, son ve radikal bir karar olması sebebiyle oldukça iyi değerlendirilmelidir. Karar verilirken hastalığın teşhisi, doğal seyri, mevcut durumu, hastanın psikolojik durumu, muhtemel yaşam süresi, yaşı, ekonomik durumu bir bütün olarak değerlendirilmelidir. Hastaya uygulanacak işlemler ayrıntılı olarak anlatılmalı, yapması ve yapmaması gerekenler anlatıldıktan ve hastanın bunları uygulayıp uygulamayacağı değerlendirildikten sonra karar verilmelidir.

Hastanın yaşı total kalça artroplastisi kararı vermek için etkili oluyorsa da bazı patolojilerde göz ardı edilerek genç hastalarda bile total kalça artroplastisi uygulanabilmektedir.⁵³ Ankilozan spondilit (AS) ve romatoid artrit (RA) gibi hastalıklarda her yaşta uygulanabilmektedir. AS ve RA'li hastalarda diz ve ayak bileklerinde hareket kısıtlılığı gelişmeden hastaların total kalça protezi ile hareketlendirilmesi daha fazla önem kazanır. 30 yaşın altında genç hastalarda, sistemik hastalıklarla birlikte kalça tutulumu mevcut ise herhangi bir yaşta uygulanabilir.

Total kalça artroplastisi uygulamasında cerrahiye karar verdiren en önemli semptom ağrıdır.⁵⁴ Ağrı, hareketle ve istirahatle geçmemelidir ve hastanın normal yaşamını sınırlamalı ve giderek artan dozda ağrı kesici kullanmayı gerektirmelidir. Ayrıca diğer tedavi yöntemleri ile hasta iyileştirilememelidir. Bunun dışında kalça eklemi hareket kısıtlılığı, stabilite kaybı ve deformite endikasyon koydurucu diğer rölatif kriterlerdir.

Total kalça artroplastisi gerektirebilecek bozukluklar şunlardır

1.Artritler

- .Romatoid artrit
- .Juvenil romatoid(Still hastalığı)
- .Ankilozan spondilit
- .Dejeneratif eklem hastalığı(osteoartrit)

Primer

Sekonder

- Femur başı epifiz kayması
- Gelişimsel kalça displazisi
- Koksa plana (Perthes-Calve-Legg)
- Paget hastalığı
- Travmatik çıkıklar
- Hemofili
- Asetabulum kırıkları

2.Avasküler Nekrozlar

- Kırık ve çıkıklar sonrası
- İdiopatik
- Femur başı epifiz kayması
- Hemoglobinopatiler(orak hücreli anemi)
- Renal hastalıklar
- Kortikosteroid kullanımı sonrası
- Alkolizm
- Caisson hastalığı
- Lupus
- Gaucher hastalığı
- Femur boynu ve trokanterik kırıklar başı etkileyen kaynamamalar

3.Piyojenik artrit ve osteomyelit

- Hematojen
- Postoperatif

4. Tüberküloz
5. Kalça füzyonu ve pseudoartroz
6. Başarısız rekonstruksiyon
 - Osteotomi
 - Kap artroplastisi
 - Femur başı protezi
 - Girdlestone
 - Total kalça protezi
 - Yüzey değiştirici artroplasti
7. Proksimal femur ve asetabulumun tümörleri
8. Herediter bozukluklar(Akondroplazi v.b.)

2.4.5. Total Kalça Artroplastisi Kontrendikasyonları:

1. Hastanın genel durumunun elektif büyük bir cerrahiye müsait olmaması
2. Kalça eklemi veya vücudun herhangi bir yerinde aktif enfeksiyonun olması
3. Progresif nörolojik hastalık
4. Yaygın progresif osteopeni
5. Hızlı kemik destrüksiyonu yapan hastalıklar
6. Abduktör kaslarda tam veya kısmi yetmezlik
7. Nörotropik eklem
8. Ağrısız başarılı artrodez
9. Kemik tümörlerinde rezeksiyon sonrası komponentlerin fiksasyonu için pelvis ve femurda yeterli kemik stoğunun kalmaması.

2.4.6. Cerrahi Yaklaşım Teknikleri

Total kalça artroplastisinde, asetabulum ve proksimal femura tam olarak ulaşabilmek için, diğer birçok kalça ameliyatlarından daha geniş cerrahi açılıma ihtiyaç duyulur. Her cerrah kalçanın alternatif girişimleri için anatomik temelleri ve her bir cerrahi açılım şeklinin avantajlarını ve dezavantajlarını bilmelidir. Böylece kendisi ve hastası için en uygun cerrahi girişimi tercih etme imkanı olacaktır. Cerrahi girişim sırasında mümkün olduğu kadar kasların insersiyonları kesilmemelidir. Bunların kesilmeleri; iyileşme zamanını uzatırken, morbiditeyi artırmaktadır, ayrıca rehabilitasyon ve başarı şansını zora sokmaktadır.

Total kalça artroplastisinde cerrahi teknikler hastanın sırt üstü veya lateral dekübit pozisyonunda olmasına, trokanter majorun osteotomize edilip edilmemesine, kalçanın öne veya arkaya disloke edilmesine göre farklılık göstermektedir.

Cerrah için:

- Operasyon süresini kısaltan
- Kan kaybını azaltan
- Morbiditesi az olan
- Ameliyat sonrası iyileşme süresi kısa olan
- Ameliyat sırasında kasların kesilmesini gerektirmeyen
- Ameliyat sonrası hastanın erken mobilizasyonuna izin veren açılımlar tercih

edilmelidir.

Kalça cerrahisinde kullanılan giriş yolları anterior, anterolateral, direkt lateral, trokanterik yaklaşım ile lateral, posterolateral, posterior, kombine anterolateral ve posterolateral yaklaşımlardır.

Direkt lateral, anterolateral ve posterior yaklaşım en sık tercih edilen yaklaşımlardır. Anterolateral ve lateral yaklaşımlarda kalça öne disloke edilirken, posterior yaklaşımda kalça arkaya disloke edilir. En iyi yaklaşım maksimum ekspoju ru minimum yumuşak doku hasarı ile sağlayan yaklaşımdır.

Anterolateral Yaklaşım:

Bu girişimin en büyük avantajı hastanın supin pozisyonunda yatmasıdır. Böylece hastaya oryantasyon rahat, bacak uzunluğunun ameliyat esnasında değerlendirilmesi daha kolay ve asetabulumun görüntüsü çok daha net olmaktadır.¹⁰⁷ Bu yaklaşımda daha düşük dislokasyon oranları bildirilmiştir.^{55,56} En büyük dezavantajı ise trokanter majorun anteriorunda lokalize olan m.gluteus mediusun ve trokanter majorun 5 cm proksimalinde N.gluteus superiorun zarar görmesi ve sonucunda topallama riskinin olmasıdır.⁵⁷

Direkt Lateral Yaklaşım:

Bu yaklaşımda da posterior yaklaşıma oranla daha düşük dislokasyon oranı bildirilmiştir.^{58,59} Anterolateral yaklaşımla kıyaslandığında daha düşük nörolojik komplikasyon oranları bildirilmişken, gluteus medius topallama oranının posterior yaklaşıma göre daha fazla olduğunu bildiren yayınlar vardır.^{57,60} Lateral yaklaşımda m.gluteus mediusun trokanter majorun üst ucundan 6 cm proksimaline split şeklinde ayrılması superior gluteal siniri risk altına sokmaktadır, bu yüzden dikkatli olunmalıdır.⁶¹

Posterior Yaklaşım:

Kalça eklemine kolay ve hızlı ulaşmanın güvenli bir yöntemidir. Abduktor mekanizmaya zarar vermemesi, iliotibial bant fonksiyonunu bozmaması nedeniyle ameliyat sonrası dönemde hızlı rehabilitasyona izin vermesi bu yaklaşımın önemli avantajıdır. Bu yaklaşımda ekartasyon daha rahat iken, hastada oryantasyon daha zor olmaktadır. Anterolateral yaklaşımla kıyaslanırsa daha düşük kanama olmakta, daha iyi abduktor kas gücü korunmaktadır. Ancak daha yüksek kalça dislokasyon ve enfeksiyon oranları bildirilmiştir.^{62,63,64,65} Ayrıca bu yaklaşımda dikkatli olunmazsa siyatik sinirin hasar görme riski yüksektir.⁶⁶

2.4.7.Rehabilitasyon

Son yıllarda gelişen artroplasti teknikleri ile birlikte bunlarla ilişkili rehabilitasyon programları da gelişme göstermiştir.²¹ Postoperatif rehabilitasyonun temel amacı oluşabilecek dislokasyon pozisyonları için hastayı eğitmek ve korumak, hastaya günlük yaşam aktivitelerinde tamamen bağımsız hale getirebilmek için iyi bir değerlendirmeyi takiben uygun bir egzersiz programı hazırlamak, patolojik yürüme paternini tedavi etmektir. Cerrahi yönetime göre değişiklik göstermesi gereken bu programların açıklandığı uluslararası bir rehabilitasyon protokolü bulunmamaktadır.

Rehabilitasyon programları fiksasyon yöntemlerine, primer veya revizyon vakasına göre, patolojik durumlara, cerrahi sırasında karşılaşılan özel durumlara ve komplikasyonlara göre değişiklik göstermektedir.

Çimentolu protezlerde rehabilitasyon: Ameliyat günü anestezinin etkisi geçtikten hemen sonra solunum egzersizlerine öksürme ile başlanır. Postoperatif 2. gün aktif kalça fleksiyonu, kuadriseps, gluteus maksimus ve kalça abduktorlarının izometrik egzersizleri ve pasif düz bacak kaldırma egzersizlerine başlanır. Hasta yatak kenarında oturtularak aktif kuadriseps egzersizleri ile aktif kalça abduksiyon egzersizleri verilir. Ortostatik hipotansiyon veya ağrı yok ise aynı gün hasta walker veya koltuk değneği ile tam yük verdirilerek mobilize edilir. Hastanın yatağın dışında oturmasına izin vermeden önce bir hafta yürütülmelidir. Daha sonra yükseltilmiş sandalyede oturmasına izin verilir. Takiben 7. gün tuvalet ve banyoya transferi ve merdiven aktiviteleri öğretilir. Eğer kas kuvveti yeterli ise 3-6 hafta sonra koltuk değneği, 6-8 hafta sonra da baston bırakılır.

Çimentosuz protezlerde rehabilitasyon: Bunlarda fiksasyonun sağlanması aşamasında en olumsuz faktör, kemik-implant yüzeyleri arasında harekettir. Çimentolu protezlerde uygulandığı gibi ameliyat günü anestezinin etkisi geçtikten hemen sonra solunum egzersizlerine öksürme ile başlanır. Postoperatif 2. gün aktif kalça fleksiyonu, kuadriseps, gluteus maksimus ve kalça abduktorlarının izometrik egzersizleri ve pasif düz bacak kaldırma egzersizlerine başlanır. Hasta yatak kenarında oturtularak aktif kuadriseps egzersizleri ile aktif

kalça abduksiyon egzersizleri verilir. Ortostatik hipotansiyon veya ağrı yok ise aynı gün hasta walker veya koltuk değneği ile tam yük verdirilerek mobilize edilir. Hastanın yatağın dışında oturmasına izin vermeden önce bir hafta yürütülmelidir. Daha sonra yükseltilmiş sandalyede oturmasına izin verilir. Bu vakalarda 6 hafta süre ile fiksasyon sağlanıncaya kadar ekstremiteler üzerine tam yük verilmemelidir.⁶⁷ 6. haftadan sonra parsiyel ağırlık verme kademeli olarak artırılır. 10. haftadan sonra koltuk değnekleri bırakılır bastona geçilir. 12 hafta sonra kas kuvvetleri yerinde ise baston bırakılır.

2.4.8.Komplikasyonlar

Komplikasyonlar 3 başlık altında incelenebilir.

- 1-Ameliyat sırasında
- 2-Ameliyat sonrası erken
- 3-Ameliyat sonrası geç

2.4.8.1.Ameliyat sırasında oluşan komplikasyonlar:

- 1.Nörovasküler komplikasyonlar
- 2.Asetabulum perforasyonu
- 3.Femoral shaftın perforasyonu
- 4.Femoral shaft kırıkları
- 5.Kardiyovasküler komplikasyonlar
- 6.Mesane yaralanmaları
- 7.Kanama
- 8.Asetabular dissosiasyon
- 9.Transfüzyon reaksiyonları

Literatürde kaydedilen en kötü cerrahi komplikasyon asetabular reamerizasyon sırasında medial duvarın perforasyonunu takiben gelişen ana iliak ven rüptürüdür.⁹⁹ Aynı komplikasyon bazı çimentolu ve çimentosuz protezlerin asetabular kaplarının vidalanması esnasında vidaların yerleştirilmesi sırasında da bildirilmiştir.⁶⁸

Diğer önemli bir komplikasyon ise sinir hasarıdır. Primer artroplastide %0,7-3,5 iken revizyonlarda bu oran %7.5'lere kadar çıkmaktadır.

Femoral shaft kırıkları ise önlenmesi tedavisinden daha kolay bir komplikasyondur. Fitzgerald, sementsiz kalça artroplastisi sırasında %3.5 revizyon sırasında %17.6 oranında kırık rapor edilmiştir.⁶⁹

Total kalça artroplastisinde 500-700 ml kan kaybı olur. Bu durum hastaya intraoperatif veya postoperatif dönemde yapılan kan transfüzyonu ile giderilmeye çalışılır.

Ameliyat sırasında çimentonun hipotansif ve direkt myokard üzerine yaptığı depresif etkiye bağlı olarak gelişen ani ölümler bildirilmiştir.

Mesane yaralanmaları son derece nadir karşılaşılan bir komplikasyondur.

2.4.8.2.Ameliyat sonrası erken komplikasyonlar:

- 1.Hematom oluşumu
- 2.Subluksasyon ve dislokasyon
- 3.Erken enfeksiyon oluşumu
- 4.Kırıklar
- 5.Tromboembolizm ve pulmoner emboli
- 6.Uyluk ön yüzü ağrısı

Hematom oluşumu: Hematom, total kalça artroplastisinin en önemli ve korkulan komplikasyonlarından biri olan enfeksiyon için uygun bir zemin oluşturduğundan ameliyat esnasında hemostaza çok dikkat edilmelidir. Tedavinin ana kısmı hematomun sekonder olarak enfekte olmasını önlemektir. Bakteriyel kontaminasyon önlenmeli ve hematom çözülene kadar profilaktik antibiyotik başlanmalıdır. Hematomun drene edilmesini gerektiren nadir

durumlarda "cildin belirgin olarak gerilmesi, aşırı ağrı, siyatik nöropati veya kanayan damarların bağlanması gerekiyorsa" drenaj ameliyathanede steril koşullarda yapılmalıdır.

Subluksasyon ve dislokasyon: Dislokasyona neden olan faktörler; geçirilmiş kalça cerrahisi veya revizyon total kalça replasmanı, posterior cerrahi yaklaşım, bir veya her iki komponentin hatalı pozisyonu, femurun pelvise takılması veya rezidüel osteofitler, femoral komponentin boyun kısmının asetabular komponent kenarına takozlanması, yetersiz yumuşak doku gerginliği, yetersiz veya zayıf abduktor kas grubu, trokanter major avulsiyonu veya psödoartrozu, perioperatif dönemde uyumsuzluk ve aşırı pozisyonudur. Literatürde total kalça artroplastisi sonrası dislokasyon insidansı %1-3 arasında rapor edilmiştir.⁷⁰ Revizyon cerrahisinde primerden daha fazla dislokasyon riski vardır. Coventry ve arkadaşları psödokapsülün tedrici gerilmesinin kalça fleksiyonunu artırarak geç dislokasyonlara neden olabileceğini bildirmişlerdir.

Erken enfeksiyon oluşumu: Total kalça artroplastisi uygulandıktan sonra 3 ay içerisinde gelişen enfeksiyondur. Bu enfeksiyonlar derin ve yüzeysel olmak üzere 2'ye ayrılır. Fasyayı geçmeyenler yüzeysel, geçenler ise derin enfeksiyonlar olarak değerlendirilir.⁷¹ İnsidansı %0.4-3 arasındadır.⁷² Böyle durumlarda kültür alınıp hemen geniş spektrumlu antibiyoterapi başlanmalıdır. Durum ciddiyetini korursa irrigasyon ve debridman yapılır, gerekirse antibiyotikli çimentodan yapılmış zincir kullanılır.

Tromboembolizm ve pulmoner emboli: Total kalça artroplastisi sonrası görülen en ciddi komplikasyondur. Cerrahi sonrasındaki ilk 3 ay içinde ölümlerin en sık nedenidir ve total kalça artroplastisi sonrası postoperatif mortalitenin %50'sinden sorumludur.⁷³ Tromboembolizmin önlenmesi için en iyi yöntem profilaksidir. Postoperatif derin ven trombozunu önlemede en çok olarak kullanılan ve en etkili ajan düşük molekül ağırlıklı heparindir.

Uyluk ağrısı: Primer çimentosuz total kalça artroplastisi sonrası iyi yerleştirilmiş gibi görünen femoral stemler sonucu oluşan uyluk ağrısı klinik bir sorundur. Genellikle kemik protez arasındaki mikro hareket, aşırı yük transferi, protez gövde özellikleri, hastanın kemik morfolojisi, endosteal ve periosteal tahrişten kaynaklanmaktadır. Tüm bildirilen görüşlere rağmen çimentosuz total kalça protezlerinde uyluk ağrısının nedeni tam olarak açıklanamamıştır.⁷⁴

2.4.8.3. Ameliyat Sonrası Gelişen Geç Komplikasyonlar:

1. Geç enfeksiyon
2. Protez komponentlerinin aşınması ve gevşeme
3. Ektopik kemik oluşumu
4. Kırıklar
5. Osteolizis
6. Metallozis

Geç enfeksiyonlar: Geç enfeksiyonlar; derin gecikmiş enfeksiyon ve geç hematojen enfeksiyonlar olarak 2'ye ayrılır. Derin gecikmiş enfeksiyon cerrahiden 6-24 ay sonra meydana gelir, akut ve fulminan ya da düşük dereceli, yavaş seyirli olur. Cerrahiden itibaren devam eden sürekli ve açıklanamayan ağrı yavaş seyirli enfeksiyonu destekler. Çoğunlukla ağrı hem istirahat hem de aktif yük verme sırasında olur. Hemen tüm hastalarda derin geç enfeksiyonlar implantların çıkarılmasını gerektirir. Geç hematojen enfeksiyon kalçanın cerrahiden iki yıl ya da daha sonra akut ağrılı hale gelmesi ile ortaya çıkar. Bu gibi durumlarda enfeksiyon, enfekte dişin çekimi, solunum yolu enfeksiyonu, genitoürüner sistem enfeksiyonu, enstrümantasyon veya cilt enfeksiyonu gibi uzak bir odaktan hematojen yoldan olur. Tedavi debridman, komponentlerin çıkarılması, i.v antibiyoterapi uygulanması, çimentolu spacer uygulanması takiben enfeksiyon eradike edildikten sonra revizyonu kapsar.

Ektopik kemik oluşumu: % 3-5 arasında bir insidansı vardır. Sadece %2-7'si bulgu oluşturabilir. Ankilozan spondilit, posttravmatik artritlerde, hipertrofik osteoartritlerde ve

daha önce heterotopik ossifikasyon oluşmuş vakalarda daha yaygındır. Sebebi tam olarak bilinmemektedir. Radyografide yumuşak doku kalsifikasyonu, 3. haftada belirginleşir ve 12. ayda olgunlaşır.⁷⁵ Ektopik kemik oluşumu, dünyada Brooker ve arkadaşlarının tanımladığı sınıflamaya göre yapılmaktadır:⁷⁶

Tip1:Kalçanın etrafında yumuşak dokular içinde küçük kemik adacıkları.

Tip2:Proksimal femur ve pelvisten uzanan, karşılıklı yüzeyler arasında en az 1cm olan kemik spur oluşumu.

Tip3:Proksimal femur ve pelvisten uzanan, karşılıklı yüzeyler arasında 1cm'den az mesafede olan kemik spur oluşumu.

Tip4:Kemik oluşumu dolgun ve radyolojik olarak ankiloze kalça.

Duck ve arkadaşları tarafından yapılan bir çalışmada çimentolu ve çimentosuz total kalça artroplastileri arasında heterotopik ossifikasyon açısından bir fark gösterilememiş ancak trokanterik osteotomi yapılanlarda bu oluşumun belirgin oranda arttığı saptanmıştır.⁷⁷

Heterotopik ossifikasyon gelişimini önlemede profilaksinin büyük önemi vardır. Profilaksi için postoperatif 3 gün içinde tek doz 700 centigray(cGy) ışın uygulanması, NSAID (indometasin) 75 mg/gün 6 hafta ve difosfonatlar önerilmektedir.⁷⁸

Osteolizis: Eklem replasman cerrahisinde ilk dekattaki başarısızlıktan mekanik faktörler sorumlu tutulmaktadır. Aşınma, debris oluşumu ve doku cevabı, total eklem replasmanını uzun süreli sınırlayan problemler olarak karşımıza çıkar. Bununla birlikte fokal osteoliz major bir klinik sorundur.⁷⁹

Charnley total kalça replasmanında osteolizi, korteks yapısındaki değişiklikler olarak ilk tanımlayan kişidir.⁸⁰ Bu durum, gerçek patogenezi tanımlanmadan önce çimento hastalığı olarak bildirilmiştir. Osteoliz gevşek sementlenmiş komponentlerde sık olarak karşımıza çıkmaktaydı. Fakat çimento mantosunun defektif olduğu stabil çimentolu implantlarda da oluşabilir.⁸¹ Bu oluşum gevşek veya iyi fikse edilmiş çimentosuz komponentlerde de bildirilmiştir. Bu durum akrilik çimento olmasa da osteoliz olabileceğini göstermiştir.⁸² Osteolizin çepeçevre poroz kaplı olan implantlarda proksimalde olduğunu, çepeçevre poroz kaplı olmayanlarda ise stemin distali boyunca yerleşmiş olduğu rapor edilmiştir. Asetabular osteoliz hem çimentolu hem de çimentosuz komponentlerde oluşabilmektedir.^{83,84} Çimentosuz komponentlerde insidans, protezin tipi ve takip süresi ile alakalı bulunmuştur. Bu farklılığın nedeni olarak da kullanılan polietilen insertin kalınlığı, insertin stabilitesi, insert ile metal kapın konkav yüzü arasındaki uygunluk, femoral başın çapı, polietilen kalitesi ve bu faktörlerin kombinasyonu olduğu bildirilmiştir.

Litik lezyonların histopatolojisi çok iyi tanımlanmıştır. Yoğun fibröz doku ile alakalı yabancı cisim dev hücreleri ve yoğun histiositik infiltrasyon odağı ile karakterize granüloma oluşumları dikkati çekmiştir.

Bir çalışmada osteolitik alandan alınan materyalin incelenmesi sonucu %70-90 arasında ortalama büyüklüğü 0,5 µ ve %92'si 1 µ altında olan polietilen parçacıkları bulunmuştur. Buna ek olarak korozyon materyalleri, titanyum alaşımları, kobaltkrom, paslanmaz çelik ve silikatlar da tanımlanmıştır. Hacimsel olarak polietilen partikülleri dominant aşınma materyalleri olarak bulunmuştur.⁸⁵ Bir hipoteze göre aşınma partiküllerinin oluşumu ve eklem boşluğu ile periprotetik boşluğa kaçmaları makrofajların fagositik aktivitesini uyarmaktadır. Bu da değişik hücreli mediyatörlerin salınımına sebep olmakta ve osteoklastik kemik rezorpsiyonunu oluşturmaktadır.⁸⁶

Potansiyel klinik önemi olan diğer partiküller debris, metal partiküldür. Bu genellikle gevşemiş implantların sonucu olur. Silikatlar üretim sırasında yüzey oluşum kalıntısı olarak görülebilmektedir. Paslanmaz çelik partikülleri, serklaj tellerinden veya trokanterik fiksasyon için kullanılan kablolardan meydana gelebilir. Bu partiküllerin hepsi buldukları yerde biyolojik cevap oluşturabilir veya eklem aralığına gidip üçüncü cisim reaksiyonu oluşturarak polietilen aşınmasına sebep olabilmektedir. Bütün bu partiküller biyolojik etki oluştursa da,

polietilen partikülleri en fazla aktif biyolojik ajan olarak çalıştığı konusunda fikir birliği vardır.

Metallozis: Ortopedik biyomateryallere bağlı komplikasyonların oluşumunda konağın durumu ve lokal dokuların durumunun yanı sıra biyomateryallerin mekanik ve biyolojik özellikleri, uygulama şekli ve tekniği çok önemlidir. Ortopedik cerrahide kullanılan materyallerin temel grubunu dayanıklılık nedeniyle metaller oluşturmaktadır. Eklem artroplastilerinde polietilen üzerine metal yüzey kullanımı en yaygın artroplasti tipi olmakla birlikte teorik olarak bu tip kombinasyonlardaki muhtemel polietilen aşınmasına bağlı debris hastalığının önüne geçmek ve osteoliz insidansını düşürmek amacı ile metal üzerine metal kombinasyonu 1990'lı yıllardan itibaren iyileştirilmiş metalurjik ve tasarım özellikleri ile tekrar yaygın olarak kullanılmaya başlanmıştır. Ancak bu kombinasyonun kullanımı da komplikasyonları tamamen ortadan kaldıramamıştır. Metal üzerine metal kombinasyonu kullanılan artroplastilerdeki başarısızlığın muhtemel nedeni olarak hastanın metal hipersensitivitesine yatkınlığı gösterilebilir. Hastanın metal hipersensitivitesine yatkınlığı aseptik gevşemeye neden olabileceği gibi metal, debris ile komşu dokular arasında etkileşime de neden olabilir.

2.4.9. Revizyon Endikasyonları: ⁸⁷

1. Ağrılı bir ya da daha fazla komponentin aseptik gevşemesi bulunan olgular (**en sık**)
2. İlerleyici kemik kaybı
3. Kırık ya da mekanik yetmezlik
4. Tekrarlayan ya da redükte edilemeyen çıkık
5. Enfeksiyon
6. Protezde instabilite yaratan periprotetik kırık

2.4.10. Revizyon Gerektirmeyen Durumlar: ⁸⁷

Ağrısız ekstremitte kısalığı, ağrısız hareket kısıtlılığı gibi fonksiyonel bozukluklar, instabilite yaratmayan periprotetik kırıklar endikasyon yaratmaz. Ameliyatlı tarafta kısalık genelde daha ciddi bir problem olan instabiliteye neden olur. Karşı tarafı opere ederek boy eşitsizliğini gidermek cezbedici gibi görünse de ağrısız vakalarda pek mantıklı değildir. Heterotopik kemik oluşumu gözlenmeyen durumlarda hareket açıklığını artırmak için tekrar ameliyat etmek pek başarılı sonuç vermemektedir. Büyük trokanterin ağrılı deplasmanı kaynaklı değilse topallamayı azaltmak için cerrahi önerilmez.

2.4.11. Total Kalça Artroplastisi Sonrası İnstabiliteye Sebep Olan Faktörler:

- **Hastayla ilişkili faktörler:** Cinsiyet,yaş,abduktör yetersizlik
- **İmplant seçimi**
- **Cerrahiyle ilişkili faktörler:** Yaklaşım(anterior-posterior), komponent malpozisyonu

2.4.12. İnstabiliteye Karşı Önlemler:

- Offset yetersizliğinin giderilmesi
- Asetabular veya femoral komponent ortantasyonunun düzeltilmesi
- Uzun boyun ve/veya büyük başların kullanılması
- Açılı ve offsetli liner kullanımı
- Bacak boy eşitsizliğinin giderilmesi

- Dual mobiliteli implantların kullanımı
- **Kısıtlı-kilitli asetabuler komponentlerin kullanımı**

Fakat alınan önlemlere karşın instabilite oranları halen yüksektir.

2.4.13. Total kalça artroplastisinde kullanılan insert tipleri:

Kullanılan malzemeye göre: Seramik (sezyum, alüminyum ve zirkonyum karışımı) , metal, polietilen

Insertin yapısına göre: Kısıtlayıcı (constrained), kısıtlayıcı olmayan (non-constrained) ve semiconstrained olarak sınıflandırabiliriz.

Kısıtlı(constrained) insert : İnstabilitenin önüne geçmek için yaygın olarak kullanılan bir metottur. Femoral baş, insert içerisinde kısıtlanarak dislokasyon riski azalır(Fakat eğer dislokasyon olursa redüksiyonun açık yapılması gereklidir).

2.4.14. Kısıtlı (constrained) insert endikasyonları: 88

- Artroplasti sonrası rekürren kalça instabilitesi
- İntraoperatif birden fazla yönde kalça instabilitesi
- Kalça dinamiğini bozan nöromusküler hastalıklar
- Hastanın aktiviteleri kısıtlama kabiliyetini bozan nörolojik hastalıklar
- Proksimal kas zayıflığı

Bu durumlar dışında kalan durumlarda ise kısıtlı olmayan (non-constrained) insert önerilmektedir.

3.GEREÇ ve YÖNTEM

Sağlık Bakanlığı Ankara Numune Eğitim ve Araştırma Hastanesi Ortopedi ve Travmatoloji Kliniği'nde Kasım 2013-Kasım 2015 yılları arasında değişik etyolojik nedenlerle 28 kalçaya (15'i kısıtlı, 13'i kısıtlı olmayan) revizyon total kalça artroplastisi operasyonu uygulandı.

Hastaların ameliyat öncesi fizik muayene bulguları (eklem hareket açıklıkları, fonksiyonel durumları, nörovasküler muayeneleri, harris kalça skorları) ve demografik özellikleri detaylı kaydedildi. Rutin biyokimya, hemogram, hemostaz, eliza, sedimentasyon, CRP, direkt grafi, sintigrafi, dolaşım durumuna göre gerekiyorsa doppler incelemeleri yapıldı. Anestezi ve reanimasyon kliniği ve ilgili kliniklerden (dahiliye, kardiyoji, göğüs hastalıkları) gerekli konsültasyonlar tamamlandı. Hastaların ameliyat için anestezi onayı alınmasını takiben hastanın son kez fizik muayenesi yapılarak bulgular ile birlikte eski ve yeni grafileri klinik içi konseyde incelenip endikasyonu son kez değerlendirildi.

Bütün hastalara ameliyattan yarım saat önce birinci kusak sefalosporin 2 gr. IV olarak profilaktik başlanıp ameliyat sonrası 3x1 gr./gün 1 gün vermeye devam edildi. Hastalarımızın tümüne ameliyattan 12 saat önce başlamak üzere düşük molekül ağırlıklı heparin (S.C) başlandı, ameliyat sonrası ortalama 6 hafta süreyle profilaksiye devam edildi. Hastaların bir kısmına uygun endikasyonlarla transamin uygulandı.

Enfeksiyon düşünölen hastalara 2 aşamalı cerrahi uygulandı. Önce debridman ve spacer konularak 6 hafta sonra definitif tedavisi yapıldı.

Bütün hastalara aspiratif dren takıp postoperatif 24-48 saat sonra çıkarıldı. Hastalara yattığı süre boyunca günlük hemogram ve biyokimya takipleri yapıldı. Hemoglobin değeri 9 gr/dl'nin altına düşen hastalara eritrosit süspansiyonu verilerek hemoglobinin değeri 9 gr/dl'nin üzerine çıkması sağlandı.

Bütün hastalarımızın sağlam alt ekstremitesine antitromboembolik çorap ameliyata çıkmadan önce giydirilirken, opere edilen alt ekstremitesine de postoperatif antitromboembolik çorap 6 hafta süreyle giydirildi.

Hastalara uygulanacak anestezi; anestezi ve reanimasyon ekibi tarafından preoperatif olarak belirlendi, hastaya anestezi ve reanimasyon ekibi ile beraber yapılacak genel, spinal veya epidural anestezi hakkında bilgi verildi.

Hastalar ameliyat sonrası 3.hafta, 3.ay ve 6.ayda kontrole çağırılarak her kontrolde kalça eklem hareket açıklıkları, vas ağrı skorları ve harris kalça skorları ayrıntılı not edildi.

Çalışmaya dahil etme kriterleri:

1. Ağrılı bir ya da daha fazla komponentin aseptik gevşemesi bulunan olgular
2. İlerleyici kemik kaybı
3. Kırık ya da mekanik yetmezlik
4. Tekrarlayan ya da redükte edilemeyen çıkık
5. Enfekte tkp
6. Periprotetik kırık

Çalışmadan dışlama kriterleri:

1. Hastanın kendi isteği
2. Kontrole gelmeyen uyumsuz hastalar

Cerrahi Teknik

Hastalar ameliyat masasında supin pozisyonda yatırıldı ve ardından hastalara anestezi uygulandı. Ameliyat bölgesi ve çevresi iyice antiseptik solüsyon olan poviiodex scrup(%7.5povidone iyot) ile temizlenip steril bir örtü ile kurulandıktan sonra, baticon (100ml de %10 serbest iyot, 10 gr polyvidon iodin) ile ayak bileğinden göğüs bölgesinde meme başı altına kadar geniş bir alan boyandı. Boyanmamış olan ayak ve ayak bilek, ayaklık ve sargı bezi ile steril örtüldü. Opere edilecek taraf serbest kalacak şekilde steril örtüler ile örtme işlemi tamamlandı. Ameliyat edilecek alan steril drape ile kaplandı, insizyona spina iliaka anterior süperiorun 2,5 cm distal, posterior ve lateralinden, eski insizyon skarından daha geniş bir insizyon olacak şekilde başlandı. Trokanter majörün lateral yüzüne ve oradan distale doğru yaklaşık 15-20 cm lik düz insizyonla girildi. Cilt, ciltaltı dokusu geçilerek fascia lataya ulaşıldı, fascia lata cilt insizyonuna paralel olarak kesildi, m.tensor fascia lata ile m.gluteus medius ve minumus arasındaki klivajdan girilerek proteze ulaşıldı. Protez çevresindeki hipertrofik skar dokuları temizlenerek protez ortaya kondu. Bu işlemler esnasında enfekte mayi gelip gelmediğine bakıldı, çeşitli bölgelerden en az 3'er adet olmak üzere kültür ve patoloji örnekleri alındı. Ardından femoral baş disloke edilip çıkartıldı. Sonrasında insert çıkartıldı ve asetabular kap ve femoral stemin sağlamlığı, gevşeme olup olmadığı kontrol edildi. Gevşeme

varsa veya enfeksiyon düşünül­düğü durumlarda hastanın genel durumu da değerlendirilip endikasyon varsa bu implantlardan da çıkartılması gerekenler çıkartıldı.

Eğer asetabular kapın değiştirilmesi gerekiyorsa asetabular kap çıkartıldıktan sonra asetabulum içi biyofilm dokusu, yumuşak dokular, enfekte görünüm­lü dokular, debrisler ve çevre osteofitler iyice temizlendikten sonra çevresindeki yumusak doku ekarte edilerek asetabulum tamamen ortaya kondu. Daha sonra 15° anteversiyonda ve 45° inklinasyon açısı ile asetabulum reamerize edilmeye başlandı. Yeterli şekilde tüm kadranslarda peteşiel kanama görülene kadar uygun şekilde reamerize edildi. Defektif olan bölgelere kemik grefti yerleştirildi. Hastaların tümünde çimentosuz komponentler tercih edildi. Peteşiel kanamalar tüm kadranslarda görüldükten sonra son reamerize edilen çapın aynı boyutunda asetabular kap press-fit olarak reamerize edilen anteversiyon ve inklinasyon açısı ile adapte edilip mümkün olduğunca çok vida Wasilevski'nin tariflediği kadrans sisteminin posterosuperioruna gönderilip stabilizasyon sağlandı. Takiben asetabular liner yerleştirilip geçici olarak tampon konup femoral stemin değiştirilmesi düşünülüyorsa femura geçildi.

Alt ekstremiteye uygun pozisyon verildikten sonra femoral stem çıkartıldı. Femur medullasındaki biyofilm dokusu ve varsa enfekte dokular ve debris temizlenerek yıkandı. Trokanter majorün altına ve trokanter minörün distaline ekartörler konarak medüller kanal reamerize edildi. Uygun revizyon femoral stem seçilerek 15 derece anteversiyonda yerleştirildi. Kalça eklem hareketleri yeterli ve stabil ise femur medüller kanal bol serum fizyolojik ile yıkandı. Çimentosuz femoral stem adapte edilerek kalça redükde edildi. Femurun tespit edilen defektif kısımlarına kemik grefti yerleştirildi. Hareketlerinin kontrolünü takiben kanama kontrolü yapılarak 1 adet aspiratif dren konup katlar anatomisine uygun olarak kapatıldı. Kapatma işlemini takiben, ekstremiteye varis çorabı giydirilip, dislokasyon riskini azaltmak için ara yastığı bacak arasına yerleştirildi.

Hastalardan greft uygulamadıklarımız, postoperatif 24 saat sonra tolere edebildiğince yatağında oturtuldu, dreni çekildikten sonra walker veya koltuk değneği ile yürütülmeye başlandı. Greft ve ring uyguladığımız hastalarda ise postoperatif 24 saat sonra, izometrik quadriseps egzersizlerine başlandı, 48 saat sonra ise hastanın durumuna göre ameliyat edilen kalçanın üzerine basmadan koltuk değneği ile yürütmesine izin verdik. Greft uyguladığımız ortalama 12 hafta, ring uyguladığımız da ortalama 6 hafta sonra ameliyat ettiğimiz kalçasına tedrici olarak yük vermeye başlandı.

Klinik Değerlendirme

Hastaların ameliyat öncesi fizik muayene bulguları (eklem hareket açıklıkları, fonksiyonel durumları, nörovasküler muayeneleri, harris kalça skorları) ve demografik özellikleri detaylı kaydedildi. Aynı parametrelere ameliyat sonrası 3.hafta, 3.ay ve 6.ayda da bakıldı. Çalışmamızda kullanılan harris kalça değerlendirme skalası:

Harris kalça değerlendirme skalası

1-Ağrı (44 puan)

Ağrı yok veya önemsemiyor -44

Çok hafif, ara sıra, hareketlerini etkilemiyor -40

Hafif dereceli ağrı, orta derecede hareketlerini etkilemiyor nadiren ileri aktivitelerinde aspirin almasını gerektiren ağrısı oluyor -30

Orta dereceli ağrı, tolere edilebilir, ağrıya dayanılabilir, bazı günlük işlerini ve hareketlerini sınırlayıcı, aspirinden daha kuvvetli ağrı kesicilere genellikle ihtiyaç duyulabilir -20

Belirgin ağrı, hareketlerinde ciddi kısıtlama -10

Yatakta, ağrı tam sakat bırakıcı, yatalak -0

2-Fonksiyonel (47 Puan)

Topallama

Yok -11 hafif -8 orta -5 ağır -0

Destek

Yok-11 Uzun yürüyüşlerde baston-7

Devamlı baston-5 Tek koltuk değneği-3

Çift baston-2 Çift koltuk değneği yürüyemiyor-0

Yürüme mesafesi

Sınırsız -11 Yalnızca evde -2

Altı blok -8 Yatalak veya sandalyede -0

İki veya üç blok -5

Merdiven

Normal parmaklıkları kullanmadan -4

Normal parmaklıkları kullanarak -2

Herhangi bir şekilde -1

Merdiven kullanamıyor -0

Ayakkabı ve çorap giyme

Kolaylıkla -4 Zorlukla -2 Giyemiyor -0

Oturma

Normal sandalyede bir saat rahatça oturabiliyor -5

Yüksek sandalyede yarım saat oturabiliyor -3

Herhangi bir sandalyede rahatça oturamıyor -0

Toplu taşıma araçlarına binebilme

Evet -1 Hayır -0

3-Deformite (Hepsi evetse:4, değilse:0)

Fleksiyon kontraktürü 30° az evet- hayır-

Abduksiyon kısıtlılığı 10° az evet- hayır-

Ekstansiyonda iç rotasyon 10° den az evet- hayır-

Ekstremitte uzunluğu 3,2cm den az evet- hayır

4-Hareket aralığı (*Normal)

Fleksiyon*140 Abduksiyon*40 Adduksiyon*40

Dış rotasyon*40 İç rotasyon*40

Hareket aralığı skalası

A.Fleksiyon:

0-45 derecex1.0

45-90 derecex0.6

90-100 derecex0.3

B.Abdüksiyon

0-15 derecex0.8

15-20 derecex0.3

>20 derecex0

C.Ekstansiyonda dış rotasyon:

0-15 derecex0.4

>15 derecex0

D.Ekstansiyonda iç rotasyon:

Her derecex0

E.Addüksiyon:

0-15 derecex0.2

Hareket genişliği toplam puanını saptamak için bu değerler toplanarak 0.05 katsayısı ile çarpılır.

Harris kalça skorlamasına göre olgular toplam 100 puan üzerinden değerlendirilir. 90-100 arası puan mükemmel, 80-89 puan arası sonuç iyi, 70-79 puan arası sonuç orta, 70 puandan aşağı sonuçlar ise kötü sonuç olarak kabul edilir.

Kısıtlı (constrained) insert şu vakalarda tercih edildi:

- Artroplasti sonrası rekürren kalça instabilitesi
- İntraoperatif birden fazla yönde kalça instabilitesi
- Kalça dinamiğini bozan nöromusküler hastalıklar
- Hastanın aktiviteleri kısıtlama kabiliyetini bozan nörolojik hastalıklar
- Proksimal kas zayıflığı
- Abduktör yetmezlik

Diğer hastalara da kısıtlı (non - constrained) insert konuldu.

İstatistiksel Yöntem: İki grup arasında anlamlı fark olup olmadığının saptanması için ANOVA(Repeated Measures) testine bakıldı.

4.BULGULAR

Ankara Numune Eğitim ve Araştırma Hastanesi Ortopedi ve Travmatoloji kliniğinde Kasım 2013-Kasım 2015 tarihleri arasında revizyon total kalça artroplastisi uygulanan ve operasyon sonrası düzenli poliklinik kontrollerine gelen 28 hastanın 28 kalçası değerlendirildi. Bunların 15'inde kısıtlı (constrained) tipte insert kullanılırken, 13'ünde kısıtlı (non-constrained) tipte insert kullanıldı.(Tablo 1) Olguların tamamında asetabular cup revizyonu yapıldı. Olgular 6 ay süreyle takip edildi, ameliyat öncesi, ameliyat sonrası 3.hafta, 3.ay ve 6.ayda çağırılarak değerlendirmeler yapıldı. Vakaların tamamına anterolateral insizyon ile girilerek çimentosuz fiksasyon uygulandı. Hastalar ameliyat öncesi 2-4 gün, ameliyat sonrası da 5-7 gün olmak üzere toplamda 7-11 gün arası hastanede yatırıldı. 28 hastanın 6 tanesine 2 aşamalı tedavi uygulandı. Enfeksiyon saptanan bu hastaların öncelikle implanları çıkarılarak debridman yapıldı. 6.haftada sedim crp normal olunca 2.aşamaya geçilerek yeni implantları yerleştirildi.

	Sayı	Yüzde
Kısıtlı (Constrained)	15	53,57
Kısıtlı (Non-Constrained)	13	46,43

Tablo1:Olguların kullanılan insert tipine göre karşılaştırılması

Değerlendirmeye alınan olguların 15'i kadın, 13'ü erkek idi(Tablo 2).

	Constrained	Non-Constrained	Toplam
Erkek	6	7	13
Kadın	9	6	15

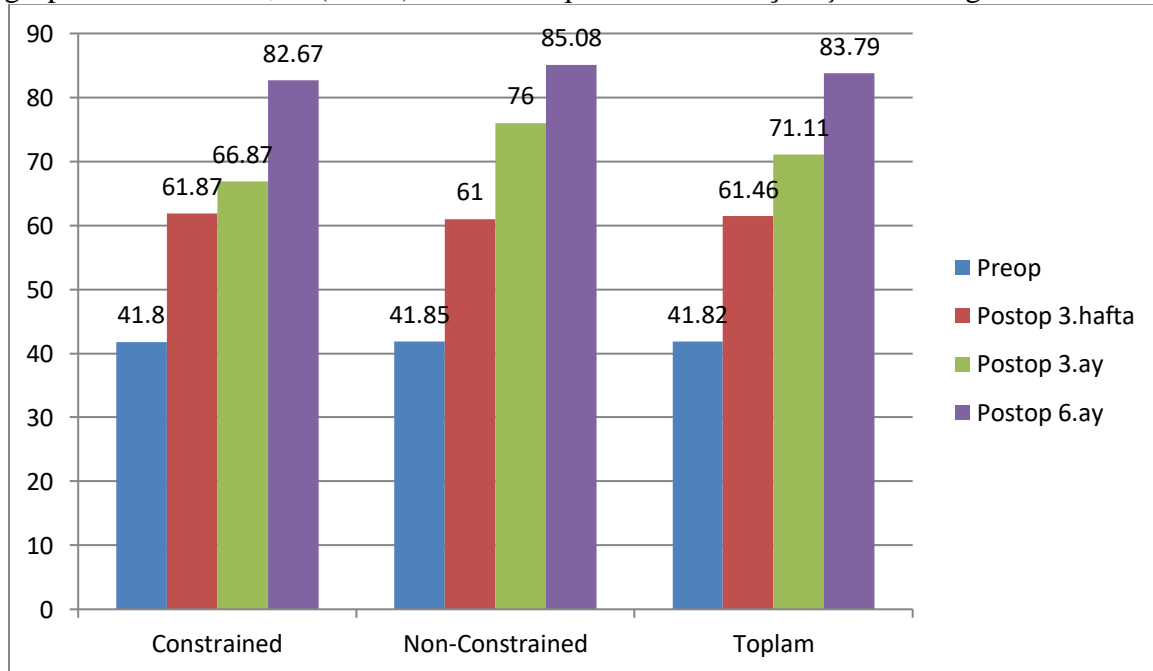
Tablo 2:Olguların cinsiyete göre dağılımı

Bu olguların ameliyat oldukları tarih itibarı ile en genci 39, en yaşlısı 83 yaşında idi. Yaş ortalaması constrained grupta 67,67 (55-83), non-constrained grupta 57,00 (39-73) ve genel ortalama 62,71 (39-83) idi (Tablo 3). Constrained insert kullanılan grupta yaş ortalaması non-constrained insert kullanılan gruba independent sample test'e göre karşılaştırıldığında **constrained insert kullanılan grubun yaş ortalamasının diğer gruba göre istatistiksel anlamlı şekilde daha büyük olduğu görüldü. (p:0,007)**

Yaş Grubu	Constrained	Non-Constrained	Toplam
40 yaş altı	0	1	1
41-50	0	3	3
51-60	2	3	5
61-70	8	4	12
71-80	4	2	6
80 yaş üzeri	1	0	1
Toplam	15	13	28

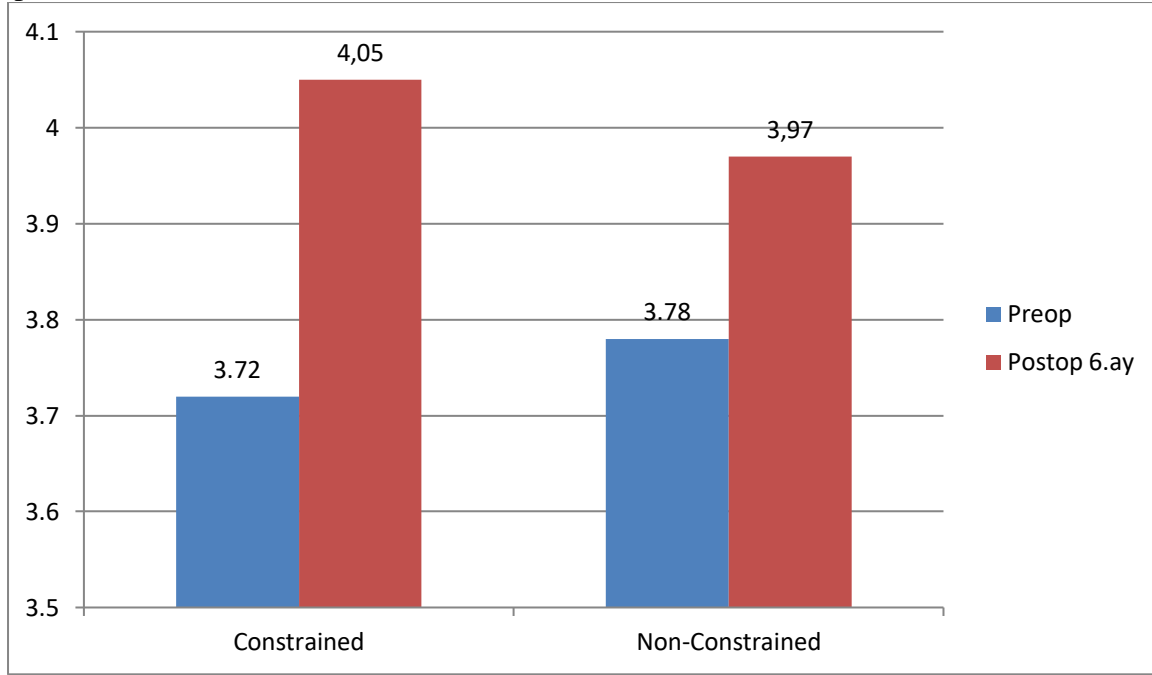
Tablo 3:Hastaların yaşlara göre dağılımı

Toplam harris kalça skoru kısıtlamalı (constrained) insert kullanılan grupta ameliyat öncesi dönemde ortalama 41,8 (5-70) olarak hesaplanmış iken, non-constrained insert kullanılan grupta 41,85 (23-62) olarak hesaplandı. Ortalama değer postoperatif 3.hafta, 3.ay ve 6.ayda her iki grupta da lineer bir artış sergiledi ve 6.aydaki kontrollerinde constrained insert kullanılan grupta toplam harris kalça skoru 82,67 (49-99) 'ye ulaşırken, non-constrained grupta da bu skor 85,08 (69-99) olarak hesaplandı. Bu sonuçlar Şekil 24'te görülmektedir.



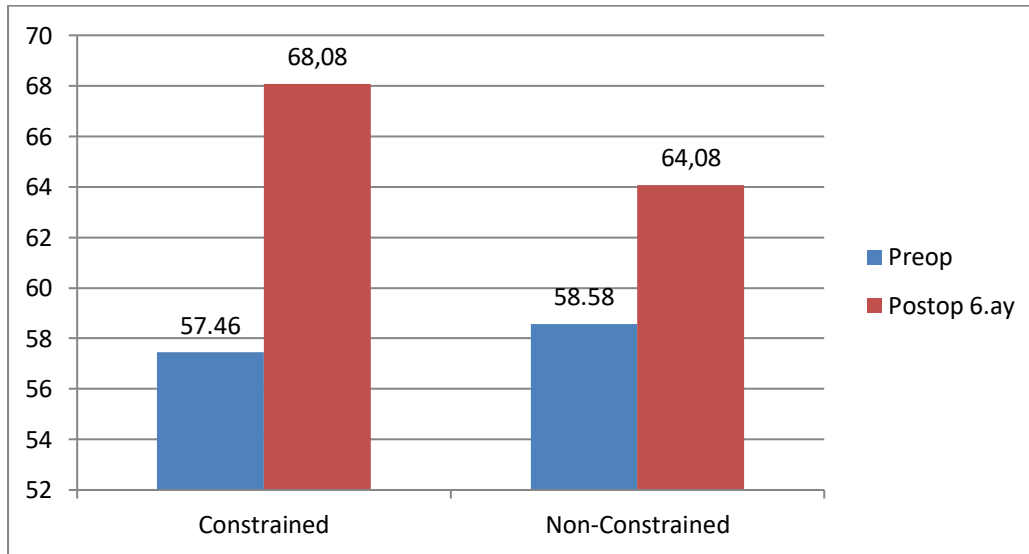
Şekil 24: Hastaların toplam harris kalça skoru karşılaştırılması

Harris kalça skoruna göre eklem hareket açıklığı puanlarındaki değişim aşağıdaki grafikte gösterildiği şekilde oldu. İki grup arasında anlamlı fark olup olmadığının saptanması için ANOVA(Repeated Measures) testine bakıldı. Constrained (kısıtlayıcı) insert kullanılan gruptaki düzelme, non-constrained gruptaki düzelmeye göre anlamlı şekilde daha iyi bulundu. (p:0.035)

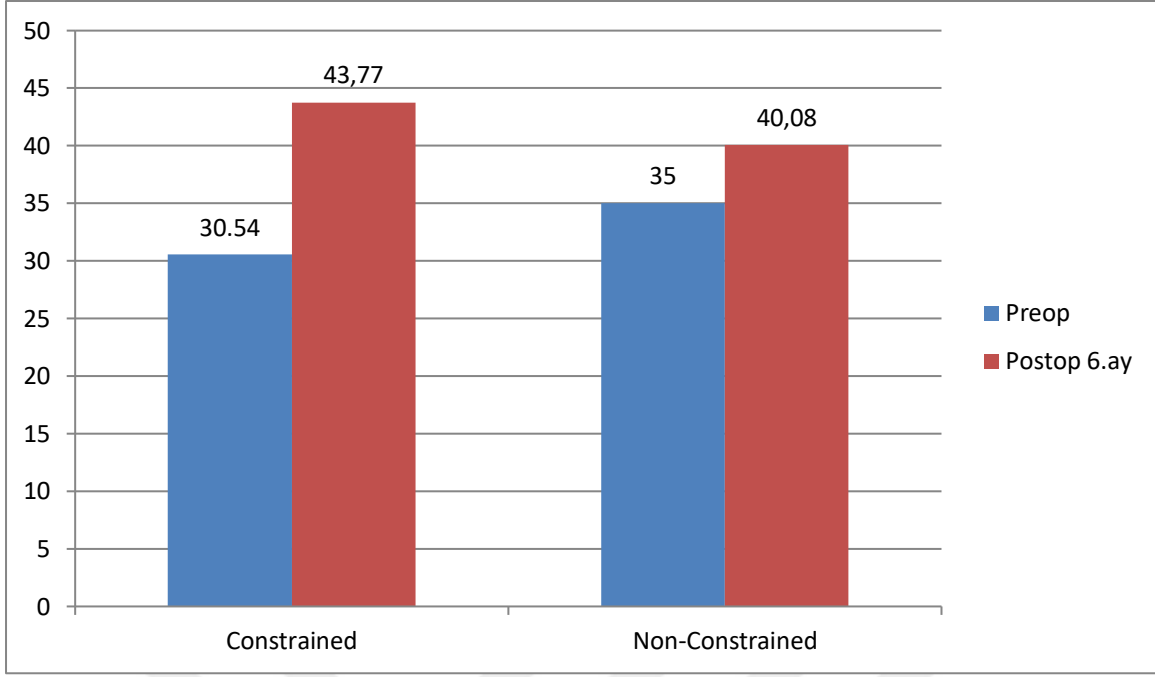


Şekil 25: Harris eklem hareket açıklığı puanı (hesaplanması yukarıda klinik değerlendirme kısmında anlatılmıştır.)

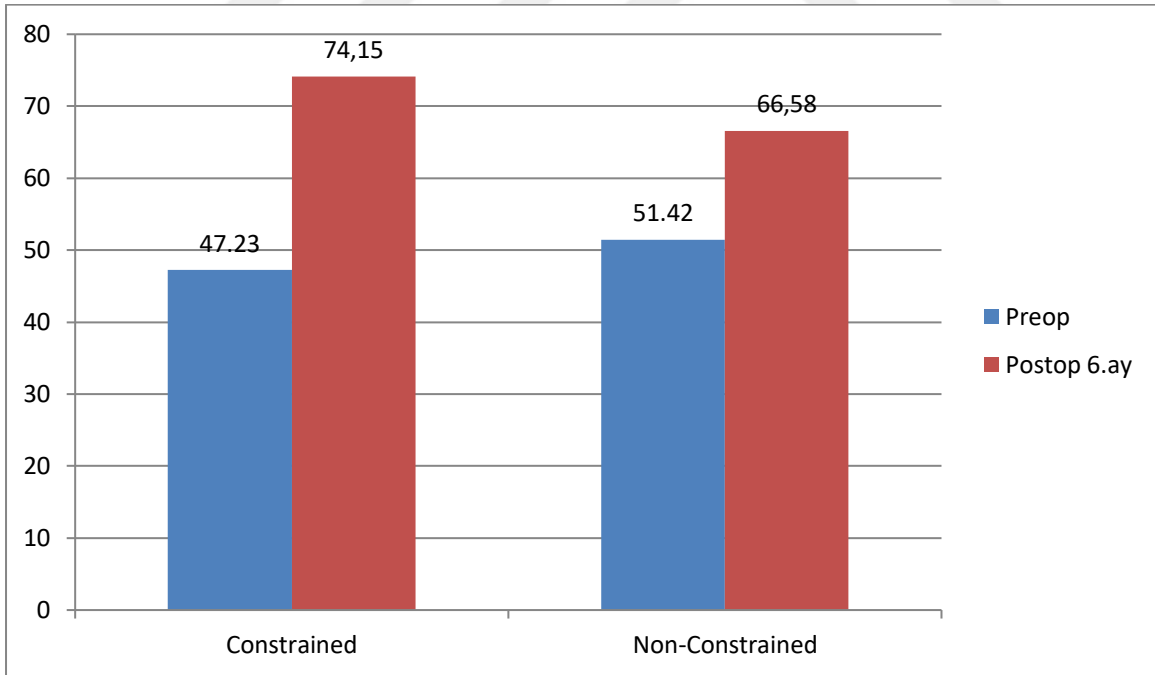
ANOVA (Repeated Measures) testi kullanılarak hastaların ayrıca fleksiyon, abduksiyon ve dış rotasyon eklem rom açıklıkları da ayrı ayrı incelendiğinde yine constrained insert kullanılan gruptaki artışın anlamlı olarak daha iyi olduğu görüldü. (p değerleri: fleksiyon: 0.045, abduksiyon: 0.000, dış rotasyon: 0.000)



Şekil 26: Fleksiyon eklem romlarının karşılaştırılması (p:0.045) (ANOVA- Repeated Measures)



Şekil 27: Abduksiyon eklem romlarının karşılaştırılması (p:0.000) (ANOVA-Repeated Measures)



Şekil 28: Dış rotasyon eklem romlarının karşılaştırılması (p:0.000) (ANOVA-Repeated Measures)

5.OLGULARDAN ÖRNEKLER

OLGU 1: T.C. 69 yaşında erkek hasta. Ocak 2015'te koksartroz nedeniyle opere edilmiş olan hasta, ağrılarının artması üzerine polikliniğe başvurdu ve yapılan fizik muayene ve çekilen direkt grafiler ve sintigrafi sonucu aseptik gevşeme olduğu tespit edilerek yatırıldı ve Ağustos 2015'te opere edildi.

Asetabular komponent değiştirilerek çimentosuz asetabular kap ve constrained insert kullanıldı. Femoral stemde de gevşeme olduğu için değiştirilerek çimentosuz uzun femoral stemle revizyonu yapıldı.

Ameliyat öncesi hastanın orta derecede ağrısı mevcuttu. Ciddi derecede yürüme bozukluğu vardı ve 2 adet koltuk değneği kullanıyordu. Kalça fleksiyon eklem rom açıklığı 40 derece, abduksiyon 25 derece, ekstansiyonda dış rotasyon 45 derece, harris eklem hareket açıklığı puanı 3,1 idi. Hastanın 6.aydaki kontrolünde; ağrı şikayeti yok, ekstremitte uzunluk farkı yok, sınırsız yürüme mesafesi mevcut, fleksiyon 45 derece, abduksiyon 45 derece, ekstansiyonda dış rotasyon 60 derece, harris eklem hareket açıklığı puanı 3,4 olduğu görüldü. Ameliyat öncesi Harris kalça skoru 52 iken ameliyat sonrası 6.ayda 94 idi.



Şekil 29: Ameliyat öncesi pelvis AP grafi
6.aydaki AP grafi



Şekil 30: Ameliyat sonrası

OLGU 2: **OLGU 1:** İ.Ö. 55 yaşında erkek hasta. Ocak 2005'te dış merkezde koksartroz nedeniyle opere edilmiş olan hasta, ağrılarının artması üzerine polikliniğe başvurdu ve yapılan fizik muayene ve çekilen direkt grafiler ve sintigrafi sonucu gevşeme olduğu tespit edilerek yatırıldı ve Aralık 2015'te opere edildi.

Asetabular komponent değiştirilerek çimentosuz asetabular kap ve constrained insert kullanıldı. Femoral stemde gevşeme olmadığı için müdahale edilmedi.

Ameliyat öncesi hastanın şiddetli ağrısı mevcuttu. Yürüme bozukluğu yoktu ve 1 adet koltuk değneği kullanıyordu. Merdiven inip çıkamıyor ve ayakkabı ve çorap kendi başına giyemiyordu. Kalça fleksiyon eklem rom açıklığı 80 derece, abduksiyon 35 derece, ekstansiyonda dış rotasyon 50 derece, harris eklem hareket açıklığı puanı 4,4 idi. Hastanın 6.aydaki kontrolünde; ağrı sikayeti yok, ekstremitte uzunluk farkı yok, bastonsuz yürüyebiliyor, merdiven inip çıkabiliyor ve ayakkabı ve çorap kendi başına giyebiliyordu. Fleksiyon 50 derece, abduksiyon 48 derece, ekstansiyonda dış rotasyon 60 derece, harris eklem hareket açıklığı puanı 3,5 olduğu görüldü. Ameliyat öncesi Harris kalça skoru 48 iken ameliyat sonrası 6.ayda 94 idi.



Şekil 31: Ameliyat öncesi pelvis AP grafi

Şekil 32: Ameliyat sonrası 6.aydaki AP grafi

OLGU 3: Ş.G. 61 yaşında erkek hasta. Nisan 2015'te koksartroz nedeniyle opere edilmiş olan hasta, düşme sonucu ağrı hissetmesi üzerine polikliniğe başvurdu ve yapılan fizik muayene ve çekilen direkt grafiler ve sintigrafi sonucu dislokasyon olduğu tespit edilerek yatırıldı ve Haziran 2015'te opere edildi.

Asetabular komponent değiştirilerek çimentosuz asetabular kap ve constrained insert kullanıldı. Femoral stemde gevşeme olmadığı için müdahale edilmedi.

Ameliyat öncesi hastanın şiddetli ağrısı mevcuttu. Harris kalça skoru 21 olarak hesaplandı. Kalça eklem romları kalça disloke olduğu için muayene edilemedi. Hastanın 6.aydaki kontrolünde; orta derecede ağrısı var, ekstremitte uzunluk farkı yok, sınırsız yürüme

mesafesi mevcut, koltuk değneği kullanmıyor, merdiven inip çıkabiliyor ve ayakkabı çorap kendibaşına giyebiliyor. Fleksiyon 70 derece, abduksiyon 42 derece, ekstansiyonda dış rotasyon 40 derece, harris eklem hareket açıklığı puanı 4,3 olduğu görüldü. Harris kalça skoru 72 idi.



Şekil 33: Ameliyat öncesi pelvis AP grafi
6.aydaki AP grafi



Şekil 34: Ameliyat sonrası

OLGU 4: Ç.O. 44 yaşında kadın hasta. 2014'te gelişimsel kalça displazisi zemininde koksartroz nedeniyle opere edilmiş olan hasta, ağrılarının artması üzerine polikliniğe başvurdu ve yapılan fizik muayene ve çekilen direkt grafler ve sintigrafi sonucu gevşeme olduğu tespit edilerek yatırıldı ve Haziran 2015'te opere edildi.

Asetabular komponent değiştirilerek çimentosuz asetabular kap ve constrained insert kullanıldı. Femoral stemde de gevşeme olduğu için değiştirilerek çimentosuz uzun femoral stemle revizyonu yapıldı.

Ameliyat öncesi hastanın şiddetli ağrısı mevcuttu. Ciddi derecede yürüme bozukluğu vardı ve 1 adet koltuk değneği kullanıyordu. Yalnızca oda içinde mobilizedydi. Merdiven inip çıkamıyordu. Kalça fleksiyon eklem rom açıklığı 80 derece, abduksiyon 50 derece, ekstansiyonda dış rotasyon 60 derece, harris eklem hareket açıklığı puanı 4,4 idi. Hastanın 6.aydaki kontrolünde; ağrı sikayeti yok, ekstremiteler uzunluk farkı yok, sınırsız yürüme mesafesi mevcut, merdiven inip çıkabiliyor, fleksiyon 50 derece, abduksiyon 45 derece, ekstansiyonda dış rotasyon 50 derece, harris eklem hareket açıklığı puanı 3,5 olduğu görüldü. Ameliyat öncesi Harris kalça skoru 33 iken ameliyat sonrası 6.ayda 97 idi.



Şekil 35: Ameliyat öncesi pelvis AP grafi

Şekil 36: Ameliyat sonrası 6.aydaki AP grafi

6.TARTIŞMA

Total kalça artroplastisi sonrası instabilite en önemli revizyon nedenlerinden birisi olarak karşımıza çıkmaktadır. Günümüzde en sık revizyon sebebi ise aseptik gevşemedir. 2003-2014 yılları arasında Birleşik Krallık verilerine bakıldığında en sık revizyon sebebi %24.5 oranla aseptik gevşeme olarak saptandı. Diğer sebepler ise ağrı (%23), dislokasyon/subluksasyon (%17), enfeksiyon (%13.9), periprostetik kırık (%8), dizilim problemi (%5) ve implant yetersizliği (%3) idi. Bizim çalışmamızda da en sık revizyon sebebi aseptik gevşeme (13 hasta, %46) olarak bulundu. İkinci sık revizyon sebebi ağrı (10 hasta, %35), diğer sebepler ise enfeksiyon (3 hasta, %10), ve dislokasyon (2 hasta, %7) idi.

En yüksek sayılı seri 1985-2005 yılları arasında yapılmış olup, instabilite sebebi ile revizyon oranı %16 olarak bildirilmiştir (1100 hastada 172 kalça). Bu seride aseptik gevşeme sebebiyle revizyon ise %45 (1100 hastada 498 hasta) olarak en sık sebep olarak bulunmuştur. Aynı hasta grubunda en sık re-revizyon sebebi ise instabilite olarak tespit edilmiştir(%35).

Bir başka yayına göre primer TKA sonrasında çıkık oranları %0.2 ile %9 arasında bildirilmişken, revizyon TKA sonrasında bu sayılar %7 ile %25 gibi yüksek oranlara ulaşabilmektedir. 90

Constrained komponentler; revizyon ameliyatlarında abdükör yetmezlik, tekrarlayan çıkıklar, sebebi bilinmeyen instabilite, intraoperatif instabilite, primer ameliyatlarda ise nöromüsküler ve kognitif bozukluklarda sıklıkla kullanılmaktadır. Biz de kliniğimizde bu endikasyonlar dahilinde uyguladık.

Literatürde bazı yayınlarda constrained komponentlerde yüksek revizyon ve aseptik gevşeme oranlarından bahsederken, bazı yayınlarda ise düşük oranlardan bahsedilmektedir. Bu konuda literatür tartışmalıdır. Berend'in 2010 yılında yaptığı bir çalışmada 755 hastada constrained komponent kullanılmıştır. 5 ve 10 yıllık protez sağkalım oranları sırasıyla %68.5 ve %51.7 gibi çok düşük oranlarda bulunmuştur. 91 Yine Noble'ın 2012 yılında yaptığı çalışmada revizyon total kalça artroplastisi yapılan 57 hastada constrained komponent kullanılmış, kilitleme halkası başarısızlığı %51, asetabular cup gevşemesi %28 olarak bulunmuştur. 92 Tripolar constrained cup'larla ilgili Khan'ın 2006 yılında yaptığı çalışmada 34 hastanın %11.8'inde cup gevşemesi belirlenmiştir 93 Başka bir çalışmada; Guyen, 389 hastaya tripolar constrained asetabular kap uygulamış, ortalama 28.4 ay takip etmiş, toplam %11 başarısızlık oranı ve %8 mekanik başarısızlık oranı tespit edilmiştir94 Bizim çalışmamızda ise 2 yıllık takip sonucunda herhangi bir hastada başarısızlık veya kap gevşemesi ile karşılaşmadık.

Öbür taraftan Hernigou'nun 2010 yılında yaptığı bir çalışmada 164 constrained ve 132 non-constrained komponent 7 yıllık takip sonunda karşılaştırılmış ve constrained grupta 1(%1), non-constrained grupta 10(%7) hastada aseptik gevşeme sebebiyle revizyon yapıldığı görülmüştür. Aynı çalışmada dislokasyon sebebiyle revizyon oranlarına bakıldığında constrained grupta 1(%1), non-constrained grupta ise 21(%16) bulunmuştur. 95 Yine Ewan'ın 2012 yılında 117 hasta üzerinde yaptığı çalışmada hastaların tamamında omnifit constrained asetabular komponentler kullanılmış, ortalama 7 yıllık takip süresi sonunda sadece 1 hastada protezin revizyonu gerekli olduğu ve bu revizyonun periprostetik kırık sebebiyle yapıldığı görülmüştür. 96 Bizim çalışmamızda ise 2 yıllık takip sonucunda herhangi bir hastada revizyon ihtiyacı olmadı.

Literatürdeki konu ile ilgili yayınların çoğunda, constrained komponentlerin ciddi eklem rom kısıtlılığı yaptığı ile ilgili endişe olduğundan bahsedilmektedir 97,98,99 Fakat bununla ilgili literatürün dayandığı herhangi bir klinik veri, hastalar üzerinde yapılmış bir eklem hareket açıklığı karşılaştırılması çalışması bulunmamaktadır. Bizim uygulamalarımız ve sonuçlarımız ise kısıtlayıcı komponentlerin başarılı olduğu, eklem romuna negatif bir etkisinin olmadığı tezini desteklemektedir. Bu çalışma bilgilerimize göre bu yönde yapılan ilk çalışmadır.

Teorik olarak, constrained komponentler 28mm baş ile kullanıldığında 122 derece hareket arkı mevcuttur. Biz bu çalışmada, hastaların ameliyat sonrası kalça eklemi etrafında yapışıklıklar ve fibrosis geliştiği düşünüldüğünde, constrained komponent de kullanılsa, non-constrained komponent de kullanılsa, hastaların zaten protezin izin verdiği eklem hareket açıklığına ulaşamayacağı ve günlük aktivitelerinde constrained tip protezlerin izin verdiği eklem rom açıklığından daha fazlasına ihtiyaç duymadıkları düşüncesinden yola çıkarak, constrained ve non-constrained asetabular komponent kullanılan hasta gruplarında kalça eklem hareket açıklıklarını karşılaştırdık.

Çalışmaya Ankara Numune Eğitim ve Araştırma Hastanesi Ortopedi ve Travmatoloji Kliniği'nde Kasım 2013-Kasım 2015 tarihleri arasında çeşitli etyolojik nedenlerle revizyon total kalça artroplastisi yapılan 28 hastanın 28 kalçası dahil edildi. Operasyonların tamamı 2 cerrah tarafından yapıldı (Doç.Dr.Bülent ÖZKURT ve Doç.Dr.Abdullah Yalçın TABAK).

Çalışmaya dahil edilen olguların 15'i kadın 13'ü erkekti. Bunların 15'inde constrained tipte insert kullanılırken, 13'ünde non-constrained tipte insert kullanıldı.(Tablo 2) Olguların

tamamında asetabular cup revizyonu yapıldı. Olgular 6 ay süreyle takip edildi, preoperatif, postoperatif 3.hafta, postoperatif 3.ay ve postoperatif 6.ayda çağırılarak değerlendirilmeler yapıldı. Vakaların tamamına anterolateral insizyon ile girilerek sementsiz fiksasyon uygulandı. Hastalar preoperatif 2-4 gün, postoperatif da 5-7 gün olmak üzere toplamda 7-11 gün arası hastanede yatırıldı.

Hastalardan elde edilen veriler PASW Statistics 18 programına girildikten sonra ANOVA (Repeated Measures) kullanılarak veriler karşılaştırıldı. İki grup karşılaştırılırken $p < 0.05$ olması anlamlı kabul edildi.

Ameliyat oldukları gün itibarı ile olgularımızda constrained insert konulan grupta yaş ortalaması 67,67, non-constrained insert kullanılan grupta yaş ortalaması 57,00 ve genel yaş ortalaması 62,71 idi. Bu olguların ameliyat oldukları tarih itibarı ile en genci 39, en yaşlısı 83 yaşında idi. (Tablo4). Constrained insert kullanılan grupta yaş ortalaması non-constrained insert kullanılan grupla independent sample test'e göre karşılaştırıldığında constrained insert kullanılan grubun yaş ortalamasının diğer gruba göre istatistiksel anlamlı şekilde daha büyük olduğu görüldü ($p:0,007$) ($p < 0.05$)

Olguların (15 hasta constrained, 13 hasta non-constrained grupta) preoperatif eklem rom ve klinik bulguları ile postoperatif 3.hafta, 3.ay ve 6.aydaki eklem rom ve klinik bulguları Harris kalça skorumu sistemine göre değerlendirilip karşılaştırıldı.

Toplam harris kalça skoru constrained insert kullanılan grupta preoperatif dönemde ortalama 41,8 (5-70) olarak hesaplanmış iken, non-constrained insert kullanılan grupta 41,85 (23-62) olarak hesaplandı. Ortalama değer postoperatif 3.hafta, 3.ay ve 6.ayda her iki grupta da düzenli bir artış sergilerken, 6.aydaki kontrollerinde constrained insert kullanılan grupta toplam harris kalça skoru 82,67 (49-99) 'ye ulaşırken, non-constrained grupta da bu skor 85,08 (69-99) olarak hesaplandı.

İleri yaşa rağmen ($p:0.007$); ameliyat sonrası 6.ayda ameliyat önceki ölçümlerle kıyaslandığında constrained (kısıtlayıcı) insert kullanılan gruptaki eklem hareket açıklık artışları non-constrained insert kullanılan gruba göre anlamlı olarak daha iyiydi (**p değerleri:** fleksiyon: 0.045, abduksiyon: 0.000, dış rotasyon:0.000, harris eklem hareket açıklığı skoru: 0.035). İki grup arasındaki farkın belirlenmesi için ANOVA (repeated measures) testi kullanıldı.

Bulunan sonuçlara bakıldığında kısıtlayıcı insert kullanılan grupta fleksiyon eklem hareket açıklığı ortalaması operasyon öncesi 57,46 dereceden operasyon sonrası 68,08 dereceye yükselirken, kısıtlayıcı olmayan grupta 58,58 dereceden 64,08 dereceye yükseldiği görüldü. Abduksiyon eklem hareket açıklığı ortalaması ise kısıtlayıcı insert grubunda 30,54'ten 43,77'ye yükselirken, kısıtlayıcı olmayan grupta 35,00 dereceden 40,08 dereceye yükseldi. Dış rotasyon eklem hareket açıklığı ortalamalarına bakıldığında kısıtlayıcı insert grubunda 47,23 dereceden 74,15 dereceye yükseliş görülürken, kısıtlayıcı olmayan grupta ise 51,42 dereceden 66,58 dereceye yükseldiği görüldü. Bu sonuçlara bakıldığında kısıtlayıcı tip insertlerin eklem hareket açıklığına negatif yönde etki edeceğine yönelik olan klasik bilginin aksine daha yüksek eklem hareket açıklıkları elde edilmiştir.

Bütün bu sonuçlar incelendiğinde sanıldığı gibi constrained komponent kullanılan hastalarda non-constrained gruba göre kalça eklem hareketleri kısıtlanmamakta, tam tersine non-constrained komponent konulan hastalar kalçalarının disloke olma endişesini daha fazla hissetmesi sebebiyle daha az kalça eklem hareket açıklığını kullanmakta, oluşan fibrozis ve

eklem sertliği sonucu eklem hareket açıklıkları daha fazla kısıtlanmaktadır. Dahası, hastalar günlük aktiviteleri esnasında zaten constrained protezlerin izin verdiği eklem romundan daha fazlasına ihtiyaç duymamaktadır. Dolayısıyla literatürdeki yayınlarda belirtilen constrained komponentlerin kalça eklem hareket açıklığını kısıtlayacağı endişelerinin yersiz olduğu kanaatindeyiz.

7.SONUÇ

Sonuç olarak; constrained insertler, sanıldığı gibi hastaların fonksiyonel kalça eklem hareket açıklığını kısıtlamamaktadır. Diğer implantlar instabilitenin tedavisinde başarısız kaldığında, nöromüsküler ve kognitif problemi olan hastalarda, abduktor yetmezliklerde ve yaşı ve beklentisi düşük hastalarda doğru konumlandırılmış implantlarla beraber kullanılabilir.

8.ÖZET

Çalışmaya Ankara Numune Eğitim ve Araştırma Hastanesi Ortopedi ve Travmatoloji Kliniği'nde Kasım 2013-Kasım 2015 tarihleri arasında çeşitli etyolojik nedenlerle revizyon total kalça artroplastisi yapılan 28 hastanın 28 kalçası dahil edildi. Olguların (15 hasta constrained, 13 hasta non-constrained grupta) preoperatif eklem rom ve klinik bulguları ile postoperatif 3.hafta, 3.ay ve 6.aydaki eklem rom ve klinik bulguları Harris kalça skorlama sistemine göre değerlendirilip karşılaştırıldı.

Toplam harris kalça skoru constrained insert kullanılan grupta preoperatif dönemde ortalama 41,8 (5-70) olarak hesaplanmış iken, non-constrained insert kullanılan grupta 41,85 (23-62) olarak hesaplandı. Ortalama değer postoperatif 3.hafta, 3.ay ve 6.ayda her iki grupta da düzenli bir artış sergilerken, 6.aydaki kontrollerinde constrained insert kullanılan grupta toplam harris kalça skoru 82,67 (49-99) 'ye ulaşırken, non-constrained grupta da bu skor 85,08 (69-99) olarak hesaplandı.

İleri yaşı rağmen (p:0.007); ameliyat sonrası 6.ayda ameliyat önceki ölçümlerle kıyaslandığında constrained (kısıtlayıcı) insert kullanılan gruptaki eklem hareket açıklık artışları non-constrained insert kullanılan gruba göre anlamlı olarak daha iyiydi (**p değerleri:** fleksiyon: 0.045, abduksiyon: 0.000, dış rotasyon:0.000, harris eklem hareket açıklığı skoru: 0.035).

Bütün bu sonuçlar incelendiğinde sanıldığı gibi constrained komponent kullanılan hastalarda non-constrained gruba göre kalça eklem hareketleri kısıtlanmamakta, tam tersine non-constrained komponent konulan hastalar kalçalarının disloke olma endişesini daha fazla hissetmesi sebebiyle daha az kalça eklem hareket açıklığını kullanmakta, oluşan fibrozis ve eklem sertliği sonucu eklem hareket açıklıkları daha fazla kısıtlanmaktadır. Dahası, hastalar günlük aktiviteleri esnasında zaten constrained protezlerin izin verdiği eklem romundan daha fazlasına ihtiyaç duymamaktadır. Dolayısıyla literatürdeki yayınlarda belirtilen constrained komponentlerin kalça eklem hareket açıklığını kısıtlayacağı endişeleri yersizdir. Sonuç olarak; constrained insertler, sanıldığı gibi hastaların fonksiyonel kalça eklem hareket açıklığını kısıtlamamaktadır. Diğer implantlar instabilitenin tedavisinde başarısız kaldığında, nöromüsküler ve kognitif problemi olan hastalarda, abduktor yetmezliklerde ve yaşı ve beklentisi düşük hastalarda doğru konumlandırılmış implantlarla beraber kullanılabilir.

9. KAYNAKLAR

1. Cammpell WC. Artroplasty of the hip: an analysis of 48 cases. *Surgy Gynecol Obstet.* 1926 ;43:9-17
2. Oh I, Carlson C, Tomford W, et al. Improved fixation of the femoral component after total hip replacement using a methacrylate intramedullary plug. *JBJS* 1978; 60A: 608-613
3. Sayre LW. A new operation for artificial hip joint in bony ankylosis. Illustrated by two cases. *Trans Med Soc N.Y.* 1863:111-127
4. Callaghan JJ, Rosenberg A, Rubash H.E. *The Adult Hip* 2008 Cilt 1, sf 3-14
5. Collona PC. An arthroplastic procedure for kongenital dislocation of the hip. *Surgy Gynecol Obstet.* 1936;63:771-778
6. Lambugnani L. La decapitazione del femore nella lussazione congenita dell'anca. *Giorn R Acad Med Torino* 1885;33:538-551
7. Speed JS, ed. *Campells Operative orthopedics.* 2nd ed. St Louis: CV Mosby; 1949:654-659
8. Charnley J. Anchorage of the femoral head prosthesis to the shaft of the femur. *JBJS* 1960;42B:28-30
9. Leger W. Proximal osteotomies of the femur without effect on the position of the head. In: Rutt A, ed. *Coxarthrosis: surgical and conservative treatment.* Stutgard Thieme; 1976:33-42
10. Moore AT, Bohlman HR. Metalhip joint: a case report. *JBJS* 1943;25:688-692
11. Hawley GW. A new fracture, X ray an orthopedic table. *Am J. Surg* 1932;18:19-25
12. Otis GA. A report of amputations at the hip-joint in military surgery. Washington, DC: Government Printing Office; 1869
13. Bobyn JD, Pilliar RM, Cameron HU, et al. Porous surfaced layered prosthetic devices. *J Biomed Eng* 1975;10:126-131
14. Bobyn JD, Pilliar RM, Cameron HU, et al. The optimum porozise for the fixation of porous surfaced metal implant by the ingrowth of the bone. *Clin Orthop* 1980;150:126-131
15. Bonfiglio M, Voke EM, Aseptic necrosis of the femoral head and nonunion of the femoral neck. *JBJS* 1968;50 A-48-66
16. Netter F. : *The Ciba Collection of Medical Illustrations Muskuloskeletal System,* 1987, Vol. 1.
17. Tönnis D. : *Congenital dysplasia and dislocation of the hip in children and adults.* Berlin Heidelberg: Springer-Verlag, 1987.
18. Bombeli, R. : *Osteoarthritis of the Hip. Clasification and Pathogenesis. The Role of osteotomy as a Constant Therapy,* ed. 2. Berlin, Springer-Verlag, 1983.
19. Pauwels, F.: *Gesammelte Abhandlungen zur funktionellen des Bewegungsapparates.* Berlin, Heidelberg, New York, Springer-Verlag, 1965.
20. Pauwels, F. : *Biomechanics of the normal and Diseased Hip.* Berlin, Springer-Verlag, 1976.
21. Bombeli R, Santore, Poss R. : *Mechanics of the normal and osteoarthritis hip. A new perspective.* *Clin Orthop Relat Res.* 1984 Jan-Feb;182: 69-78
22. Clarke. E.G.C. Hickman. J. Collins. D.H. : *Discussion on metals joints.* *Orthop Clin.* :North Am. 1973;275.
23. Harkess JW, Daniels AU. Introduction and overview. In: Canale S.Terry (ed). *Campbell's operative Orthopaedics.* Vol 1. Mosby 2003; 5:223-242
24. Rose RM, Nusbaum HJ, Schneider H, et al. One the true wear rate of ultra highmolecular-weight polyethylene in the total hip prosthesis. *JBJS* 1980;62-A:537-549
25. Alpaslan AM. Total kalça protezinde komplikasyonlar Ege R.(ed). *Kalça cerrahisi ve sorunları.* Türk Hava Kurumu Basımevi Ankara 1994;883-907
26. Harkess JW, Crockarell JR, *Arthroplasty of The hip.* _n: Canale S.Terry (ed).

- Campbell's operative Orthopaedics. Vol 1. Mosby 2008;7 :312-481
27. Head. W.C. Bauh. DJ. Emerson. R.H. Titanium as the material of choice for cementless femoral component in total hip arthroplasty. Clin Orthop.1995; 311:85-90
 28. Jarcho M. Calcium phosphate ceramics as hard tissue prosthetics. Clin Orthop. 1981; 157:259.
 29. Peilro A, Pardo J, Navarrete R, et al. Fracture of the ceramic head total hip arthroplasty report of two cases. J.Arthroplasty 1991;6(4):371-374.
 30. Lelebicioglu G, Musdal Y, Ortopedide kullanılan biyomateryaller. Hacettepe Orthop Surg 1991;1;2:105-113
 31. Chin. HC. Stauffer. R.N. Chao. E.Y.S. The effects of centrifugation on the mechanical properties of cement. JBJS. 1990 72:363.
 32. Orsini E, Byrick RJ, Müllen BM, Waddell JP: C ardiopulmonary function and pulmonary microemboli during arthroplasty using cemented or non-cemented components. JBJS 1987;69-A:822-832
 33. Ries MD, Lynych F, Richman J, Gomez M: Pulmonary function during and after total hip replacement. JBJS 1993;75-A:581-587
 34. Gruen. T-Markof K.L Amstutz. H.C. Effects of lamination and blood entrapment on strength of acrylic cement. Clin Orthop:1976 119:2.50
 35. Lee. A.J.C.Ling, R.S.M. Vangola, S.S. Some clinically relevant variables affecting the mechanical behavior of bone cement. Arch Orthop Trauma Surg. 1978;92.1.
 36. Willert, H.G. Ludwig J. Semlitsch, M.: Reaction of bone to metacrylate after hip, artroplasty. A long-term gross, light microscopic. Electron microscopic study. JBJS. 1974; 56-A: 1368
 37. Engh CA. : Bobyn JD, Glassman AH. Porus-coated hip replacement. J Bone Joint Surg 1987;69-B:45-55
 38. Galante. JD. Laing. P.G.Biomaterials. AAOS Instr. Course Lectlire.1978; 24:1
 39. Morscher EW. Cementless total hip arthroplasty. Clin Orthop. 1983;181:76-91
 40. Crowvniinshield R, An overview of prosthetic materials for fixation. Clin Orthop Relat Res. 1988 Oct;235:166-172
 41. Mccutchen JW, Collier JP, Mayor MB. Osseointegration of titanium implants in total hip arthroplasty. Clin Orthop Relat Res. 1990 Dec;261:114-125
 42. Tözün R. Çimentosuz total kalça artroplastileri. Ege R (ed). Kalça cerrahisi ve sorunları Ankara 1994:865-876
 43. Mcpherson EJ. Adult reconstruction. Review of orthopaedics. Saunders 2004;4:266-308
 44. Haddad RJ, Cook SD, Thomas KA, et al. Current concepts rewiev: Biological fixation of porous-Coated implants. JBJS1987;69-A:1459-1466
 45. Anthony PP, Gie GA, Howie CR, et al. Localized endosteal bone lysis in relation to the femoral components of cemented total hip arthroplasties. JBJS 1990;72B:971-979
 46. Sumner DR, Galante JO. Determinants of stres shilding: Desing versus materials versus interface. Clin Orthop Relat Res. 1992Jan;274:202-212
 47. HarrisWH. Result of uncemented cup. A.critical appraisal at 15 tears. Clin Orthop Rel Res 2003;417:121-25
 48. Wasilewski RC, Cooperstein LA, Kurger MP. Acetabular anatomy and transacetabular fixation of screws in total hip arthroplasty. JBJS 1990;72-A :501-508
 49. Cook SD, Thomas AK, Kay FJ, ee al. Hydroxyapatite-coated porous titanium for use as an orthopedic biologic attachments system. Clin Orthop Relat Res. 1988 May;230:303-312
 50. Singh M et al: Changes in trabeculerpattern of the upper end of femur as an index of osteoporozis. J. Bone Joint Surg. 1970; 52-A, 456-464
 51. Callaghan JJ, Dysart SH, Savory CG. The uncemented porous coated anatomic total hip prothesis. JBJS1988 Marc;70-a:337-346
 52. Johnston R.C. Fitzgerald RH., Haris W.H.: Clinical and radiographic evalution of total hip replacement: Astandart system of terminology for reporting result. JBJS Br. 1990; 72:161
 53. Eftekar N.S. Dislocation and _nstability in total hip artroplasty. Volüm 2 Chapter

- 32.pp.1505-1551, St-louis, Missouri, Mosby-year book, Inc1993
54. Harkess J.W. Arthroplasty of the hip, Campbell's Operative Orthopaedics,8.edition, 441-476
55. Mallory HT, Lombardini AV., Fada RA., et al. Dislocation after total hip arthroplasty using the anterolateral abductor split approach. . Clin Orthop Relat Res. 1999 Jan; 358:166-172
56. McCollum DE, Gray WJ: Dislocation after total hip arthroplasty. Causes and prevention. Clin Orthop Relat Res. 1990 Dec;261:159-170
57. Baker AS, Bitounis VC: Abductor function after total hip arthroplasty: An elektromyographical and clinical review. JBJS1989;71-B:47-50
58. Demos HA, Rorabeck CH, Bourne RB, et al. _nstability in primary total hip arthroplasty with the direct lateral approach. Clin Orthop Relat Res. 2001 Dec;393: 168-180
59. Frndak PA, Mallory TH, Lombardi AV: Translateral surgical approach to the hip. The abductor muscle 'split'. Clin Orthop Relat Res. 1993 Oct. ;295:135-141
60. Van der Linde MJ, Torino AJ: Nevre injury after hip arthroplasty. 5/600 cases after uncemented hip replacement, anterolateral approach versus direct lateral approach. Acta Orthop Scand 1997; 68(6):1217-1222
61. Jacops LGH, Buxton RA: The course of the superior gluteal nevre in the lateral approach to the hip. JBJS 1989;71-A:1239-1243
62. Hedlundh U,Ahnfelt L, Hybbinette CH, etal. :Surgical experience related to dislocation after total hip arthroplasty. JBJS1996;78-B:206-209
63. Merrill AR, Leesa DH, Michael EK, Philip MF, John BM: A clinical comparison of the anterolateral and posterolateral approaches to the hip. Clin Orthop Relat Res. 2001 Apr;385:95-99
64. Roberts JM, Fu FH, McClain EJ, et al: A comparison of the posterolateral and anterolateral approaches to total hip arthroplasty. Clin Orthop Relat Res. 1984 Jul-Aug;187:205-210
65. Weal AE, Newman P, Ferguson IT, et al. Nerve injury after posterior end direct lateral approaches for hip replacement. A clinical and electrophysiological study. JBJS Br. 1996 Nov;78(6):899-902
66. Dayıcan A, Özkan G, Tümüöz MA. : Total kalça artroplastisinde sinir yaralanmaları ve korunma. TOTBİD Dergisi2004;3;3-4
67. Haddad RJ, Cook SD, Brinker MR. A comparison of three varieties of noncemented porous-coated hip replacement. JBJS 1990 72-B;1:2-8
68. Keating ME. Structures at risk from medially placed acetabular screw.JBJS1990;72:509-11
69. Fitzgerald RH Jr, Brindley GW, Kavanagh BF. The uncemented total hip arthroplasty: intraoperativ femoral fracture. Clin Orthop 1988:61235-39
70. Dorr LD, Wolf AW, Chanler R. Clasification and treatment of dislocations of total hip arthroplasty. Clin Orthop 1983;173:151-159
71. Fitz geral Rh. Total hip arthroplasty sepsis: prevention and diagnosis. Clin Orthop North Am. 1992;23:259-64
72. Tsukayama DT, Estrada R, Gustilo RB. Infection after total hip arthroplasty. A study of treatment of one hundred and six infection. JBJS Am 1996;78:512-23
73. Planes A, Vochelle N. Total hip replacement deep vein thrombosis. JBJA Br 1991;73:418-22
74. Bourne RB, rorabeck CH Ghazel ME, et al. Pain in the following total hip replacement with a porous coated anatomic prothesis for osteoarthritis. JBJS 1994;76:1464-70
75. Nilsson OS, Persson PE. Heterotopic bone formation after joint replacement. Curr Opin Rhumatol 1999Mar;11(2):127-31
76. Brooker AF, Bowerman JW, Robinson RA, et al. Ectopic ossification following total hip replacement. Incidence and a method of classification JBJS 1973;55:1629-32
77. Duck HJ, Mylod AG Jr. Heterotopic bone in hip arthroplasty. Clin Orthop 1992;282:145-149
78. Sell S, Willams R, Jany R. The suppression of heterotopic ossifications:

- radiation versus NSAIG therapy-a prospective study. *J Arthroplasty* 1998 Dec;13(8):854-9
79. Jacobs JJ, Sumner DR, Galante JO. Mechanisms of bone loss associated with total hip replacement. *Orthop Clin North Am* 1993;24:583-590
80. Charnley J. *Low friction arthroplasty of the hip: theory and practice*. New York: Springer-Verlag, 1979
81. Maloney WJ, Jasty M, Rosenberg A et al. Bone lysis in well-fixed cemented femoral components. *JBJS* 1990;72B:966-970
82. Maloney WJ, Jasty M, Harris WH, et al. Endosteal erosion in association with stable uncemented femoral components. *JBJS* 1990;72A:1025-1034.
83. Tompkins GS, Jacobs JJ, Kull LR, Rosenberg AG, Galante JO. Primary total hip reconstructions with a porous acetabular component. Seven to ten year result. *JBJS* 1997;79A:169-176.
84. Zicat B, Eng C, Gokcen E. Patterns of osteolysis around total hip components inserted with and without cement. *JBJS* 1995;77A:432-439
85. Campbell P, McKellop H, Yeom B, et al. Isolation and characterization of UHMWPE particles from periprosthetic tissue. *Trans Soc Biomater*. 1994;17:391.
86. Shanbhag AS, Jacobs JJ, Glant TT, et al. Composition and morphology of wear debris in failed uncemented total hip arthroplasty. *JBJS* 1994;76B:60-67.
87. S.Terry C, James HB, Campbell. *'s operative orthopedics 11.edition 2011, revision of total hip arthroplasty*, 437-438
88. *The Journal of Arthroplasty*, June 2006 Volume 21, Issue 4, Supplement, Pages 126–130
89. Springel BD, Fehring TK, Griffin WL. *Clin Orthop Relat Res*. 2009 Jan;467(1):166-73
90. Bournier RB, Mehin R. *J Arthroplasty* 2004:111-114, Patel PD, *J Arthroplasty* 2007: 86-90
91. Berend KR, Sporer SM, Sierra RJ. *Bone Joint Surg Am* 2010;92:2737-52
92. Charissoux JL, Asloun Y, Marcheix PS. *Clin Orthop Relat Res* 2012;470:1907-16
93. Guyen O, *Bone Joint Surg Br* 2006;88:870-6
94. Guyen O, *Bone Joint Surg Am* 2008;90:1553-60
95. Hernigou P, Filippini P. *Clin Orthop Relat Res*(2010) 468:3255-3262
96. Ewan B, Michael RW, Gordon C. *Hip Int* 2012;22(05):505-510
97. Maximillian S, Harry ER, William M. *Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons*, vol12, no5, September/October 2004, sayfa 319
98. Thomas P, Stephen F, Rebecca S. *Orthopedic Reviews* 2015;7:5779, sayfa 40
99. Noble PC, Durrani SK, Usrey MM. *Clin Orthop Relat Res*(2012)470:1907-16