

**TÜRKİYE CUMHURİYETİ
ANKARA ÜNİVERSİTESİ
TIP FAKÜLTESİ**

**PRİMER TOTAL KALÇA PROTEZİ HASTALARINDA KALÇA
ROTASYON MERKEZİNDEKİ SAPMANIN
AMELİYAT SONRASI ERKEN VE ORTA DÖNEM KLİNİK VE
RADYOLOJİK DURUM ÜZERİNE OLAN ETKİSİ**

Dr. Senan TAĞIYEV

**ORTOPEDİ VE TRAVMATOLOJİ ANABİLİM DALI
TIPTA UZMANLIK TEZİ**

**TEZ DANIŞMANI:
Prf. Dr. Bülent A. ERDEMLİ**

Ankara 2016

ANKARA ÜNİVERSİTESİ TIP FAKÜLTESİ

TEZ SINAVI TUTANAĞI

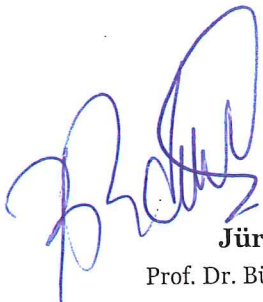
I. UZMANLIK ÖĞRENCİSİNİN		
Adı, Soyadı	: Dr. Senan TAGHİYEV	Sınav tarihi: 18/10/2016
Anabilim/Bilim Dalı	: Ortopedi ve Travmatoloji Anabilim Dalı	
Tez Danışmanı	: Prof. Dr. Bülent ERDEMLİ	

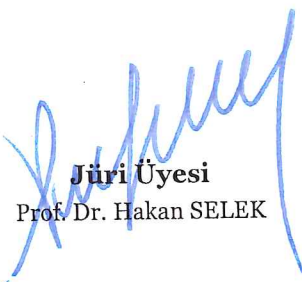
II. TEZ İLE İLGİLİ BİLGİLER	
Tezin Başlığı: Primer Total Kalça Protezi Uygulanılan Hastalarda Kalça Rotasyon Merkezindeki Sapmanın Erken ve Orta Dönem Klinik ve Radyolojik Durum Üzerine Olan Etkisi	
Tezin Niteliği:	☒ Ana Dal Uzmanlık Tezi ☐ Yan Dal Uzmanlık Tezi
Kaçıncı tez sınavı olduğu:	☒ 1 ☐ 2 ☐ 3

III. KARAR	
Yapılan tez sınavı sonucunda yukarıda belirtilen tezin "Tıpta Uzmanlık Tezi" olarak	
☒ Kabulüne	
☐ Reddine	
☐ Düzeltmeler yapıldıktan sonra tekrar değerlendirilmesine	
☒ Oy birliği ☐ Oy çokluğu ile karar verilmiştir.	

IV. AÇIKLAMALAR	
Lütfen, tezin reddi veya düzeltme istenmesi durumunda gerekçeli açıklamalarınızı buraya yazınız	

Jüri Başkanı
Prof. Dr. M. Bahaddin GÜZEL


Jüri Üyesi
Prof. Dr. Bülent ERDEMLİ


Jüri Üyesi
Prof. Dr. Hakan SELEK

TEŞEKKÜR

Tez çalışmam sürecinde tüm bilgi, donanım ve deneyimini benimle paylaşan ve yol gösteren, bu süreçte her türlü sorunumla yakından ilgilenen ve çözümleyen, tez danışmanım olan Prof.Bülent A Erdemli'ye sonsuz teşekkür ederim.

Ortopedi ve Travmatolojinin birçok alanında öncü olan Ankara Üniversitesi Tıp Fakültesi Ortopedi ve Travmatoloji Kliniğinde asistanlık eğitimi almış olmanın onurunu taşımaktayım.

Her türlü bilgi ve tecrübesini bizlerden esirgemeyen ve yetişmemde büyük emeği geçen değerli hocalarım Prof. Dr. Tarık Yazar, Prof. Dr. Yener Sağlık, Prof. Dr. Mehmet Binnet, Prof. Dr. Bahaddin Güzel, Prof. Dr. Sinan Adıyaman, Prof. Dr. Mehmet Demirtaş, Prof. Dr. AliKemal Us, Prof. Dr. Bülent Erdemli, Prof. Dr. Yusuf Yıldız, Prof. Dr. Hakan Kınık, Prof. Dr. Sinan Bilgin'e teşekkür ederim.

Uzmanlık eğitimimin tüm basamaklarında yanımda olan, hiçbir konuda desteğini esirgemeyen, yetişmemde büyük katkıları olan Doç. Dr. Kerem Başarır ve Doç. Dr. Mehmet Armangil'e içten teşekkürlerimi sunarım.

Özellikle artroskopi alanında sahip olduğu derin tecrübe ve bilgisini bizden esirgemeyen Doç. Dr. Ramazan Akmeşe'ye saygı ve şükranlarımı sunarım.

Uzmanlık eğitimimde emek harcayan ağabeylerim Op. Dr. Mahmut Kalem ve Op. Dr. Hakan Kocaoğlu'na teşekkür ederim.

Dr. Senan TAĞIYEV

İÇİNDEKİLER

Sayfa No:

KABUL VE ONAY	ii
TEŞEKKÜR.....	iii
İÇİNDEKİLER	iv
ŞEKİLLER DİZİNİ.....	vii
TABLolar DİZİNİ	ix
1. GİRİŞ.....	1
2. GENEL BİLGİLER.....	4
2.1. KALÇA EKLEM ANATOMİSİ	4
2.1.1. Kemiksel Anatomi.....	4
2.1.2. Eklem Kapsülü ve Ligamanlar	9
2.1.2.1. Ligamentum iliofemorale	10
2.1.3. Kalça Eklemi İlgilendiren Kaslar	12
2.1.3.1. Kalçanın Dorsal Grup Kasları (Şekil 6).....	12
2.1.3.1.1. M.Gluteus Maksimus	12
2.1.3.1.2. M.Gluteus Medius.....	12
2.1.3.1.3. M.Gluteus Minimus	13
2.1.3.1.4. M.Tensor Fasciae Lata	13
2.1.3.1.5. Uyluk Dış Rotator Kasları:.....	14
2.1.3.2. Uyluk Kasları	14
2.1.3.2.1. Uyluğun Anterior Fasial Kompartmanında Bulunan Kaslar	14
2.1.3.2.2. Uyluğun Medial Fasial Kompartmanında Bulunan Kaslar:.....	16
2.1.3.2.3. Uyluğun Posterior Fasial Kompartmanında Bulunan Kaslar	16
2.1.4. Kalça Çevresinin Nörovasküler Yapısı	17

2.1.4.1. Nörolojik Yapı	17
2.1.4.2. Vasküler Yapı	18
Deep artery.....	18
2.2. KALÇA EKLEMİ BİYOMEKANİĞİ	20
2.2.1.Dokuların Mekanik Özellikleri:	20
2.2.2.Temel bölge özellikleri	20
2.2.3. Kinematik	23
2.3. TOTAL KALÇA ARTROPLASTİSİNDE KULLANILAN BİYOMATERYALLER	23
2.3.1. Biyomateryaller Hakkında Genel Bilgiler.....	23
2.3.1.1. Çok yüksek molekül ağırlıklı polietilen (UHMWPE)	27
2.3.1.2. Paslanmaz çelik.....	28
2.3.1.3. Kobalt alaşımlar	28
2.3.1.4. Titanyum	29
2.3.1.5. Seramikler	29
2.3.1.6. Polimetilmetakrilat (PMMA).....	29
2.3.2. Poroz Yüzeyler	32
2.4. TOTAL KALÇA ARTROPLASTİSİ	33
2.4.1.Sementli protezler	34
2.4.1.1. Sementleme teknikleri	35
2.4.1.2. Sementli asetabular komponentler	36
2.4.1.3. Sementli femoral komponentler:	36
2.4.2. Sementsiz protezler	37
2.4.2.1. Sementsiz total kalça protezleri'nin fiksasyon mekanizması	38
2.4.2.1.1. Makroskopik Fiksasyon:	38
2.4.2.1.2. Mikroskopik Fiksasyon:	38
2.4.2.2. İmplanta Karşı Kemik Dokunun Cevabı	39

2.4.2.3. Sementsiz Asetabular Komponentler.....	39
2.4.2.4. Sementsiz femoral komponentler	42
2.4.3. Preoperatif Planlama	43
2.4.3.1. Morfolojik kortikal indeks	45
2.4.3.2. Radyografik değerlendirme:	48
2.4.3.3. Kısıalığın Ölçülmesi	49
2.4.4. Total Kalça Artroplastisinde Endikasyonları.....	51
2.4.6. Cerrahi Yaklaşım Teknikleri	53
2.4.6.1. Anterolateral Yaklaşım	54
2.4.6.2. Direkt Lateral Yaklaşım.....	54
2.4.6.3. Posterior Yaklaşım.....	55
2.4.7. Rehabilitasyon	55
2.4.8. Komplikasyonlar.....	56
2.4.8.1 Ameliyat sırasında oluşan komplikasyonlar:	56
2.4.8.2. Ameliyat sonrası erken komplikasyonlar:	57
2.4.8.3. Ameliyat Sonrası Gelişen Geç Komplikasyonlar:	59
2.5. KLİNİK DEğERLENDİRME	62
2.6. RADYOLOJİK DEğERLENDİRME.....	62
2.6.1. Femoral stemin stabilitesi.....	63
2.6.2. Asetabular komponentin stabilitesi:	65
3. GEREÇ VE YÖNTEM	68
4. BULGULAR	75
4.1. OLGU ÖRNEKLERİ	86
5. TARTIŞMA	92
6. ÖZET.....	95
7. SUMMARY	96
8. KAYNAKLAR	97

ŞEKİLLER DİZİNİ

Sayfa No:

Şekil 1.	Koksayı oluşturan kemik yapılar (Sobotta İnsan Anatomi Atlası).....	4
Şekil 2.	Kalça görüntüsü	6
Şekil 3.	Koksayı oluşturan kemiklerin A) Lateral, B) Medial görünümü	6
Şekil 4.	Femur proksimalinin önden ve arkadan görünümü	7
Şekil 5.	Femur boynunun trabeküler yapısı	9
Şekil 6.	Kalça eklemi ligament yapısı anterior ve posterior görünümü.....	11
Şekil 7.	Kalçanın dorsal grup kasları	13
Şekil 8.	Uyluk kasları.....	15
Şekil 9.	Kalça posterior nörolojik yapıları.....	17
Şekil 10.	Kalça çevresinin vasküler görünümü	18
Şekil 11.	Femur baş ve boynunun arteriyel beslenmesi.....	19
Şekil 12.	Ayakta (A) ve tek ayak üzerinde (B) femur başına etkili bileşke kuvvet.	22
Şekil 13.	Stres-gerilme diyagramı (Campell’Operative Orthopaedics, 2007, Türkçe).....	25
Şekil 14.	Elastik modülüsler	26
Şekil 15.	Femoral komponentte dikkat edilecek noktalar.....	33
Şekil 16.	Wasielowski’nin kadrans sistemi (Review of orthopaedics, Miller, 2000).....	40
Şekil 17.	Eksi (Singh)	45
Şekil 18.	Morfolojik kortikal indeks.....	46
Şekil 19.	Pelvis ön-arka grafide uzunluk farkının ölçülmesi.....	50
Şekil 20.	Femoral komponente ait zonlar (Gruen)	63
Şekil 21.	Asetabular komponente ait zonlar	65
Şekil 22.	ve asetabular komponentin radyolojik değerlendirilmesi.....	66

Şekil 23. Ranawat metoduyla kalça rotasyon merkezinin ölçümünün şematik örneği:	70
Şekil 24. Yaptığımız ölçüm	71
Şekil 25. Gruen zone'ları	74
Şekil 26. Harris kalça skoruna göre değerler tablosu	75
Şekil 27. Harris skorlamasına göre klinik sonuçların diyagram görüntüsü	76
Şekil 28. Spearman ölçüm sonucu	77
Şekil 29. Kolmogorov-Smimov ve Shapiro testleri	78
Şekil 30. Kruskal-Wallis testi	78
Şekil 31. KRM'deki vertikal düzlemde sapma yönü	79
Şekil 32. Chi-Square Testleri kullanılmıştır.	80
Şekil 33. Hastaların Harris skorlamasına göre klinik sonuçların vertikal ve horizontal sapmaları	81
Şekil 34. KRM'deki horizontal düzlemde	82
Şekil 35. Periimplant kemik lizisinin sapma yönü	83
Şekil 36. Verikal_yon Perlimplant gevşeme	84
Şekil 37. Horizonta_yon Perlimplant gevşeme	85

TABLÖLAR DİZİNİ

Sayfa No:

Tablo 1. Spotorno kriterleri46

Tablo 2. Femoral kemik lizisinin Paproski sınıflandırması.....74



1. GİRİŞ

Kalça eklemi insan vücudunda en fazla yük altında kalan eklemdir. Bu nedenle, fonksiyonel yaşamda doğal olarak dejeneratif artrit yönünden potansiyel risk taşımaktadır. Dejeneratif artrit gelişen bir kalçada tedavinin asıl amacı ağrıyı gidermek ve normale yakın bir kalça eklem hareket aralığı oluşturmaktır. Birçok nedenle etkilenen ve kıkırdak yapının fizyolojik özelliğinden dolayı yıpranmış olan kalça eklemine doğal yapısına dönüştürmek günümüzde halen mümkün değildir. Kalçayı etkileyen yük dağılımını dengelemek ve ağrıyı ortadan kaldırmaya yönelik tasarlanan osteotomiler, rezeksiyon artroplastileri ve kalça artrodezi gibi yöntemler gerekli durumlarda halen kullanım alanı bulmaktadır. Bununla birlikte total kalça artroplastisi, sorunun çözümü için ayrı bir yol ve yöntem olarak uygulanmaktadır. Bu amaçla başlangıçta sementli ve daha sonra teknolojik ilerlemeler sonucunda geliştirilen sementsiz ve hibrid sistem total kalça artroplastisi uygulamaları yaygın olarak yapılmaktadır.

Artroplastide amaç kemik uçlarını şekillendirip fragmanlar arasını çeşitli materyaller ile doldurup birbirinden ayrı yüzeyler olarak tutmaktır. Bu işlem için oldukça çeşitli materyaller kullanılmıştır. Chicago’da J.B. Murphy artroplasti için işlemler bulmuştur. Bu işlemler tüm büyük eklemlerde fasya flebini ve yağı yeniden şekillendirerek eklem yüzeyi arasına yerleştirmeye dayanmaktadır.^{19,114,131} 1917 yılında Willam S.Baer ara membran olarak domuz mesanesinden yapılan yaprakları kullanmıştır. Gelişimsel kalça çıkığı olan ileri yaştaki çocukların tedavisinde kalçayı asetabulum içinde tutmak için kalça eklem kapsülünü ara membran olarak kullanılan prosedürü Colonna ortaya koymuştur.³⁰ Helsinki’de Kallio başarılı bir şekilde cildin dermal tabakalarını ara membran olarak kalça artroplastisi yapılan hastalarda kullanmıştır.⁹² 1923 yılında Boston’dan Marius Nygaard, Smith-Petersen kalça artroplastisinde diğer materyallerin kullanımı için çalışma başlatmıştır.¹⁴¹ Başlangıçta camdan kaplar denemiş bunların kırılması ile bakalit kaplar kullanımı ve ardından denediği erken dönem plastik kaplarda başarısız olmuştur. Başarılı, onbeş yıl sonra ortopedik cerrahide kullanılmaya başlayan ilk reaksiyon vermeyen vitalliumdan yapılan kaplar ile yakalamıştır. 1938 yılında Philip Wiles, Still hastalığına yakalanmış altı hastaya paslanmaz çelikten, femoral ve asetabular

komponenti olan kalça 18 replasmanı yapmıştır. Asetabulumu vida ile stabil hale getirmiştir ve başkomponentli stem, düz plak ve vidalardan oluşur.

Total kalça replasmanının kullanışlı bir işlem olduğunu ilk saptayan John Charnley'dir ve ayrıca dünyanın herhangi bir yerinde, iyi eğitilmiş ortopedik cerrahlar tarafından yapılabilirliğini ortaya koymuştur. Charnley'in ilgisini, Leon Wiltsie'in kullandığı metilmetakrilat sement çekmiştir ve kısa sürede Charnley bunu uygulamaya koymuştur. Yük binen yüzeyde politetrafluoroetilen (teflon) kullanımındaki ilk başarısızlık sonrası Charnley yüksek molekül ağırlıklı polietileni uygulamış ve başarıyı elde etmiştir.

Kemik çimentosu olarak metilmetakrilat kullanılan total kalça replasmanının, çok kullanışlı bir operasyon olduğu kanısına varılmıştır. Kemik rezeksiyonu ve oyucularla yapılan hatalar, sement miktarı artırılarak giderilebiliyordu. Ne yazık ki bu da ileride gevşeme sıklığını artıran durum ortaya çıkarmıştır. Operasyon tekniği zamanla mükemmelleşmiş ve sementleme tekniği daha can alıcı hal almıştır. Kemik yüzeylerin hazırlanmasında dikkatli olmanın önemine ve sementin kemiğin içine basınç vererek kuvvetli gönderilmesinin önemine Robin Ling işaret etmiştir.⁹⁵ Jo Müller bu düşünceyi genişletmiş ve düşük yoğunluklu sementi tanıtmıştır.¹⁰⁹ William Harris, geliştirilmiş sementleme tekniğini popülerize etmiş ve bu konuda çalışmalar yapmıştır.'

Akrilik sementin kullanımına bağlı reaktif problemler ortaya çıkması nedeniyle, daha biyolojik fiksasyonlar elde etmek için sementin tam anlamıyla ortadan kaldırıldığı kemik büyümesine izin veren poroz kaplı komponentler elde edilmiştir. Pillar ve Galante'nin araştırma grupları bu yaklaşımın öncüleri olmuştur.^{9,11,14} Titanyumdan yapılan femoral komponentlerin ortaya çıkması ile kemik sementi ve poroz kaplama harici press fit fiksasyon yapma imkanı doğmuştur. Sementsiz implantların hem femoral hem de asetabular komponentte kullanımı ile birinci sınıf teknik stil ortaya çıkmış ve işlem daha hassas hale gelmiştir.

Total kalça protezi uygulamaları sırasında protezin yerinin doğruluğunu göstermeye yönelik çalışmalar arasında sık sık kullanılan Kalça Rotasyon Merkezi kavramı ortaya çıkmıştır.Yapılan protezin rotasyon merkezinin kalça rotasyon merkezine yakınlığı kalça eklemine binen Kalça Eklem Tepki Kuvvetlerinin (Hip

Joint Reaction Force) ve Abduktor Kas Kuvvetinin (Abductor Muscle Force) moment kolunu değiştirmekle birebir etki etmektedir.Bu ise dolayý yoldan protez aşınmasına,periimplant gevşemeye ve abduktör kasların enerji harcamasına etki ediyor.Birçok alışma ameliyat sırasında kalça rotasyon merkezinin asetabuler komponentin gerçek asetabulumun yerine konulması ile doğallığı korumayı ve ekleme binen negatif yükleri azalttığını göstermekte.Ama ameliyat içerisinde bazen bunun displastik asetabulum ve kemik defektin varlığı sırasında yapılması zorluklar oluşturmaktadır.Ameliyatlar sırasında kalça rotasyon merkezinin daha sık superolateral yönde yerdeğiştirdiğı yönde çalışmalar bulunmaktadır.Muller,Charnley ve Feagin,Gore ve arkadaşları kalça tepki kuvvetlerini azaltmak için rotasyon merkezini medialize etmeyi önermişler.Russotti ve Harris,Schutzer ve Harris,Tanzer ameliyat sırasında kalça rotasyon merkezinin normal yerine konulmasının mümkün olmadığı halinde rotasyon merkezini superiora taşımayı önermektedirler.Bilakis başka çalışmalar ise superiora yerleşme sırasına tam karşı çıkmaktadır.Kalça rotasyon merkezindeki değişiklikler ve sapma dereceleri ile ameliyat sonrası dönemde hasta memnuniyeti ve kalça eklem fonksiyonel sonucu daha çok rotasyon merkezindeki sapma değerlerinin daha çok görüldüğü reviziyon ameliyatlarında ve ileri derece gelişimsel kalça displazili hastalarda,yüksek kalça çıkıklarında araştırılmış olup primer total kalça protezi hastalarda kapsamlı çalışma literatürde bulunmamaktadır.

Bu nedenle çalışmamızda kliniğimizin arşiv verilerinden yararlanarak takiplerine düzenli gelen total kalça artroplastisi yapılmış hastalarımızın son kontrolleri yapılarak, orta dönem takip sonuçlarının klinik ve radyolojik olarak irdelenmesi ve bu konuda mevcut olan bilgiler ışığında kendi sonuçlarımızın literatür ile karşılaştırılması amaçlanmıştır.

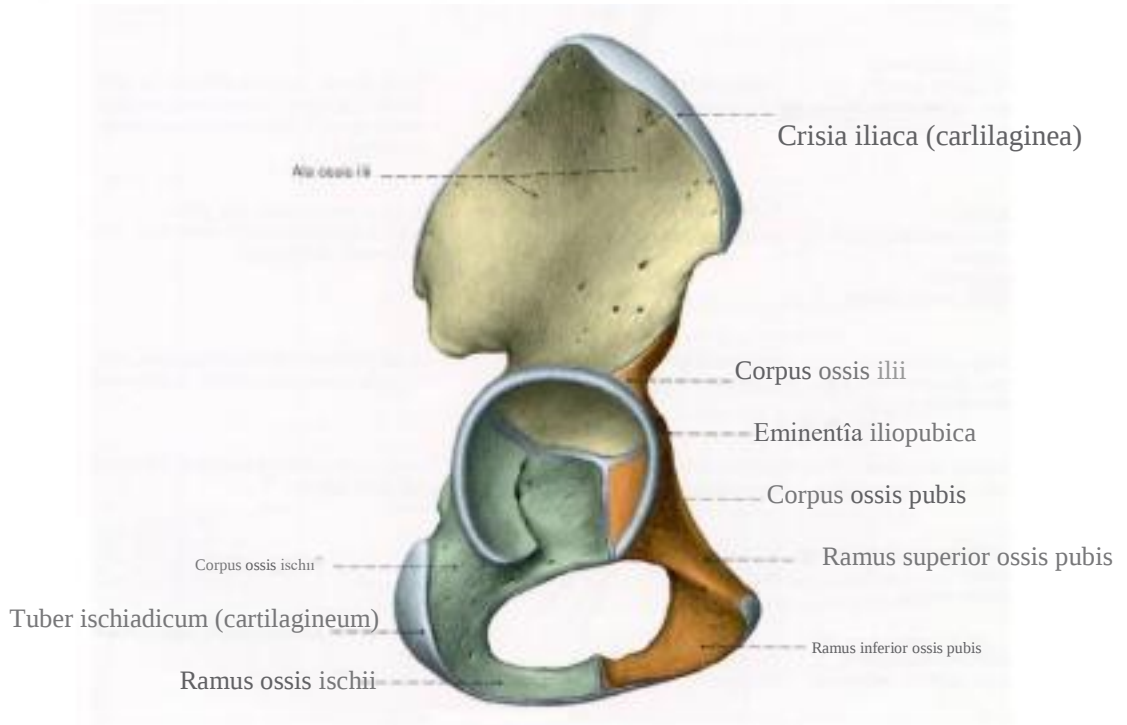
2. GENEL BİLGİLER

2.1. KALÇA EKLEM ANATOMİSİ

Kalça eklemi femur başı ile asetabulum arasında oluşan, alt ekstremitayı pelvise bağlayan enarthrosis spherica grubundan multiaksiyel sinoviyal bir eklemdir.

2.1.1. Kemiksel Anatomi

Os Pelvis: Sakrum ile sağ ve sol os coxae'lann oluşturduğu halkaya'cingulum pelvicum'adı verilir. Her iki tarafın os coxae'si, ön-orta kısımda symphysis pubica aracılığı ile birleşir. Arka tarafta ise araya os sakrum girerek sağlam bir kuşak oluşturur. Pelvisin kemik iskeletini, her iki innominate kemik, arkada sakrum, önde de symphysis pubis aracılığı ile 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 kıkırdaklarla birleştiği görülür. Bu nedenle kemiksel gelişim tamamlanıncaya kadar bu bölgeye 'Y' kıkırdağı adı verilir. Bu üç kemik 15-17 yaşlarında kalça kemiğini oluşturacak şekilde kaynaşarak asetabulumu oluşturur.^{41,46,139}

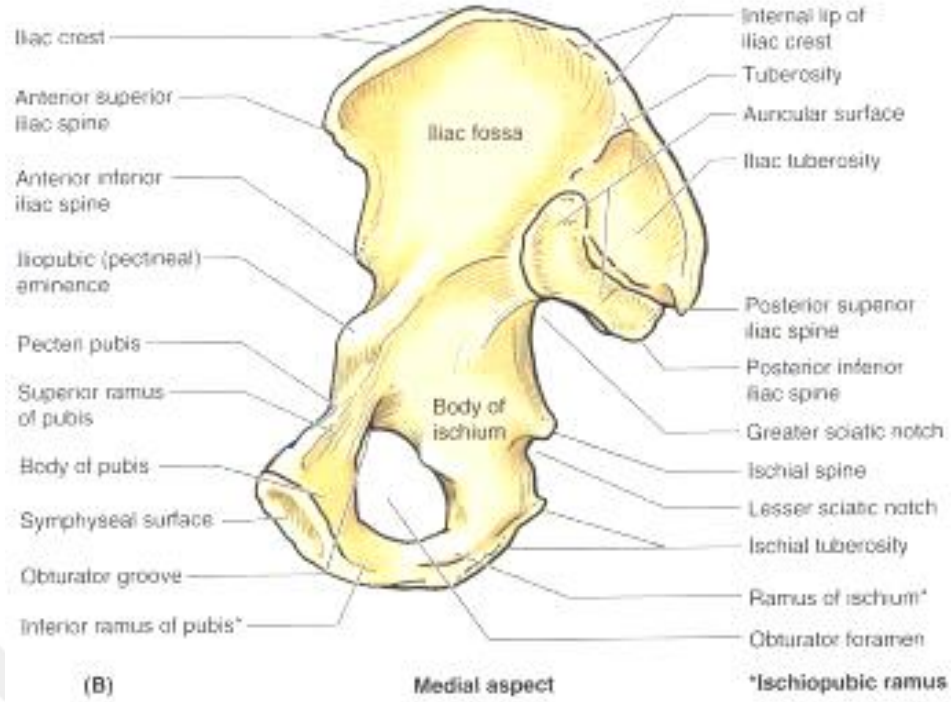
Os İlium: Kalça kemiğinin en geniş parçasıdır ve asetabulumun 2/5'ini oluşturur. Corpus ossis ilii ve ala ossis ilii olmak üzere iki parçadan oluşmuştur. Corpus ossis ilii asetabulumun yapısına katılır ve burada diğer iki kemik ile birleşir. Ala ossis ilii kemiğin kanat şeklinde geniş ve ince olan kısmıdır. Bu kısım pelvis boşluğunu yanlardan sınırlar. İliumun serbest üst kısmına crista iliaca denir.

Os İschium: Corpus ve ramus diye iki parçaya ayrılır. Corpus asetabulumun yapısına katılır ve asetabulumun 2/5 ini oluşturur. Ramus ossis ischii daha ince ve yassı kısımdır.

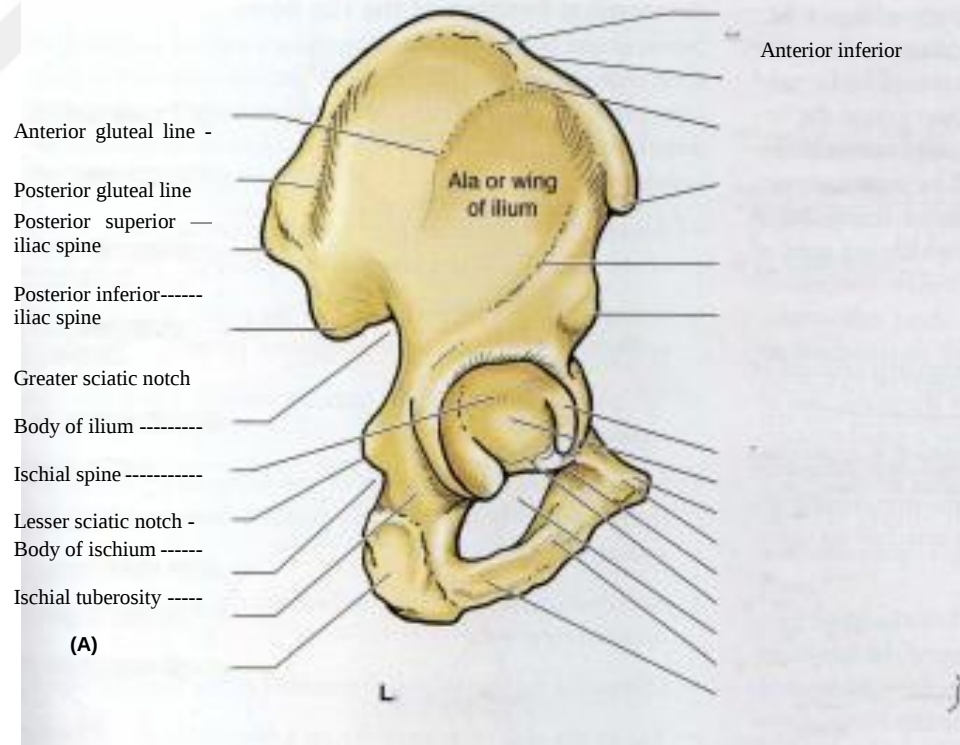
Os Pubis: Corpus, ramus süperior ve inferior olmak üzere üç kısımdan oluşur. Corpus ossis pubis asetabulumun 1/5'ini oluşturur. Ramus süperior ve inferior kolları birleşirler ve symphysis pubis adı verilen eklem aracılığı ile karşı taraf kemiğin aynı yüzü ile eklem yapar.

Os coxae'nın dış yüzeyindeki eklem yüzeyine asetabulum denir. Burası femur başı ile eklem yaparak kalça eklemine oluşturur. Asetabulumun aşağı kısmındaki çentiğe incisura asetabuli adı verilir ve bunun arasında fibröz transvers ligaman (Lig. transversum acetabuli) vardır. Asetabulumun sadece yarım ay şeklinde hyalin kıkırdak ile örtülü olan facies lunata adı verilen periferik kısmı eklem katılır. Facies lunatanın bulunduğu parça asetabulumun en kalın parçasıdır. Femur başı ile ilişkili olan ve vücut ağırlığını femur başına aktaran asıl kısım burasıdır. Asetabulumun fossa asetabuli denilen orta kısmında eklem kıkırdağı bulunmaz ve eklem katılmaz (Şekil 3).^{46,139}

Bu bölgenin kemik duvarı ince olduğundan cerrahi reamerizasyon esnasında medial desteği zayıflatmamak için dikkatli olmak gerekir. Asetabulumun kenarları 5-6 mm'lik fibröz kıkırdaktan yapılmış bir halka ile yükseltilmiştir. Labrum asetabulare denilen bu halka asetabulumu derinleştirir ve kalçanın yerinden çıkmasına engel olan negatif basınç oluşturur.^{46,60,9}



Şekil 2. Kalça görüntüsü



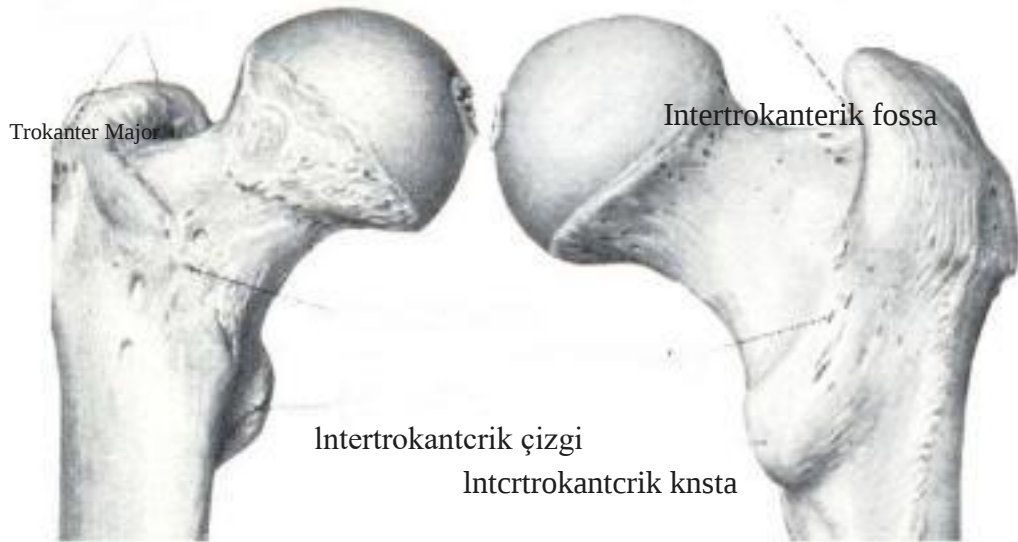
Şekil 3. Koksayı oluşturan kemiklerin A) Lateral, B) Medial görünümü

Clinically Oriented Anatomy; Keith L.MOORE, Arthur F.DALLE

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

Os Femoris: Femur vücuttaki en uzun ve en kalın kemiktir. Anatomik pozisyonda femurun doğrultusu yukarıdan aşağıya ve dıştan içe doğrudur. Proksimalde asetabulum ile eklem yaparak kalça eklemine oluşturur, distalde patella ve tibia ile eklemleşerek diz eklemine oluşturur. Femurun proksimalinde caput femoris, collum femoris, trokanter major ve trokanter minör bölümleri bulunur. Bir kürenin 2/3 ü kadar olan caput femoris, asetabulum ile eklem yaparak kalça eklemine oluşturur. Caput femorisin merkezinde bulunan, fovea capitis femorise lig. capitis femoris yapışır (Şekil 4).

Femur başını cisme bağlayan kısma collum femoris denir. Kollum yukarıdan aşağıya ve dıştan içe eğik durumdadır. Kollum ile diafiz arasında 120° - 130° lik kollo- diafizer açı mevcut olup kişiden kişiye değişmektedir. Ayrıca collum femoris eksenine ile femur kondillerinin transvers eksenleri arasında açıklığı hafif öne bakan ortalama 15° lik anteversiyon açısı mevcuttur.



Şekil 4. Femur proksimalinin önden ve arkadan görünümü

(Sobotta İnsan Anatomi Atlası)

Caput femoris yaklaşık 40-50mm çapında olup, üzerinde periferik doğru incelen hyalin kıkırdakla örtülüdür. Bu hyalin kıkırdakın kalçaya binen yükü absorbe edici görevi mevcuttur.

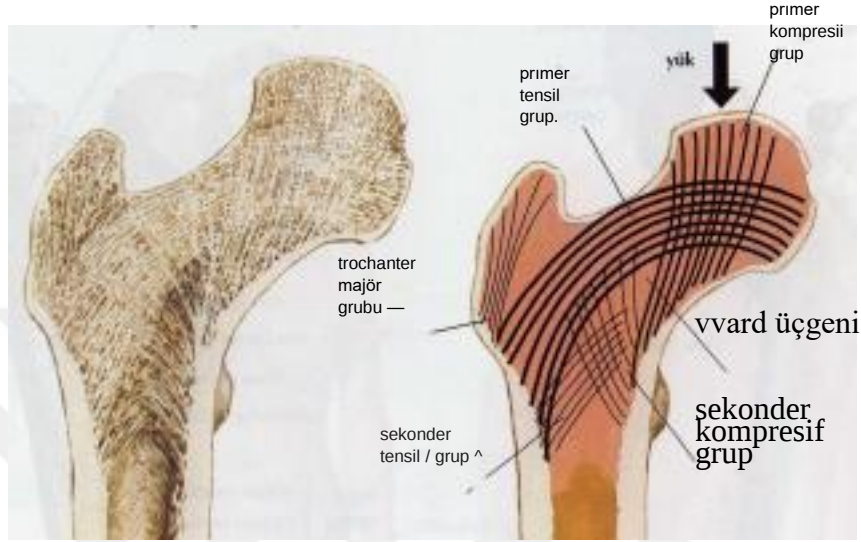
Collum femorisin corpus ile birleşme yerinde trokanter major ve minör kısımları bulunur. Normal bir kalçada trokanter majorun en yüksek noktası ile caput femorisin merkezi aynı yükseklikte bulunur. Cerrahideki önemi, insizyon için bir işaret noktası oluşturmaktır. Trokanter major'un biraz altında iç tarafta trokanter minör bulunur. Cerrahideki önemi femoral steme medial destek sağlamasının yanında, femoral kanalın hazırlanması ve femoral stemin yerleştirilmesi esnasında, dizin transkondiler hattına ek bir işaret oluşturmaktır.^{41,139}

Vücudun en uzun kemiği olan femurun, 1/3 orta kısmında korteks kalın olmasına rağmen, proksimal ve distal kısımlarda spongioz kemik yapısı hakimdir. Özellikle proksimalde yer alan spongioz kemik yapısı absorpsiyon sistemi oluşturur. Bu sistem ilk olarak 1898'de Ward tarafından açıklanan özel bir trabeküler yapı sistemiyle gerçekleştirilir.

Ward; bu bölgede kemik sağlamlık ve stabilitesini sağlayan esas trabeküler kolonun, ince lameller kolonlar halinde trokanterik bölgede dış kortekse yakın kalkar kısmından başlayıp, yay gibi kollumun yukarı ucuna doğru ve sonra caput femorisin alt yüzüne doğru dönerek caput femorisdeki yüklenmeye ve basınca karşı bir kubbe oluşturduğunu göstermiştir. Buna primer tensil grup demiştir. 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 5).

Yaşın ilerlemesi ile bu trabeküler yapı arasındaki kemik köprüler eridiği için kemik daha çabuk kırılır.⁴⁶

Griffin; collum femorise sağlamlık veren kalkar femoraleyi trokanter minörün aşağısından corpus femoris'in posteromedial kısmından başlayarak yukarıya trokanter major'e doğru collum femoris'in posteroinferior olarak destek olan içte daha kalın, laterale doğru incelen bir yapı olarak tanımlar.⁴⁶



Şekil 5. Femur boyununun trabeküler yapısı

(Netter Ortopedik Anatomi Atlası 2003)

Caput femoris ve collum femoris'in osteoporoz dereceleri Singh'in tarif ettiği indeksle değerlendirilir. Singh osteoporozun miktarını bu bölge trabeküllerini direkt radyografideki görüntüsüne göre yediye ayırır. Bu sınıflama bize total kalça artroplastisinin femoral komponentinin sementli veya sementsiz yapılacağı konusunda yol göstericidir.²⁴

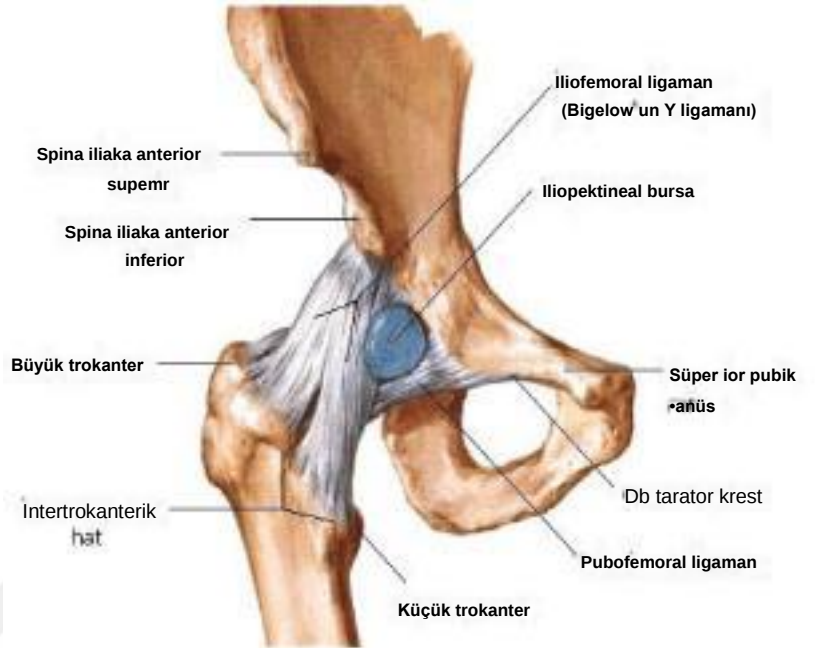
2.1.2. Eklem Kapsülü ve Ligamanlar

Eklem kapsülü kendini çevreleyen bağlar tarafından kuvvetlendirilmiş olup vücudun en kuvvetli yapılarından biridir. Sirküler ve longitudinal yapılardan oluşur. Sirküler lifler femur boynu çevresinde zona orbicularis'i oluşturur. Proksimalde

asetabulumun üst dudağının kemik kenarına, distalde ise önde, arkaya göre daha distalde olmak üzere femur boynuna yapışır. Kapsülün fibröz tabakası önde trokanter majöre ve linea intertrokanterika'ya arkada crista intertrokanterika'nın 1,5 cm kadar iç tarafına yapışır. Özellikle collum femorisin posterolateralinde kapsül yoktur. Kapsül bazı yerlerde kalınlaşmış olup bunu üç ayrı ligament sağlar. Kalça ekleminin ligamentleri (Şekil 6).

2.1.2.1. Ligamentum iliofemorale

Bertin bağı veya Bigelow'un Y ligamenti de denir. Spina iliaca anterior inferior'dan başlar ve bir yelpaze gibi ilerleyerek aşağıya ve dışa uzanır, linea intertrokanterika'ya yapışır. Kapsülün ön bölümünde yer alır ve ligamentlerin en kalınıdır. Bu bağ ayakta dik durumdayken kalçanın tek stabilize edici yapısıdır. Kalçanın ekstansiyonu sırasında pelvisin arkaya gitmesine engel olur.^{112,149}



Şekil 6. Kalça eklemi ligament yapısı anterior ve posterior görünümü
(Netter Ortopedik Anatomi Atlası 2003)

2- Ligamentum pubofemorale: Ön alt kısımda yer almaktadır. Corpus pubis ve ramus superiordan başlar, aşağı dışa giderek collum femorisin alt kısmında trokanter minörün önündeki çukura yapışır. Uyluğun ekstansiyon hareketinden başka fazla abduksiyon hareketini de engeller ve caput femorisi iç yandan destekler.¹¹²

3- Ligamentum ischiofemorale: Üç ligamentin en incesidir. Asetabulumun arkasında 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 aşırı posteriora hareketini engeller ve aynı zamanda iç rotasyon hareketini de frenler.¹¹²

Ligamentum transversum asetabuli: İncisura asetabulinin kenarlarına yapışır. Bu ligamentin altındaki boşluktan kalça ekleminin damar ve sinirleri geçer.

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 geçerek femur başını besler.

2.1.3. Kalça Eklemini İlgilendiren Kaslar

2.1.3.1. Kalçanın Dorsal Grup Kasları (Şekil 6)

2.1.3.1.1. M.Gluteus Maksimus

Vücudun en büyük ve en kalın kasıdır. Bu bölgedeki en yüzeysel kas olup yağ kitlesi ile birlikte buranın kabarıklılığını verir. Bu kas uyluğun en kuvvetli ekstansörüdür. Ayrıca uyluğa dış rotasyon yaptırır. Üst lifleri abduksiyona, alt lifleri adduksiyona yardım eder. Traktus iliotibialis vasıtasıyla diz ekleminin ekstansiyon pozisyonunda kalmasını sağlar. Uyluk sabit iken gövdeye ekstansiyon yaptırır. Siniri N.Gluteus inferior'dur.

2.1.3.1.2. M.Gluteus Medius

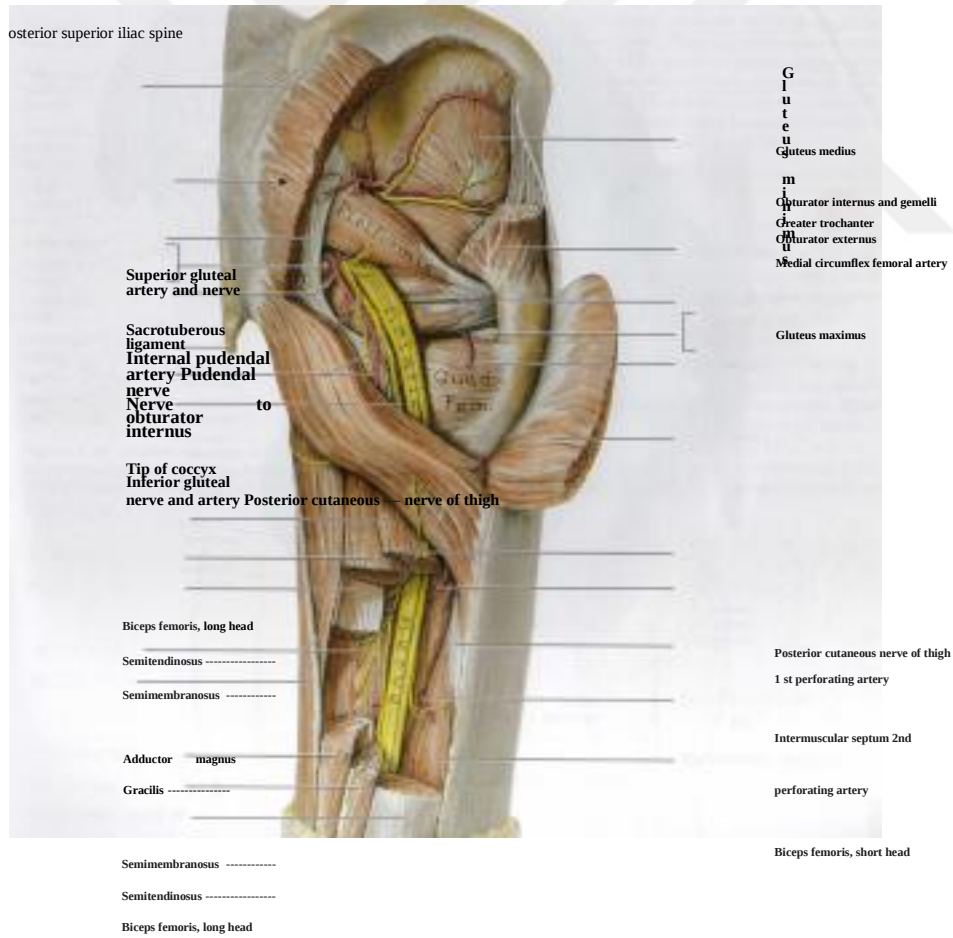
Yelpaze şeklinde kalın bir kas olup M. Gluteus maksimusun altında bulunur. Uyluğa abduksiyon ve iç rotasyon yaptırır. Uyluk tespit edildiği zaman, en kuvvetli çalışır. Bu hareket yürüme sırasında, pelvisin yerden teması kesilmiş ekstremité tarafına düşmesini önler. M.Gluteus medius felcinde ördekvari yürüyüş denilen durum ortaya çıkar. Hasta vücudunu felçli tarafa eğerek yürür (Trendelenburg testi). Siniri N. Gluteus superior'dur.

2.1.3.1.3. M.Gluteus Minimus

M.Gluteus mediusun derininde bulunan ve ondan daha küçük olan yelpaze şeklinde bir kastır. Görevi uyluğa abduksiyon ve iç rotasyon yaptırmaktır. Siniri N. Gluteus superior'dur.

2.1.3.1.4. M.Tensor Fasciae Lata

Uyluğa fleksiyon abduksiyon yaptırır. Sonlandığı tractus iliotibialis, diz ekleminin transvers ekseninin önünden geçmesi nedeniyle, M.Gluteus maksimus ile diz ekleminin ekstansiyon pozisyonunda kalmasını sağlar. Siniri N. Gluteus superior'dur.



Şekil 7. Kalçanın dorsal grup kasları

(Clinically Oriented Anatomy; Keith MOORE, Arthur F.DALLEY)

2.1.3.1.5. Uyluk Dış Rotator Kasları:

M.Piriformis: Uyluğa dış rotasyon ve abduksiyon yaptırır. Siniri birinci ve ikinci sakral sipinal sinirlerin ön dallarıdır.

M.Obturator Internus: Uyluğa dış rotasyon ve abduksiyon yaptırır. Siniri sakral pleksus ve N.quadratus femoris'dir.

M.Gemellus Superior: Uyluğa dış rotasyon yaptırır. N.obturatorius internus tarafından innerve edilir.

M.Gemellus Inferior: Uyluğa dış rotasyon yaptırır. N quadratus femoris tarafından innerve edilir.

M.Quadratus Femoris: Uyluğa dış rotasyon ve adduksiyon yaptırır. Siniri pleksus sacralis'in dalı olan N.quadratus femoris'dir.

M.Obturator eksternus: Uyluğa dış rotasyon ve adduksiyon yaptırır. N.obturatorius tarafından innerve edilir.

2.1.3.2. Uyluk Kasları

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

2.1.3.2.1. Uyluğun Anterior Fasial Kompartmanında Bulunan Kaslar

M.Sartorius: İnce uzun şerit şeklinde bir kas olup vücudun en uzun kasıdır. Kalça ve dize fleksiyon, uyluğa abduksiyon ve dış rotasyon hareketlerini yaptırır. Siniri N.femoralis'dir.

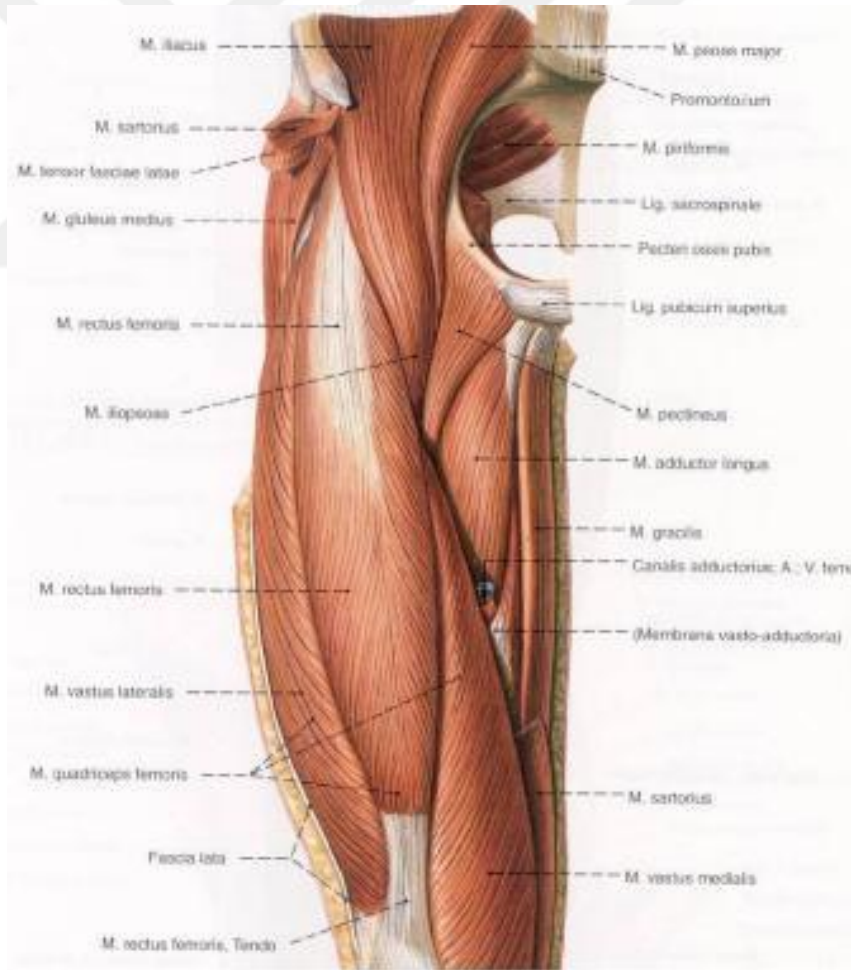
M.Quadriceps Femoris: Bu kas m.rectus femoris, m.vastus medialis, m.vastus lateralis, m.vastus intermedius isimli dört kasın birleşmesinden oluşmuştur. Diz ekleminin en kuvvetli ekstansör kasıdır. M.Rektus femoris kalça ekleminin fleksiyonuna yardım eder. Siniri N.femoralis'dir.

M.Pectineus: Uyluğa fleksiyon ve adduksiyon yaptırır. N.femoralis tarafından innerve olur.

M.İliacus: Yelpaze şeklinde bir kas olup, karın boşluğunda fossa iliacadan başlar.

M.Psoas major ile birleşerek m.iliopsoas'ı oluşturur ve trokanter minöre yapışarak sonlanır. M.İliopsoas uyluğa veya uyluk sabit iken gövdeye fleksiyon yaptırır. Ayrıca uyluğa dış rotasyon yaptırır. Uyluğun en güçlü fleksörüdür. M.İliacus N.Femoralis tarafından innerve edilir.

M. Psoas Major: Son torakal ve tüm lomber vertebraların transvers çıkıntılarından, gövdelerinden ve aralarındaki disklerden başlayıp, distalde m.iliacus ile birleşerek m.iliopsoas'ı oluşturur. M.Psoas major pleksus lumbalis'ten gelen dallar tarafından innerve olur.



Şekil 8. Uyluk kasları

(Sobotta İnsan Anatomi Atlası)

2.1.3.2.2. Uyluğun Medial Fasial Kompartmanında Bulunan Kaslar:

M. Adduktor Longus: Uyluğa adduksiyon ve fleksiyon yaptırır. Uyluk fleksiyonda iken dış rotasyon yaptırır. N.Obturatorius tarafından innerve olur.

M. Adduktor Brevis: Uyluğa adduksiyon ve birazda dış rotasyon yaptırır. Siniri N.Obturatorius'tur.

M. Adduktor Magnus: Adduktor bölümü uyluğa adduksiyon ve dış rotasyon, hamstring bölümü ise ekstansiyon yaptırır. Adduktor bölümü N.Obturatorius tarafından, hamstring bölümü ise N.ischiadicus'un n.tibialis dalı tarafından inerve olmaktadır.

M.Grasis: Uyluğa adduksiyon, bacağı fleksiyon ve fleksiyon pozisyonundaki bacağı iç rotasyon yaptırır. N.obturatorius tarafından innerve olmaktadır.

M.Obturatorius Eksternus: Uyluğa dış rotasyon yaptırır. N.obturatorius tarafından innerve olmaktadır.

2.1.3.2.3. Uyluğun Posterior Fasial Kompartmanında Bulunan Kaslar

M.Biceps Femoris: Uyluğun arka ve dış tarafında bulunur. Caput longum ve brevis olarak iki adet başı vardır. Kalçaya ekstansiyon yaptırırken, dize fleksiyon ve bacağı dış rotasyon yaptırır. Caput longum N.Tibialisten, caput brevis N.Peroneus (fibularis) communis'ten inerve olur.

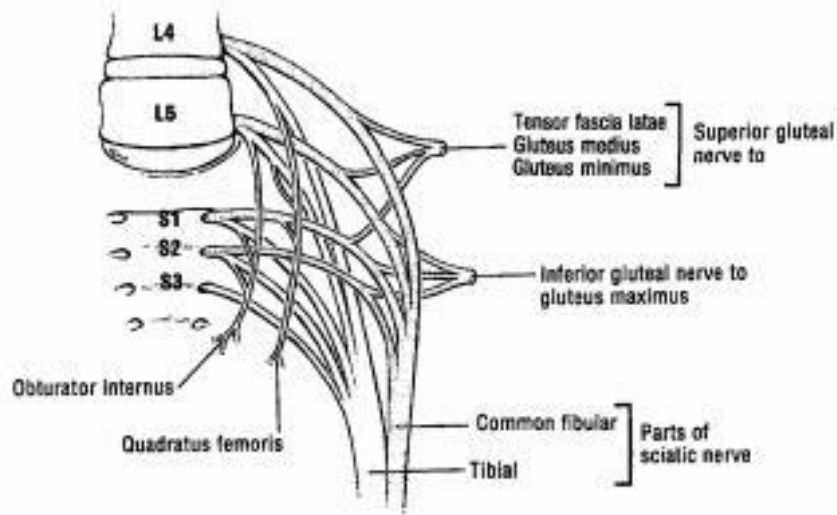
M.Semitendinosus: Kalçaya ekstansiyon yaptırırken, dize fleksiyon bacağı iç rotasyon yaptırır. N.Tibialis tarafından inerve edilir.

M.Semimembranosus: Bu kas da semitendinosus gibi kalçaya ekstansiyon yaptırırken, dize fleksiyon bacağı iç rotasyon yaptırır. N.Tibialis tarafından inerve edilir.

2.1.4. Kalça Çevresinin Nörovasküler Yapısı

2.1.4.1. Nörolojik Yapı

N.İschiadicus: L 4-5, S1-2-3'den gelen üst sakral pleksus köklerinin devamıdır. N.Tibialis ve N.Peroneus (fibularis) communis'i içerir. Incisura ischiadica major'den geçerek pelvisten çıkmadan önce M.Piriformisin anterior ve medialinden geçer. İnfrapiriformis fossadan çıkarak asetabulumun arka kolonunun posterolateral yüzeyinden geçer. Trokanter major ile tuber ossis ischii arasından m.obturator internus, m.gemellus superior, m.gemellus inferior, m. quadratus femoris kasları üzerinden geçerek aşağıya iner. N.İschiadicus, incisura ischiadica major'dan geçerken, N peroneus communise ait lifler lateralde yer alır ve daha kolay yaralanabilir, ayrıca bu lifler gerilmeye daha hassastır (Şekil 9).



Şekil 9. Kalça posterior nörolojik yapıları

N.Femoralis: L 2, L3 ve L 4 köklerinin dallarından oluşur. Femoral arterin lateralinde yer alır. Pelviste iliopsoas üzerinde seyrederek uyluğa femoral üçgenden girer. Çok sayıda dallara ayrılarak, M.ilicacus, M.pectineus, M. sartorius ve M.quadricepsin motor innervasyonunu sağlar. Uyluğun anteromedialinin duyuşal innervasyonunu sağlar.

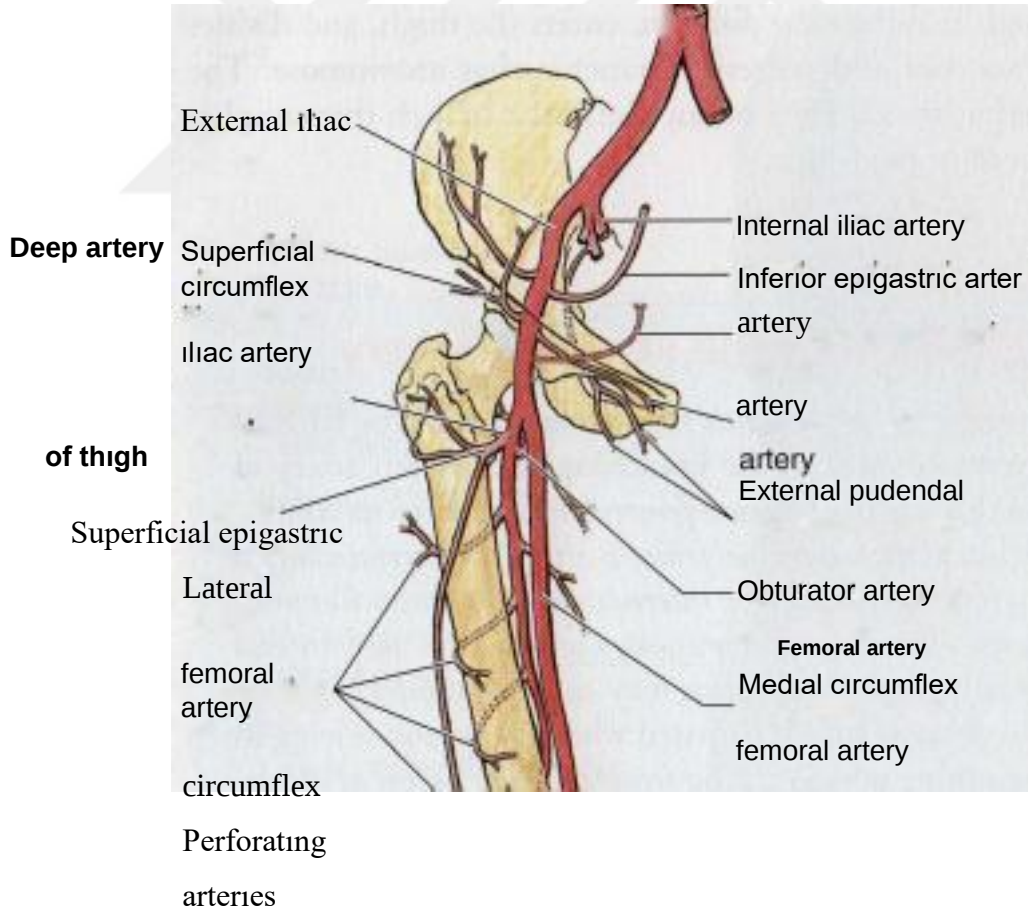
N.Gluteus Superior: L 4, L5, S1'in köklerinin dallarından oluşun bu sinir, fossa suprapiriformeden aynı adı taşıyan arter ve ven ile birlikte geçerek gluteal bölgeye gelir. Superior gluteal damarların derin dalları ile birlikte M.gluteus medius

ve M.gluteus minimus arasında dışarıya doğru ilerler. M.gluteus medius, minimus ve tensor fascia lata'yı inerve eder.

N.Gluteus Inferior: L 5, S1, S2 köklerinin dallarından oluşur. Foramen infrapiriformeden aynı adı taşıyan arter ve ven ile birlikte n.ischiadicus, a., v. pudenda interna, n.pudendus ile beraber geçerek gluteal bölgeye ulaşır. Bu bölgede M.gluteus maximus'un ön yüzünden aşağı ve dış yana doğru ilerler, M.gluteus maximusa motor dallar, kalça eklemi kapsülüne ise duysal lifler verir.

2.1.4.2. Vasküler Yapı

Aorta L4 vertebranın ön yüzünde bifurkasyon yaparak iki a. iliaca communis'e ayrılır. Her iki iliac arter biraz aşağı ve dışa doğru giderek lumbosakral disk'in yanlarında a.iliaca eksterna ve a.iliaca interna olarak ikiye ayrılır. A.iliaca interna pelvis içi ve gluteal bölge organlarının çoğunu besler (Şekil 10).^{41,139}



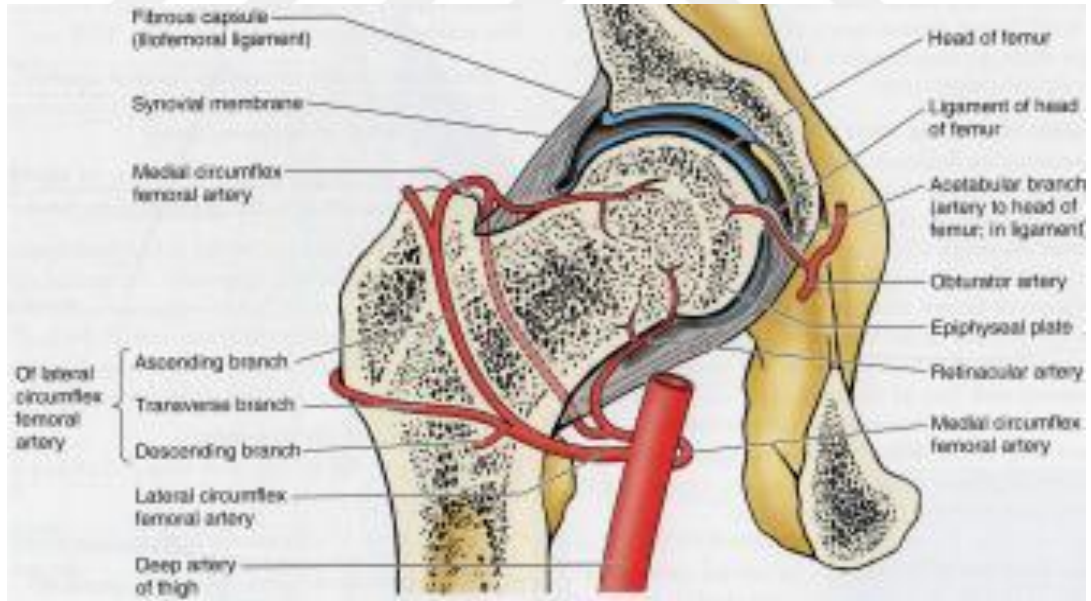
Şekil 10. Kalça çevresinin vasküler görünümü

(Clinically Oriented Anatomy; Keith L.MOORE, Arthur F.DALLEY)

A.İliaca Eksterna: Ana iliac arterden lumbosakral bileşke seviyesinde ayrıldıktan sonra fossa iliacyı öne doğru geçerek inguinal ligamanın orta noktasının altından uyluğa geçer. Bu noktadan itibaren adı a. femoralis olur. A.femoralis, psoas kasının ön tarafında bulunur ve kalça eklemi ile arasında m.psoas major bulunur. A.Femoralis:

A.femoralis üst ön tarafta yüzeysel olup sadece fascia ve deri ile örtülüdür. Alt bölümü ise m.sartorius'un derininde bulunur. A. femoralis m.psoas major, m.pectineus ve m.adduktor longusun ön tarafında bulunur. A. femoralis ile kalça eklemi arasında m.psoas major bulunur. Femoral arterin iç tarafında femoral ven, dış tarafında ise n.femoralis yer alır.

A.Profunda Femoris: Ana femoral arterden inguinal ligamentin yaklaşık 4cm altında dışa doğru ayrılır. Femoral arterin önce dış sonra arkasında biraz indikten sonra, adduktor longus kasının arkasından uyluğun arka lojuna geçer. Femoral arterden ayrıldıktan sonra başlangıç kısmında arteria circumflexa femoris medialis ve lateralis dallarını verir (Şekil 10).



Şekil 11. Femur baş ve boynunun arteriyel beslenmesi

(Clinically Oriented Anatomy; Keith L.MOORE, Arthur F.DALLEY)

A. Circumflexa Femoris Medialis: İliopsoas ve pektineus kasları arasında içe doğru giderek uyluğun arkasına geçer. Collum femoris ve caput femoris'in hemen tüm kanını verdiği için klinik yönden önemlidir.

A. Circumflexa Femoris Lateralis: Sartorius ve rektus femoris kaslarının derininden dışa doğru gider, uyluk dış bölgesi ve caput femorisi besler.

A. Glutealis Superior: Arteria iliaca intema'nın posterior bölümünün dalıdır. Asetabulumun posterior kolonu ile aralarında çevre yağ dokusu ve ekstrapéritoneal doku vardır. Kemikle aralarında 2mm lik mesafe vardır.

A. Glutealis inferior: Arteria iliaca interna'nın anterior bölümünün dalıdır. Posterior kolona en yakın oldukları spina ischiadica ve insisura minör çevresindedir.

2.2. KALÇA EKLEMİ BİYOMEKANİĞİ

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

2.2.1. Dokuların Mekanik Özellikleri:

Dokuların mekanik özelliklerini belirlemede yüklenme-gerilme eğrisinin önemi büyüktür. Yükleme altındaki kortikal kemik/spongioz kemik/eklem kıkırdığının birbirlerine göre göreceli elastisite modülleri sırasıyla 100/10/1'dir. Buradan anlaşıldığı gibi biyolojik yapılar heterojen karektere sahiptirler.⁶⁴

2.2.2. Temel bölge özellikleri

Pauwells, yürüme esnasında femur proksimaline etki eden bileşke kuvvetleri hesaplamıştır. Bileşke kuvvetler, yürüme esnasında femur başının anterosuperiorda küçük bir alanını etkilemektedir. Femur boynundaki gerilme ve stress kuvvetlerinin dağılımını belirlemede bileşke kuvvetlerin yönü yardımcı olmaktadır. Normal

aktivitelerde femur boynunun inferior kısmına yaklaştıkça kompresif kuvvetler artar. Tek ayak üzerinde veya dengeli durma esnasında boynun süperiorunda gerilme kuvvetleri görülmezken, dengesiz pozisyonda durma esnasında boynun süperiorunda farklı germe kuvvetleri gözlenir.⁶⁴Yürüme siklusunun değişik zamanlarında femur başının yük altında kaldığı anatomik segmentler değişiklik gösterir. Topuğun yere değdirildiği anda anterosuperomedial, parmakların yerden kaldırıldığı dönemde ise posterosuperolateral bölge yük altındadır.

Pauwells tek bacak üzerinde dururken kaldıraç kolu üzerinden (b) etki eden vücut ağırlığı (K) ile kendi kaldıraç kolu üzerinden (a) etki eden abduktorların kuvveti (M) dengededir. Formül olarak $K \times b = M \times a$ şeklinde gösterilir.^{121,122} Burada b mesafesi, a mesafesinden daha büyük olduğundan vücudu dengede tutmak için abduktor adalelerin vücut ağırlığından daha fazla güç uygulaması gerekmektedir. Kaldıraç kolların ölçümü, abduktorların kuvvet yönü, vücudun ağırlık merkezi ile femur başının rotasyon merkezinin hesaplanması sonucunda Pauwells bileşke kuvvetinin (R) dikey düzlemde 16° eğimle süperomedial'den, inferolateral'e doğru uzandığını gösterdi.^{13, 64, 121, 122}

Pauwells'e göre ayakta dururken statik konumda, her iki kalçaya eşit yük gelir. Tek kalçaya binen yük gövde ağırlığının yarısı kadar veya 1/3'ünden daha azdır. Yürümenin salınım fazında olduğu gibi sol alt taraf yerden kaldırıldığı zaman, sol alt tarafın ağırlığı gövde ağırlığına eklenecek ve normalde tam gövdenin ortasından geçen ağırlık merkezi sola kayacaktır. Dengeyi sağlamak amacı ile abduktor kaslar karşı kuvvet ortaya koyarlar. Sağdaki femur başına gelen yük iki kuvvetin toplamına eşittir. Oluşan her kuvvet, kaldıraç kollarının uzunluğu ile ters orantılıdır. Abduktor kaldıraç kolu uzunluğu (BO çizgisi), femur başından yer çekim merkezine giden (OC çizgisi) kaldıraç kolu uzunluğunun 1/3'üne eşitse dengeyi sağlamak için abduktor kasların kuvvetinin üç katı kadar olmalıdır. Bu nedenle başa gelen kuvvetlerin toplamı $3+1=4$ birim olacaktır. Abduktor kaldıraç kolun uzun olması durumunda, kaldıraç kolları arasındaki oran küçülür. Dengeyi sağlamak için gerekli abduktor kuvvet daha az ve femur başına gelecek yük daha küçük olacaktır (Şekil 11).⁶⁴

2.2.3. Kinematik

Kalça eklemine kinematikini incelerken femur başını yuvarlak bir top gibi düşünmek gerekir. Topun yuva içinde dönüşü femur başı merkezinin eksenine etrafındaki hareketle olur. Herhangi bir nedenle femur başı rotasyon merkezinin yer değiştirmesi bu işlem sırasında sürtünme kuvvetinin artmasına neden olur. Kalçanın çıkık veya sublukse olduğu durumlarda femur başı proksimale ve laterale doğru yer değiştirir. Bunun sonucunda m.gluteus medius kasında gevşeme ile birlikte abduktör kaldıraç kolunda azalma olur. Sonuçta gövde ağırlığını dengelemeye yönelik çalışan abduktör kas kuvvetinde azalma olur. Yürümenin yere basma döneminde pelvis o taraf kalçaya gelen yükü dengeleyemeyeceği için karşı kalça eklem tarafına doğru eğilir ki buna Trendelenburg topallaması denir.

Kalça eklemi artrozunda ise eklem kıkırdığının aşınması sonucu m.gluteus medius kasında gevşeme olur. Bu gevşemeyi kompanse etmek için femur adduksiyon ve dış rotasyona getirilir, böylece abduktör kuvvet artırılır. Ayrıca kişi gövde ağırlık merkezini o taraf kalçaya yönlendirir. Böylece antalgik topallama gözlenir.

2.3. TOTAL KALÇA ARTROPLASTİSİNDE KULLANILAN BİYOMATERYALLER

2.3.1. Biyomateriyaller Hakkında Genel Bilgiler

Clarke'a göre inert bir materyal, komşu dokuların vitabilitesini bozmayan, yerleştirilmesine neden olan travmaya karşı olandan daha fazla inflamatuvar yanıt oluşturmayan, fibröz ve osteojeniteyi etkilemeyen bir materyaldir.²⁹

Akrilik sement (PMMA=Polimetilmetakrilat), çok yüksek molekül ağırlıklı polietilen (UHMWPE), paslanmaz çelik, krom ve titanyum total kalça artroplastisinde sıklıkla kullanılan materyallerdir. Yapılan çalışmalara rağmen, klasik metal- UHMWPE kombinasyonu değişmeden kalmıştır. Alüminyum oksit ve zirkonyum oksit gibi seramiklerin kullanılması, polietilenle olan sürtünme ve aşınma özellikleri mükemmel olduğu için, giderek yaygınlaşmaktadır.

Sıradan metaller tek ana kimyasal elementten oluşurlar ve küçük kristallerden yapılmışlardır. İki metal, aynı kimyasal kompozisyona sahip ancak değişik mikrostrüktel yapıda olabilirler. Kimyasal ve mikrostrüktel yapı, maddelerin mekanik özelliklerini, korozyon dirençlerini ve daha pek çok niteliklerini belirler.

Metal bir implantın kırılması hastanın ağırlığı ve aktivitesi, komponentin fiksasyon şekli, dizaynı, büyüklüğü, hangi metalden yapıldığı gibi pek çok değişkene bağlıdır. Ancak en önemli faktör metalin gücüdür. Bir implant gerilme kuvvetlerinin en yüksek olduğu yerden kırılır. Bu olayların tümüne yorgunluk denir. Metalin kristal büyüklüğü, yorgunluğa direncini belirleyen en önemli faktördür. Kristal yapı ne kadar küçükse, metalin direncide o kadar fazladır.

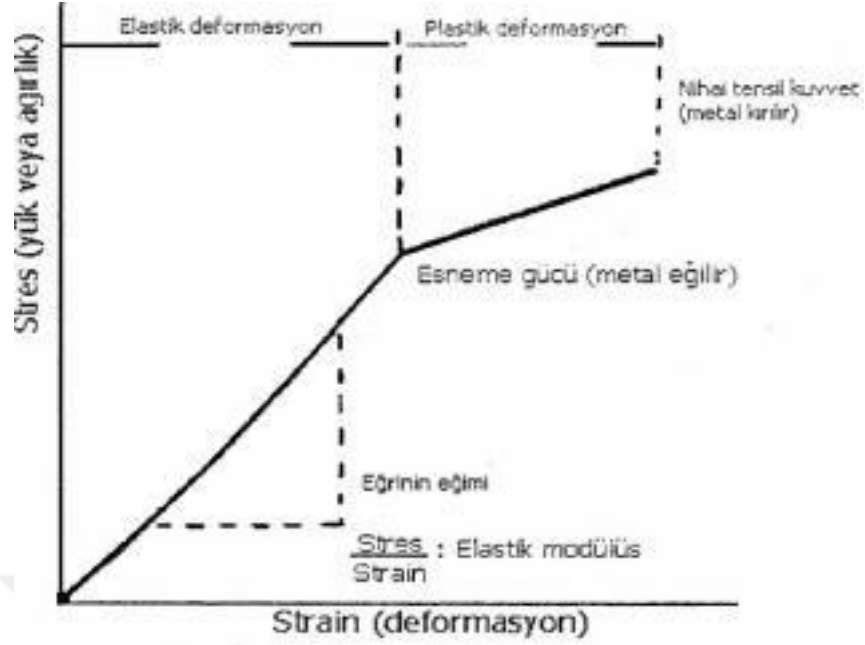
Her ne kadar çok yabancı ve uzak gözükse de, biyomühendislik terminolojisine küçük bir giriş yapmak, metallerin özelliklerini anlamak için şart gözükmetedir.⁶⁹

Stress: Birim alana düşen yük miktarı.

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

Elongasyon: Bir gerilme kuvveti karşısında gösterilen deformasyon.

Elastik modülüs: Maddenin bükülmeye karşı direncinin göstergesi olup yüksek elastik modülüsü olan maddeler rijittir. Herhangi bir total kalça implantının sertliği, yapıldığı maddenin elastik modülüsüne ve geometrisine bağlıdır (Şekil 13).



Şekil 13. Stres-gerilme diyagramı (Campell'Operative Orthopaedics, 2007, Türkçe)

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

Esneşe Gücü: Elastik deformasyonun bitip, plastik deformasyonun başladığı strestir (Şekil 12).

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

Dayanıklılık: Maddenin kırılmadan deforme olarak enerji absorbe etme kabiliyetidir.

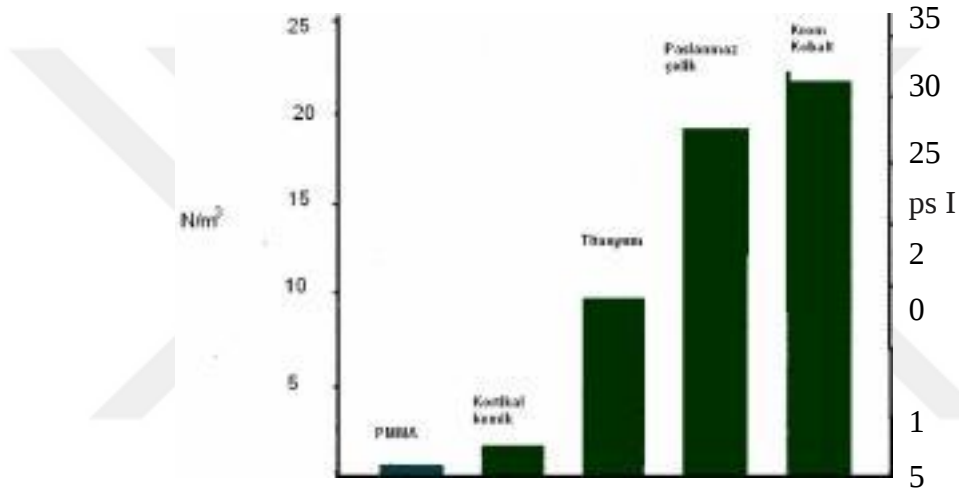
Nihai Gerilme Gücü: Maddenin, bir defada kırılmadan karşı durabileceği maksimum strestir (Şekil 12).

Yorgunluk kırığı: Maddenin esneşe gücünü geçmeyen, tekrarlayan yükler altında oluşan kırık.

Yorulma gücü: Metalin kırılmadan karşılayabileceği maksimal siklik yüküdür. Genelde metaller, nihai gerilme güçlerinin 2/3'ü kadar bir siklik kuvvete maruz kalırlarsa yorulurlar. Femoral stemin sahip olması gereken en önemli özelliklerden biridir.

Yorulma süresi: Siklik kuvvetler altında metalin kırılmadan dayanabileceği süredir.

Sementli bir komponent için ideal metal, yüksek yorulma gücü, yüksek esneme gücü ve yüksek dayanıklılığı olmalıdır. Sementsiz bir stem ise düşük elastik modülüne sahip olmalıdır, böylece kemikle beraber yükü paylaşabilir. Sement, kemik, titanyum ve paslanmaz çelik için elastik modüluslar verilecek olursa sırasıyla 2/20/100/200'dür (Şekil 14). Eğer kemik ve titanyum implant, aynı kesit alanı ve şekille, yük altında birlikte deforme olacak şekilde birleştirilirse titanyum yükün 5/6'sına karşı koyar.



Şekil 14. Elastik modülüsler

(Campell'Operative Orthopaedics, 2008)

Korozyon implantı zayıflatan ve aynı zamanda sistemik ve bölgesel olarak az miktarda da olsa metal iyonunun açığa çıkmasına neden olan elektrokimyasal bir reaksiyondur. Cilalı yüzeylerde korozyon daha az görülmektedir, kaba ve poroz kaplı yüzeylerde yüzey alanını artmış olması ve sıvıların küçük izole alanlarda hapsolmaları nedeni ile korozyon daha etkin olmaktadır.

Kısaca biyomateryallerdeki hedef şöyle özetlenebilir:

- 1- Mekanik olarak ağırlık taşıma streslerine karşı uygun direnç göstermeli ve sürtünme direncini azaltarak aşınma minimal olmalı.
- 2- Kullanılan biyomateryaller komşu dokuların canlılığını bozmamalı.

- 3- Yeni ortamda biyomateryaller iç ve dış etkenlere bağlı olarak kimyasal yapısında en az değişim göstermelidir.
- 4- Hipersensitivite reaksiyonu ve yabancı cisim reaksiyonu en az olmalı, hatta olmamalı.
- 5- İnsan anatomisine en uygun ve yaşam boyunca herhangi bir problem çıkarmaksızın rahat bir hayat kalitesi sağlayacak bir biyomateryal olmalıdır.
- 6- Kullanılan biyomateryaller mümkün olduğu kadar ucuz olmalı, kolay üretilebilmeli, sterilizasyonuda kolay olmalıdır.

Total kalça artroplastisinde kullanılan biyomateryaller şunlardır:

- 1- Çok yüksek molekül ağırlıklı polietilen (UHMWPE)
- 2- Paslanmaz çelik
- 3- Kobalt alaşımlar
- 4- Titanyum
- 5- Seramikler
- 6- Polimetilmetakrilat (PMMA)

2.3.1.1. Çok yüksek molekül ağırlıklı polietilen (UHMWPE)

Dayanıklı ve kimyasal olarak inert bir plastik olan çok yüksek molekül ağırlıklı polietilen, etilenin polimerizasyonu ile elde edilir. Çok yüksek molekül ağırlıklı polietilenin işlendiği basamakların farklı olması, farklı mekanik özelliklerdeki materyallerin ortaya çıkmasına sebep olur. Dayanıklı materyallerdir. Ancak aşınma sorunları tam anlamıyla belirlenememekle birlikte invitro yüksek molekül ağırlıklı polietilenlerin gerçek aşınma hızı 0,3-10,2 miligram/yıl olduğu saptanmıştır.¹²⁹ Chanley ve Cupic on yıl sonunda asetabular kap ta ortalama aşınma miktarı 1,3mm olduğunu bildirmişlerdir.²

Son yıllarda polietilen partiküllerinin gevşemede oynadıkları rol üzerinde sıklıkla durulmaktadır. Sementsiz komponentlerde görülen osteolizin polietilen partiküllerine bağlı olduğu gösterilmiştir. İyi fikse olmuş poroz femoral komponentlerin uçlarında dahi polietilen partiküller gösterilmiştir. Eklemdede

polietilen partikülleri metal partiküllerine oranla daha fazla bulunmuş ancak hala hangisinin osteolizde daha etkin bir role sahip olduğu kesinlik kazanmamıştır.

Polietilen asetabular komponentler değerlendirildiğinde en az aşınma 28mm başta, en fazla linear aşınma 22mm başta olurken, en fazla hacimsel aşınma 32mm başta görülür. Çok yüksek molekül ağırlıklı polietilen ile seramik başlar, metal kombinasyonlarına göre aşınmaya karşı daha dayanıklıdır. Kalça artroplastisinde kullanılan polietilenin kalınlığı azaldıkça temas stresi artar. Polietilenin 5 mm'nin altındaki kalınlıklarda stresleri karşılayamadığından bundan kalın olmalıdır.^{2,70}

2.3.1.2. Paslanmaz çelik

Ortopedik implantlarda kullanılan paslanmaz çelik genelde korozyona karşı dirençlidir. İhtiva ettiği krom, yüzeyinde oksit tabaka oluşturarak korozyona karşı direnç sağlar. Dövülmüş paslanmaz çelik, döküm çeliğe nazaran daha büyük esneme gücüne sahiptir, ancak kobalt ve titanyum ile karşılaştırıldığında yorulma gücü azdır. Korozyon rezistansı, biyouyumluluk ve yorgunluk süresi olarak; kobalt ve titanyum alaşımlar paslanmaz çelikten daha üstün görünmektedir. Paslanmaz çelik komponentler ilk dizaynlarındaki kırık insidansının yüksekliği nedeniyle artık rutin olarak total kalça artroplastisinde kullanılmamaktadır.

2.3.1.3. Kobalt alaşımlar

Artroplastide kullanılan en eski alaşım, döküm kobalt-krom-molibdenyum'dur. Aşınmaya karşı direnci, korozyon rezistansı, biyouyumluluğu ve tatminkar yorgunluk süresi ile özellik gösterir. Ancak döküm sırasında karşılaşılabilecek sorunlar, porozitenin fazla olması ve homojenitenin azlığı yeni tekniklerin kullanımını gündeme getirmiştir. Bu porozitenin azaltılması, homojenitenin artırılmasına yöneliktir.

2.3.1.4. Titanyum

Korozyona dirençli, elastik modülüsü düşük olan titanyum, titanyum-alüminyum-vanadyum şeklinde ortopedik implantlarda yaygın olarak kullanılmaktadır. Titanyum bazlı alaşımlar, düşük aşınma rezistansı ve yüksek sürtünme katsayıları nedeniyle, yük taşıyan eklem yüzlerinde tercih edilmemektedir.⁷⁴ Kobalt bazlı alaşımlar ve seramikler, eklem yüzlerinde titanyumdan üstün gözükmemektedir.

2.3.1.5. Seramikler

Seramikler kompleks yapılı ve çok sert materyallerdir. Kompresyona karşı çok dirençli, fakat gerilime karşı zayıftır. Polietilen üzerindeki sürtünme katsayıları oldukça düşüktür. Kırılabilirler ve bu nedenle yüzeylerinde oluşan küçük bir çatlak derhal derinleşir. Buna karşın aşınma ve yorgunluğa karşı çok dirençlidir. Sürtünme katsayıları çok düşük olması nedeni ile metallere 3 ile 16 kat daha az aşınma bildirilmiştir. Sert olmaları sürtünme açısından bir avantajdır. Yüksek molekül ağırlıklı polietilene karşı alüminyum oksit seramiklerinin çok dirençli olmaları nedeniyle sürtünmeye maruz kalan artroplastik yüzeylerinde bu kompozisyon tercih edilmektedir. Seramik-seramik eklemlerde yapılan çalışmalar, daha fazla osteolizis olduğu yönündedir.¹⁶¹

2.3.1.6. Polimetilmetakrilat (PMMA)

Sement kendi kendine sertleşen akrilik polimerdir. Total kalça artroplastisinde boşlukları doldurmak, komponentleri tespit etmek ve komponentlere binen yükü daha geniş alanlara yayarak, yükü azaltmak amacı ile kullanılır. Sementin bir yapıştırıcı olmadığı, sadece boşlukları dolduran ve yük aktarımı sağlayan bir materyal olduğu akıldan çıkarılmamalıdır.

Sementin toz ve sıvı olarak iki komponenti vardır. Toz kısmında; polimetilmetakrilat, metilmetakrilat ve baryum sülfat gibi radyopak madde bulunurken, sıvı kısmın aslını metilmetakrilat, %2 lik kısmını ise dimetilparatoludin gibi sementin hızlı katılaşmasını sağlayan amin hızlandırıcıları oluşturur.

Sement porozitesi, karıştırma esnasında sement içerisinde hava boşlukları oluşması ile ilişkilidir. Vakum ve santrifüj poroziteyi azaltır. Chin ve arkadaşları yaptıkları çalışmada elle karıştırılmış sement ile santrifüj edilmiş sement arasında herhangi bir fark gözlemlenemediler.²⁸ Ayrıca santrifüjün, normalden %6-7 olan volüm kaybını arttırarak kemik sement bağlanmasını kötü etkilediği ortaya konmuştur.

Sement kompresyon kuvvetlerine dayanıklıyken makaslama ve tensil kuvvetlere karşı zayıftır. Eğer sement sertleşmesi esnasında basınç yapılmasa mikrokilitlenme olmaz. Sement kemik trabekülleri arasına tam girmez. Kemik-sement ara bölgesi ömrüne etkili faktör metali saran sementin proksimal ve distalde uniform kalınlıkta olmasıdır. Bugün kabul edilen kalınlık 2-3 mm olarak belirlenmiştir. Sement kalınlığı asimetrik ise veya metal kemiğe değiyor ise gevşeme sorunları erken dönemde ortaya çıkar. Eşit kalınlıkta sement, gömlek semente yansıyan kuvvetleri %50-90 arası azaltır.^{2,69}

Yine sement uygulaması sırasında hipotansiyon, hipoksi ve kardiyak arrest gibi komplikasyonların gözlenebileceği akıldan çıkarılmamalıdır. Bu komplikasyonların metilmetakrilat monomerlerine, doku tromboplastinine, hava ve yağ embolisine bağlı olabileceği düşünülmektedir.^{115,127}

Toparlamak gerekirse, sementin mekanik özelliklerini etkileyen değişkenler şunlardır;⁸⁴

- 1- Sementin kalınlığı:** Sement mümkün olduğu kadar eşit, boşluklar içermeyen bir şekilde yeterli kalınlıkta olmalıdır.
- 2- Yabancı maddelerle kontaminasyon:** Sementin mümkün olduğu kadar kan, kemik vb. yabancı maddelerle kontaminasyonu engellenmelidir.
- 3- Karıştırma tekniği:** Çok hızlı ve çok yavaş karıştırmak sement gücünü düşürür. Santrifüj ve vakum sementin yorulma gücünü artırmaktadır.
- 4- Sementin tabakalaşması:** Bu olay genelde polimerizasyonun geç evresinde olmaktadır. Gruen ve arkadaşları, gerilmeye karşı direncin %54 oranında azaldığını tespit etmiştir.⁶² İlk evrelerde sement, daha az viskoz bir yapıda olduğundan sorun olmaz, ancak geç evrelerde tabakalar yapma eğilimindedir. Basınçlama yapılmamasıda bu olayı artırır.

- 5- **Sıcaklık ve nem:** Oda sıcaklığından vücut sıcaklığına yaklaştıkça, sementin gücü de azalır.
- 6- **Yardımcı maddeler:** Baryum sülfat, antibiyotik gibi katkıları belirli oranlarda sementin gücünü düşürmektedir.
- 7- **İmplantlar:** Özellikle köşeli implantların yuvarlak olanlara nazaran daha fazla stres yarattığı bilinerek ve sementli uygulamalarından kaçınılması gerekir.
- 8- **Kemik kalitesi, tespit gücü ve sement kemik bileşkesi:** Kemik kalitesi, cerrahın seçiminde olan bir durum değildir ancak unutulmamalıdır ki cerrahi teknik primer fiksasyonu ve sement kemik bileşkedeki sağlamlığı etkiler. Lee, çalışmasında, kemiğin kortekse en yakın olan güçlü trabeküller alana kadar reamerizasyonu ve sementin basınçlı uygulanması ile en iyi sonuçları elde etmiştir.⁹⁴

Akrilik sementin lokal doku etkilerini üç faktöre bağlayabiliriz:

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

Willert, Ludwin ve Semlitsch sement uygulaması sonrasında histolojik olarak şu değişiklikleri tespit etmişler,¹⁵⁹

- 1) Sement kullanımından sonra sement 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. Rhinelander ve arkadaşları reamerizasyon sonrası 6 ayda tamamen geçen devaskülarizasyon ve nekroz tespit etmişler, 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 membran ile kaplanır, medüller kanalın hasarlanmış dokusu eski halini almaktadır.

2.3.2. Poroz Yüzeyler

Kemik entegrasyonu'nu artırmak üzere, polimerler, seramikler, metaller poroz yüzeylerde kullanılmış. Günümüzde çalışmalar kobalt-krom tomurcuklar ve titanyum teller ile oluşturulan poroz yüzeylere odaklanılmıştır. Her iki sistemde partikül ve tel kalınlığı veya yoğunluk ayarlanarak istenilen optimum büyüklük sağlanır.

Boby ve arkadaşlarının yaptıkları çalışmada:⁵¹

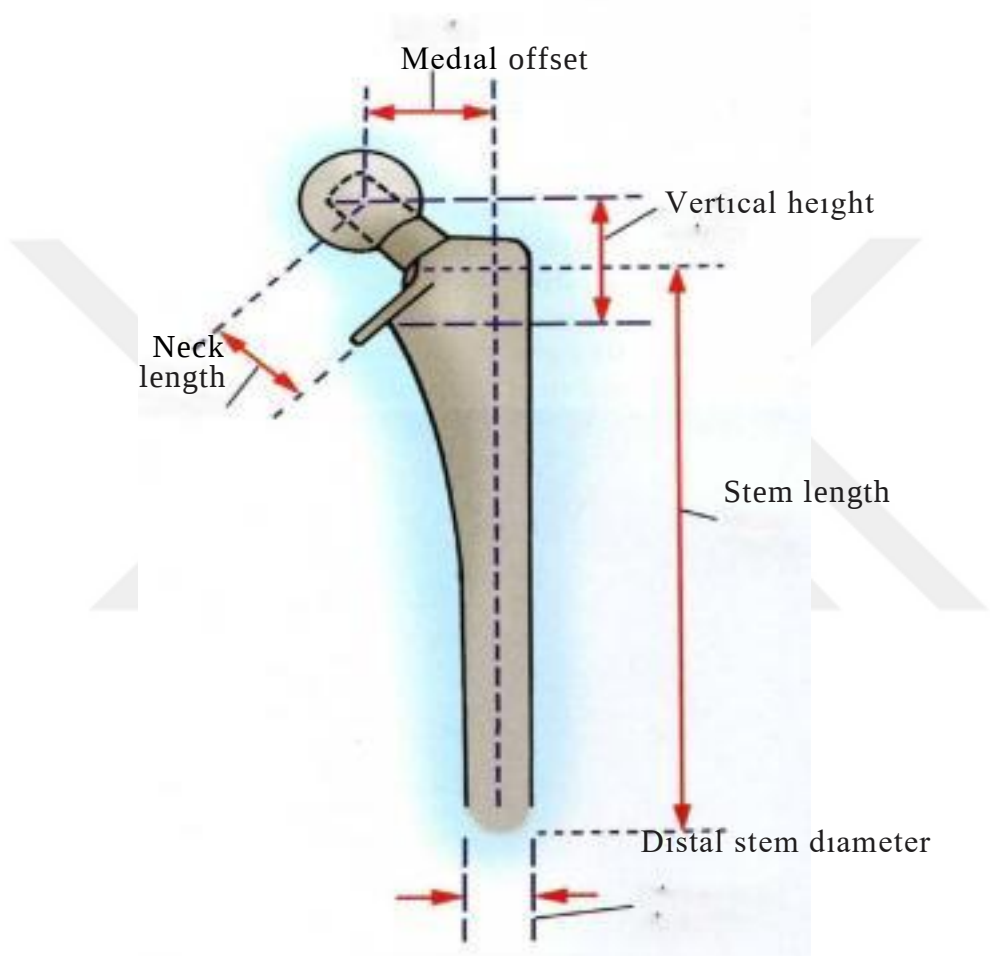
- 1) Por büyüklüğü 50 gm altında ise fibröz membran oluştuğunu.
- 2) 50-500 gm arasında büyüklükte bağımsız olarak kemik oluşumu gerçekleştiğini.
- 3) Direkt kontakt ve immobilizasyonun şart olduğunu, 2 mm den daha fazla olan implant kemik mesafesi halinde, kemik gelişiminin çok az olduğunu göstermişler.

Bir kez kemik oluşumu tetiklendiğinde, var olan bütün boşlukların doldurulduğunu tespit etmişlerdir. Galente ise tel örgü sistemi ile 6 hafta içinde oluşan implant kemik fiksasyonunun, sement kemik fiksasyona eş değer olduğunu yayınlamıştır.⁵⁹

Poroz kaplama sırasında kullanılan yüksek ısı, metalin gücünü azaltabilir. Ayrıca poroz kaplamanın neden olduğu yüzey değişiklikleri, anormal stres dağılımına bağlı yorgunluk kırıkları oluşmasına sebep olabilir. Bu yüzden, özellikle titanyum stemlerde, tensil kuvvetin çok etkin olduğu lateral yüzeylere poroz kaplama yapmaktan kaçınılmalıdır. Kobalt-krom bu saydığımız koşullardan %5-10 oranında etkilenirken, titanyum %60-70 güç kaybına uğramaktadır. Poroz kaplı implantlar, diğerlerine nazaran 3 ile 7 kat daha fazla geniş yüzey alanına sahiptir. Bu da ortama salacağı iyonların daha fazla ve sürtünme korozyonuna daha fazla maruz kalacağını gösterir.

2.4. TOTAL KALÇA ARTROPLASTİSİ

Total kalça artroplastisi, femur medullasına yerleştirilen bir femoral komponent ile asetabuluma yerleştirilen asetabular komponentten oluşur. Asetabular komponentin sementsiz tipleri asetabuluma tutturulan bir dış kap ile buna tespit edilen ve femoral komponentin eklem yaptığı bir iç kap'tan oluşur.



Şekil 15. Femoral komponentte dikkat edilecek noktalar

(Campell'Operative Orthopaedics, 2008)

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

ayarlamak için protezin femur metafizine yerleştiği derinlik belirli olduğundan osteotomi düzeyine müdahale edilmez. Bunun yerine boyun uzunluğu ile ayarlanabilir.

Femur başı merkezinin, steme olan uzaklığı medial offset mesafesidir. Kollo-diafizer açının yüksek olması abduktorların moment kolunu kısaltır ve topallamayı artırır. Bu açının az olması halinde ise stemde yüklenme artar ve gevşemeye veya kırılmaya neden olur. Varustaki kalçalarda rotasyon merkezinin vertikal yüksekliği azalır. Buna bağlı olarak 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 zordur. Bu nedenle ilk olarak bacak uzunluğu ve vertikal yükseklik düzeltilir (Şekil 14).⁷⁰

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

Komponentler sementli ve sementsiz olarak iki tiptir.

2.4.1.Sementli protezler

Sementli fiksasyonların avantajları şunlardır:

- 1) Protezin kemiğe en iyi şekilde oturmasını sağlar.
- 2) Sementli protez uygulandığı anda stabildir. Rehabilitasyona derhal başlanabilir. Biyolojik fiksasyon için beklemeye gerek yoktur.
- 3) Protez ile kemik arasında total temas sahası artar. Protezden kemiğe stres aktarımı daha iyi hale gelir.

Sementli protezlerde en önemli problem aseptik gevşemedir ve protezin revizyonunu gerektirir. Başlangıçta aseptik gevşemeden sement sorumlu tutulmuş, ancak daha sonra asıl problemin sementleme tekniğinden kaynaklandığı anlaşılmıştır.

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

2.4.1.1. Sementleme teknikleri

1. Kuşak sementleme tekniği: Bu teknikte sement el ile karıştırılır. Medüller kanalın protez fiksasyonu için en az hazırlandığı tekniktir. Femoral kanal açılır, yıkanır ve aspire edilir. Sement hamur fazında parmak ile uygulanır. Protez el ile nötral pozisyonda (varus ve ya valgus olmayacak şekilde) yerleştirilir. Femoral sapın şekli, yüksek kuvvet aktarımını sağlamaya uygun olarak keskin köşelidir.
2. Kuşak sementleme tekniği: Sement el ile karıştırılır ve sement tabancasına konarak uygulanır. Medüller kanal endosteal yüzeye kadar spongios kemikten temizlenir ve fırçalanarak pulsatil yıkama yapılır. Yıkandıktan sonra kurulanır, distaline sement kaçmasını önlemek için tıkaç yerleştirilir. Sement tabancası ile retrograd olarak sement uygulandıktan sonra protez el ile ya da distal merkezleme metodları ile nötral pozisyonda yerleştirilir. Protezin sement mantosunda yaratabileceği kırılmaya karşı dayanımını arttırmak amacı ile keskin köşeleri yuvarlatılmıştır.
3. Kuşak sementleme tekniği: Bu teknikte ise sement vakum altında yada santrifüj ile karıştırılarak sement tabancası ile uygulanır. Medüller kanal endosteal yüzeye kadar temizlenir. Fırçalama ve pulsatil yıkama yapıldıktan sonra adrenalin emdirilmiş tampon medullaya konularak bir süre bekletilir ve daha sonra kurulanır. Sement tabanca ile basınç altında retrograd olarak uygulanır. Protezin nötral olarak yerleştirilmesi için distal ve proksimal merkezleyiciler kullanılır. Protezin proksimal ve distalinin

yüzeyi, semente uygun yük aktarımını sağlamak için, kaplanmış ve işlenmiştir.

1.kuşak sementleme tekniği ile 2. kuşak sementleme tekniği arasında fark, birincil olarak sement kemik aralığının iyileştirilmesine yönelik girişimlerden kaynaklanmaktadır. Bu girişimlerde, sement mantodaki kırıklar sonucu oluşan kemik sement aralığındaki fiksasyon kaybı ile ilişkili aseptik gevşemenin önlenmesine yönelik girişimleri içerir. 3. kuşak sementleme tekniği ise sement metal aralığının fiksasyonuna yönelik girişimleri içermektedir.¹¹⁶

2.4.1.2. Sementli asetabular komponentler

Asetabular komponent çok yüksek dansiteli kalın polietilen ile kaplıdır. Vertikal ve horizontal oluklara sement dolması ile stabilite artırılır. Protez sement arasındaki stabiliteyi artırmak için 3 mm yükseklikte çıkıntılar kullanılır.

Sementli asetabular komponentler yerleştirilirken özellikle dikkat edilmesi gereken faktörler vardır;

- 1) Asetabular komponent yerleştirildiğinde 45° inklinasyon ve 15° anteversiyonda anatomik pozisyonunda uygun olmalıdır.
- 2) Asetabular komponent yerleştirildiğinde komponentin çevresi en az 2-5mm lik sement tabakası ile sarılı olmalıdır.
- 3) Asetabular komponent sınırları kemik asetabulum sınırları içinde olmalıdır.
- 4) Klinik takiplere göre metal arkalıklı asetabular komponentler daha fazla komplikasyon çıkarmaktadır.

2.4.1.3. Sementli femoral komponentler:

Proksimalde sement tabakasına gelen stresleri azaltan bir özellik olan elastik modülüsün yüksek olması nedeni ile en çok kullanılan alaşım, krom kobalt alaşımıdır. Elastik modülüsü yüksek olduğu için proksimal semente binen stresi azaltır. Transvers kesitte stemin medial kesiti geniş olmalıdır, tercihen lateral kenarı

daha da geniş olmalıdır. Böylece kompresyon sırasında proksimal sement kütlesine dengeli yüklenme olur. Sementli komponentlerdeki yetmezliğin başlangıcı protez-sement komşuluğunda başlamaktadır.

Femoral komponent de dikkat edilmesi gerekenler:

- 1) Stem medüller kanalın transvers kesitte %80'ini dolduracak şekilde planlanmalı.
- 2) Femoral komponent ideal olarak nötral çakılmalı. Valgusta veya 5° altında varusta çakılmalıdır. 5° üzerinde varusta çakılanlarda progresiv gevşeme, sement kırığı, proksimal kemik rezorbsiyonu riski fazladır.
- 3) Femur proksimalinde metafizer bölgede 4 mm distalde 2 mm homojen dağılımı olan sement tabakası olmalı.
- 4) İkinci ve ya üçüncü jenerasyon sementleme tekniği kullanılmalı.

2.4.2. Sementsiz protezler

Artroplastinin uzun süreli ve dayanıklı olması isteniyorsa protez ve kemik yüzey arasında mekanik dengenin sağlanması esastır. Sementsiz tespit edilecek protezler için özel bir takım gereklilikler vardır ki, bunları dört grupta toplayabiliriz.¹¹⁰

- 1) Protezin yerleştirileceği boşluk mümkün olduğunca küçük olmalı, yaşayan kemiğin fizyolojik biyomekaniğini mümkün olduğunca az bozmalıdır.
- 2) Kemiğe endoprotezin ilk tespiti sıkı olmalıdır, ikinci bir ameliyat ihtimalini mümkün olduğunca azaltmalıdır.
- 3) Protezin dizaynı, stabilizasyonu ve mekanik özellikleri tüm yönlerde sistemi etkileyen kuvvetleri göz önüne almalıdır. Fizyolojik olmayan bazı kuvvetler, kemik rezorbsiyonunu başlatabilir ve hatta primer olarak iyi tespit yapılan olgularda bile gevşeme riskini artırabilir.
- 4) İmplantın yerleştirilmesi esnasında kemik dokusu hasara uğratılmamalıdır.

2.4.2.1. Sementsiz total kalça protezleri'nin fiksasyon mekanizması

Fiksasyonun sementsiz total kalça protezinde iki aşamada olduğu düşünülmektedir.

2.4.2.1.1. Makroskopik Fiksasyon:

Primer fiksasyon da denir. Mikroskopik fiksasyon sağlanana kadar, protezin kemik içinde stabilizasyonunu amaçlayan fiksasyondur.³⁵

2.4.2.1.2. Mikroskopik Fiksasyon:

Biyolojik fiksasyon da denir. Çevre kemik dokuların protez içine penetrasyonu (bone ingrowth) ile kemiğin trabekülasyonu ve remodelingi anlamına gelen bu olay, protezin stabilizasyonunun sağlanmasını amaçlayan bir fiksasyon tipidir. Protezin uygunsuzluğu mevcutsa buna bağlı olarak gelişen mikro hareketler nedeniyle başarısız olur. Bu tip fiksasyonda kemik yüzeyine doğru direkt olarak kemik büyümesinin sağlanması amaçlanmaktadır. Yapılan çalışmalarda titanyum yüzeyinde osteomineralizasyonun gelişebildiği ve bunlarında porozun çapı ile orantılı olduğu gösterilmiştir.^{35,104,150}

Biyolojik fiksasyon, por çapı ve stem kemik uyumu ile ilgilidir. Poroz yapılar arasında kemik gelişimi ve potansiyel mineralize kemik penetrasyonunun sağlanabilmesi için minimum 5 pm bir aralık gerekmektedir. Bu vaskülarizasyona olanak sağlayan minimum aralıktır. Aralık 5-50 pm ise implanta doğru fibröz penetrasyon olur. Ancak 50-500 pm'lik aralık varlığında implanta kemik penetrasyonu olabilir. Bunun için saptanan por büyüklüğü 50-350 pm, tercihen 50-150 pm arındadır.¹⁰⁶ Kemik ile protez arasındaki mesafe 1,5-2 mm ve üzerinde olduğunda kemiğin penetrasyonu zordur. Mikro hareketler olumsuz etkiler. İmplanta kemiğin penetrasyonu, üçüncü haftada başlar ve maksimum düzeyine 6-8 haftada ulaşır.⁶⁵

2.4.2.2. İmplanta Karşı Kemik Dokunun Cevabı

Sağlam bir kalçada, eklemden geçen yükler, femur medial korteks yoluyla distale iletilir. Vücut ağırlığı sadece kemik tarafından taşınırken, total kalça artroplastisi uygulandıktan sonra yük protez yoluyla kemiğe aktararak taşınmaktadır. Bu durumda protezin yükleri, hangi bölgede kemiğe aktardığı önem kazanmaktadır. İlk üretilen protezlerde yük proksimal medial kortekse oldukça azalan oranlarda iletilmekteydi. Bu durumda stres shielding meydana gelmektedir. Fizyolojik stimulusun devamlılığı, kemik kitlesinin korunması ve osteoporozun gelişimini önlemesi için gereklidir. Büyük çaplı stemler, küçük çaplı stemlere oranla daha fazla kemik rezorbsiyonuna yol açarlar.^{50,98} Kemiğe stres aktarımlarının sonuçlarından biri kemik hipertrofisidir. Femur proksimalinde spongioz hipertrofi, distalde stemin ucunda veya çevresinde kortikal hipertrofi olur. Bu nedenle distal kortikal hipertrofi bir gevşeme belirtisi değildir, sadece yükün distalden kemiğe aktarımı sonucudur.¹⁴³

Gelen yüklerin dağılımında protezin distalden sıkı uyumu ve proksimalde metafizyel doluluk ve distal doluluğun önemi büyüktür. Metafizyel ve distal doluluk torsiyonel ve vertikal güçlerin etkisini önemli derecede azaltmakta, ayrıca yükün kemiğe düzenli olarak iletilmesini sağlamaktadır.

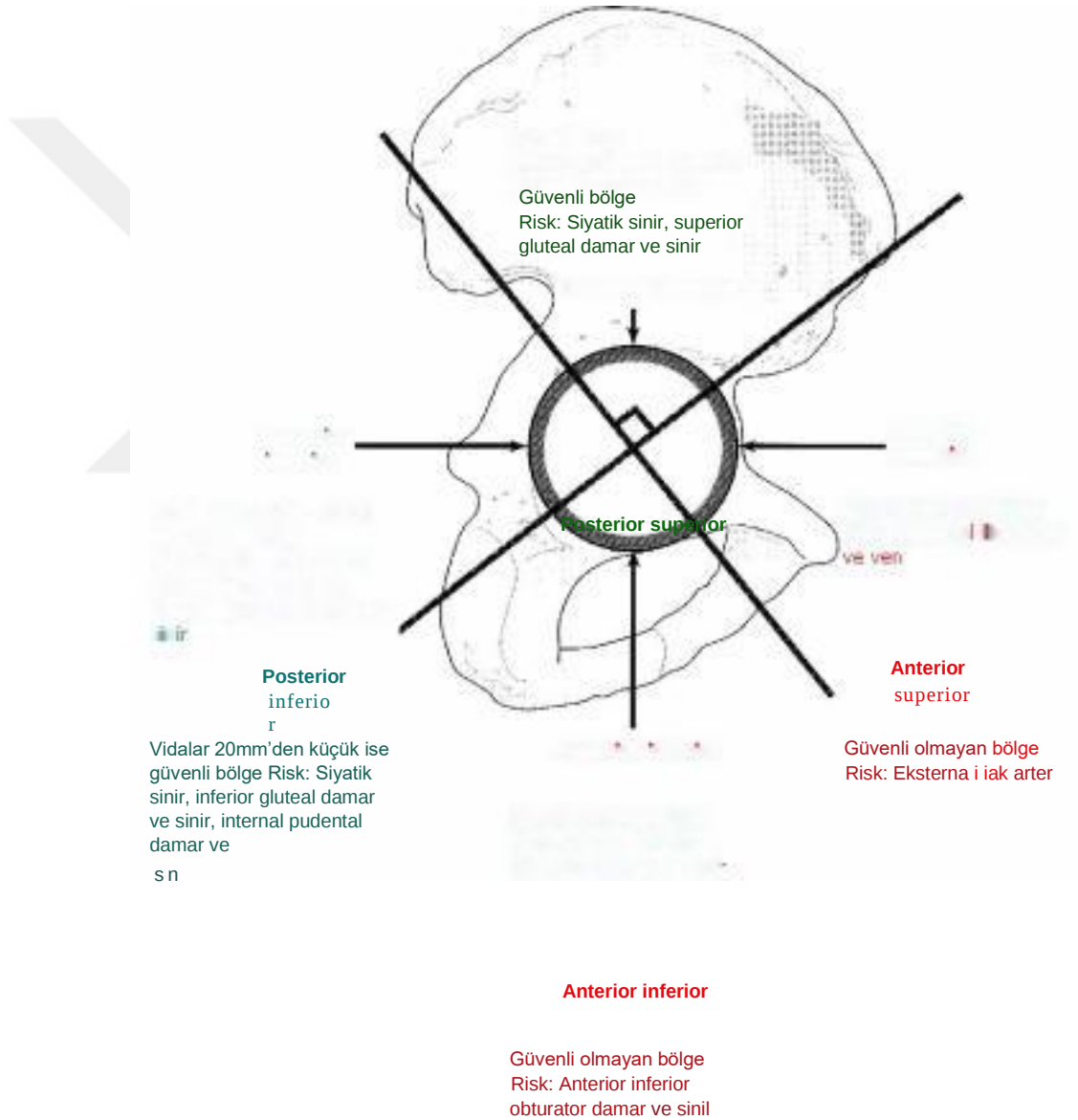
Ameliyat sonrası ağrısız bir yaşam için femoral stemde sıkı bir uyum gereklidir. Poroz, hidroksiapatit ya da press-fit stemlerde amaç proksimal kısmın kemiğe rijit fiksasyonudur. Distalde istenen elastik fiksasyondur. Böylece femur proksimalinde uyarıdan yoksun kalma ve bunun sonucu olarak da gelişecek osteopeni önlenmektedir.

2.4.2.3. Sementsiz Asetabular Komponentler

Total kalça artroplastisi cerrahisinde en önemli avantajlardan birisi sementsiz asetabular komponentlerde başarılı gelişmelerin olmasıdır. Y aşı hastalarda sementli asetabular komponentlerin özellikle birinci dekkattan sonra gevşemesi genç

hastalarda ise ilk dekatta gevşemenin olması bu grupta revizyon cerrahisini gerektirmiştir.⁷²

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



Şekil 16. Wasielewski'nin kadrant sistemi (Review of orthopaedics, Miller, 2000)

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 bulunmaktadır.⁷⁰

Wasielowski ve arkadaşları vidaların yerleştirilmesi için güvenli klinik bölgeleri tariflemişlerdir. SİAS ve asetabulumun merkezini birleştiren sanal çizgi ile pelvisi anterior ve posterior olmak üzere iki kadrana ayrılır. Asetabulum merkezinden bu çizgiye çizilen dik çizgi pelvisi superior ve inferior iki kadrana ayırır. Bunların birleşiminden asetabulum dört kadrana ayrılır (Şekil 16). Anterosuperior 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 yer alır. Posterosuperior kadrana en güvenlisi olup bu bölgedeki kemik güçlü olduğundan 25 mm üzerindeki vidalar yerleştirilir. Anterosuperior kadrana ise en tehlikeli kadrana olup mümkünse buradan kaçınmak gerekir.¹⁵⁷

Exspansion 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.^{70,150}

Metal kapların içinde kendinden kilitlenen veya vidalanan polietilen mevcuttur. Bu çok yüksek molekül ağırlıklı polietilenden üretilir. Metal dış kapların kalınlığı yorgunluk kırığına izin vermeyecek kadar kalın olurken, polietilen bölümünde 5 mm'nin altındaki kalınlıklarda stresi karşılayamadığından 5mm'den kalın olması önerilmiştir.⁷⁰ Normalde asetabulum transvers aks ile 55° açı yapar. Asetabular komponentin stabilitesinin en iyi olduğu açı ise 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 yerleştirilir.

2.4.2.4. Sementsiz 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 yapılı 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 olanlardır. Her iki alaşımında sonuçlarının tatmin edici olduğu ispatlanmıştır. Fakat titanyum yüksek biyolojik uyumluluğu, yüksek yorulma kuvveti ve düşük elastik modülüsü nedeniyle önerilmektedir.⁷⁰

Sementsiz porlu yapılı kalça protezi femoral stemlerinin iki şekli vardır. Bunlar anatomik ve düz şekillerdir. Anatomik şekilli olanlar metafizer bölümde arkaya doğru açılanma, distal bölümde ise femoral kanalın eğimine uygun olarak öne 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 gerekmektedir. 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 en uygun yük dağılımını sağlamaktır.^{70,150}

Porlar genellikle femoral komponentin 1/3 üst metafizer bölümünde yer almaktadır. Kemik protez tutunmasının metafizer bölümde olması proksimale gelen yüklerin daha iyi absorbe edilmesini sağlar. Bu da stemin uzun dönem fiksasyonunu artırır.¹⁵⁰

Poroz kaplı stemlerde, gevşeme ve diğer sebepler sonucu yapılan revizyonlarda poroz yüzeyin %10'dan daha azının kemik tarafından kaplandığı gösterilmiştir.⁷⁰ Bu durum araştırmacılar da porlu yüzeyin gerekli olup olmadığı sorusunu akla getirmiş. Press-fit protezler kemik ve implant arasında makro

kilitlenme amacına yöneliktir. Bu tip implantlarda oluklar ve yivler ile rotasyonel stabiliteyi sağlarlar. Primer fiksasyonda daha iyidir ancak biyolojik fiksasyon kapasitesi sınırlıdır.

Son yıllarda biyolojik aktif kalsiyum fosfat seramik materyallerinin kullanımı artmıştır. 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 etkisi ile 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 gözlenmiştir.³¹

2.4.3. Preoperatif Planlama

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

Genel olarak sementli ve sementsiz protezlerin endikasyon olarak kullanım alanları aynı olup, bir hastaya sementli ya da sementsiz kullanılacağına L.Spotorno ve S.Romagnoli'nin tarif ettiği kriterlerle karar verilir.¹⁴²

Bu kriterler femoral komponent için temel alınan dört parametredir;

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

Her parametreye, özelliğine göre puan verilir. Verilen puanların toplamı femoral komponentin sementi-sementsiz yapılmasına karar vermede yol gösterici olur.

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

Yaş: Elli yaş altında olan hemen her olguda sementsiz protez kullanılmalıdır. Revizyon gerektiğinde protezin çıkarılması daha kolay olmaktadır. Yetmiş yaş üzerinde ise sementli protez uygulanır.

Singh indeksi: Osteoporoz değerlendirilmesinde Singh tarafından femur boynu için tanımlanan bir indekstir. Başın ve trokanterik spongiozdaki trabeküler yapı değişikliklerinin tayinine dayanır. Bu sınıflama da yedi evre tanımlanmıştır (Şekil 17).^{1,24,138}

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

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

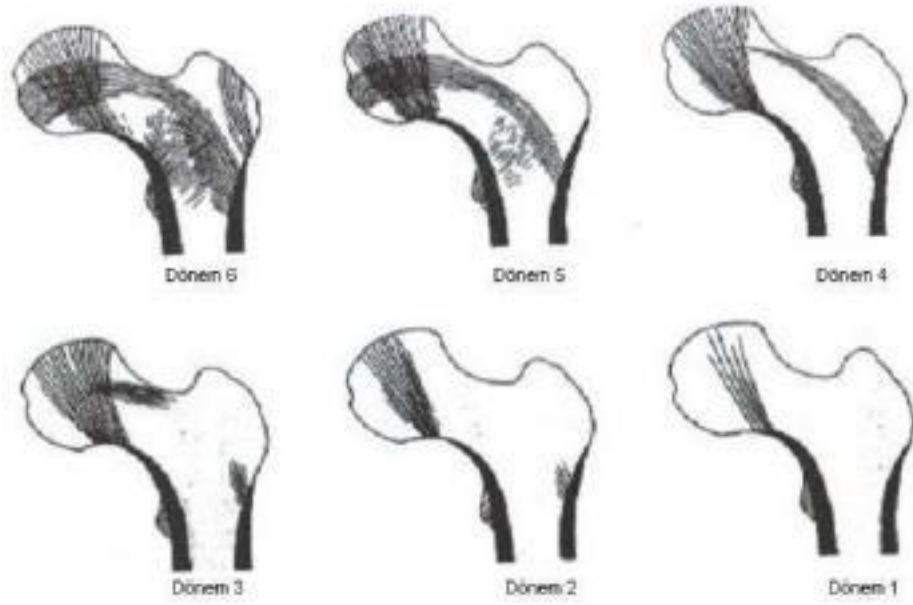
Evre 5: Ward üçgeni boşalmıştır. Aksesuar trabeküller vardır ancak bazı yerlerde kaybolmuştur.

Evre 4: Aksesuar trabeküller tamamen kaybolmuştur.

Evre 3: Kemer şeklindeki trabeküllerin kısmi kaybı mevcuttur.

Evre 2: Kemer şeklindeki trabeküllerin hemen tamamen kaybı mevcuttur.

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

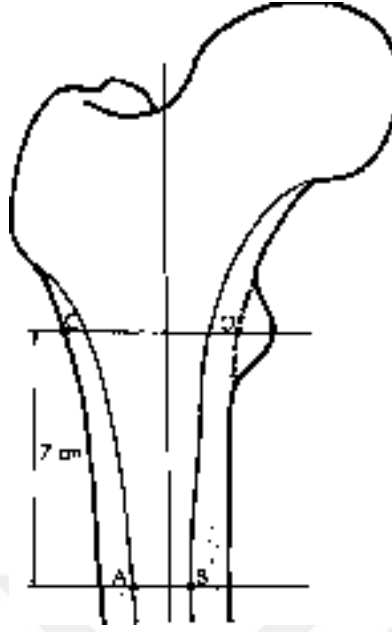


Şekil 17. Eksi (Singh)

Özetlersek evre 7 normal femur, evre 6-5 hafif osteoporoz, evre 4-3 şidetli osteoporoz, evre 2 tensil trabeküllerin tamamen kaybı, evre 1 ek olarak kompresif trabeküllerin parsiyel kaybı söz konusudur. Evre 7-6-5 de sementsiz protez endikasyonu, evre 4-3 genç hastalarda sementsiz, yaşlı hastalar ve evre 2-1 de ise sementli protez uygulanmalıdır.

2.4.3.1.Morfolojik kortikal indeks

Femurun standart ön-arka grafiğinde 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'den büyük olmalıdır. Eğer oran 2,3'den küçük ise sementli protez kullanımı düşünülmelidir.²⁴ (Şekil 17)



Şekil 18. Morfolojik kortikal indeks

Yukarıdaki 4 parametrenin incelenmesi ile Spotorno kriterleri ortaya çıkar; (Tablo 1)

Tablo 1. Spotorno kriterleri

<i>Cinsiyet Puanı</i>		<i>Yaş Puanı</i>		<i>Singh İndeksi Puanı</i>		<i>MKİ Puanı</i>	
Erkek	0	50'nin altı	0	7.evre	0	3'den büyük	0
		51-60	1	6-5.evre	1	3-2.7	1
Kadın	1	61-70	2	4-3.evre	2	2.6-2.3	2
		70'in üstü	4	2-1.evre	4	2.3'den küçük	4

Romatoid artritli hastaya değerlendirmede 1 puan eklenir. Değerlendirme:

0-4 Puan sementsiz

5 Puan tartışmalı

6 ve üzeri sementli protez

Bu duruma göre sementsiz protez genç, Singh indeksi 5-6 ve kemik morfolojisi uygun hastalarda yapılmalı, diğer hastalara sementli protez yapılmalıdır. Asetabular komponent için ise sementsiz uygulama hemen hemen bütün pirimer olgularda mümkündür, ancak ileri derecede displazi ve osteoporoz kontrendikasyon²⁴ olarak değerlendirilmelidir.

Cerrahi öncesi kalça röntgenogramı değerlendirilmeli, femoral geometri ve offsetin en iyi belirlenebileceği şekilde kalça 15° iç rotasyonda grafi çekilir, eğer endikasyonu varsa vertebra ve dizde radyolojik olarak incelenmelidir. Proksimal femuru gösteren ön-arka pelvis, kalça ve femurun proksimal lateral görüntüleri istenebilecek asgari radyolojik incelemelerdir. Asetabular komponent tespiti için yeterli kemik varlığı, ne kadar reamerize edilmesi gerekeceği, kemik grefti gerekip gerekmeyeceği, ameliyatta kalça çıkarılmasını zorlaştıracak protrüzyon veya osteofit yapısını ortaya koymak için pelvis grafileri incelenmelidir. Gelişimsel kalça displazili hastalarda asetabular komponent tespiti açısından yeterli kemik stoğu olup olmadığını belirlenmesi için pelvis özellikle değerlendirilmelidir. Asetabular defekt için kemik grefti kullanılması gerekebilir.

Normalde film kaseti ile tüp arasındaki mesafe 100-105 cm ve masanın kasete olan uzaklığı 5 cm olduğundan ortalama %17-24 arasında bir büyütme olacağı varsayılır. Şişman ve iri hastalarda kalça eklemi oluşturarak kemikler kasetten daha uzakta olacağından dolayı büyütme biraz daha fazla olacaktır.

Şablondaki asetabulum, röntgendeki asetabulumun subkondral kemiğinin üzerine getirilir. Asetabulumda'ki kemik miktarına göre derin ya da sığ bir asetabular komponent seçilir. Asetabular komponentin superolateralinin dışarıda kalmamasına dikkat edilerek çizgiler birbiri üzerine getirilir. Eğer superolateralde taşma varsa özellikle inferomedialdeki osteofitlerin iyi temizlenmesine ve kapın medializasyonuna dikkat etmek gerekir. İdeal olarak asetabular kapın inferomedialinin gözyaşı (teardrop) figürü ve transvers asetabular ligament seviyesinde olmasına özen gösterilmelidir.

Ön arka pelvis filminde ters U şeklinde görülen gözyaşı damlası asetabulumun medial duvarının inferomedialinde lokalizedir. Bu nokta asetabulumun

medial duvarının kalınlığının saptanmasında, asetabular kapın proksimal ve medial migrasyonunun incelenmesinde önemli bir referans noktasıdır. Gelişimsel kalça displazili hastalarda superolateralde kemik defekti varsa, asetabular komponentin uygun pozisyonda ve stabilitede yerleştirilebilmesi için superolateral köşenin blok kemik grefti ile desteklenmesi gerekebilir.

Femurun ölçümündeki anahtar nokta, artroplastinin yapılacağı kalçada protez başının uygun seviyede yerleştirilmesini tayin etmektir. Şablon uygun seviyede yerleştirilmelidir. Yüksekçe yerleştirilirse normalden daha geniş, normal seviyenin altına yerleştirilirse küçük boy protez seçilmiş olacaktır. Ekstremitenin uzatılması istenmiyorsa, uygun pozisyon şablonun femurun başının merkezine yerleştirilmesi ile sağlanır. Şayet ekstremitenin uzatılması düşünülüyorsa, bu durumda protez başının merkezi hastanın femur başının merkezinden uzatma miktarı kadar daha yüksekçe yerleştirilmelidir. Femoral başın istenen uygun yere yerleştirilmesinden sonra femoral sapın büyüklüğü saptanır. Burada sapın korteks iç tabakasına tam oturup oturmadığına bakılır. Uygun pozisyonda iken, boyunda yapılacak kesinin seviyesi röntgen üzerinde hesaplanır. Femur boyun seviyesinin uygun uzunlukta kesilmesinde yol gösterici iki yöntem vardır. 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 ayarlanabilir.

2.4.3.2.Radyografik değerlendirme:

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

Total kalça artroplastisi öncesi ve sonrası, kalça eklemi değerlendirilmede en sık kullanılan ve en faydalı yöntem iyi kalitede çekilmiş düz grafilerdir. Radyografik değerlendirmede bazı özelliklerin olması gerekir Bunlar sırası ile şunlardır;

- 1) Yüksek kalitede olmalıdır. Böylelikle femur boynundaki trabeküler yapılar görülerek osteoporoz şiddetine karar verilir.¹³⁸
- 2) Femur 1/3 üst kısımları, anterior-posterior ve lateral radyografilerde gözükmelidir.
- 3) Sementsiz komponentlerin preoperatif planlaması ve protezin ölçüsünün saptanmasında, uygun magnifikasyon skalaları gereklidir. İyi kalitede radyografilerde pelvis üzerindeki bütün anatomik işaretler görülmelidir.
- 4) Karşılaştırma için her bir takipte radyografilerde aynı özelliklere dikkat edilmelidir.

Proksimal femur anatomik şekline göre;

- 1) Trokanterik bölgede medullanın geniş olduğu ve metafize ve isthmus'a doğru giderek daraldığı borazan şeklinde olan femurlar.
- 2) Medullamn tamamen silindirik olduğu tip.
- 3) Gelişimsel kalça displazisinde olduğu gibi displazik olan tip şeklinde üç ayrı varyasyon gösterir.

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

Displazik femurlarda kullanılacak protezler özel imal edilmiş ve standart boylardan daha küçük olmalıdır. Eğer ekstremité boy farkı varsa femoral komponentin modüler olması da önemlidir. Burada önemli olan femoral komponentin endosteal geometriye maksimum uyum sağlamasına özen gösterilmesidir.

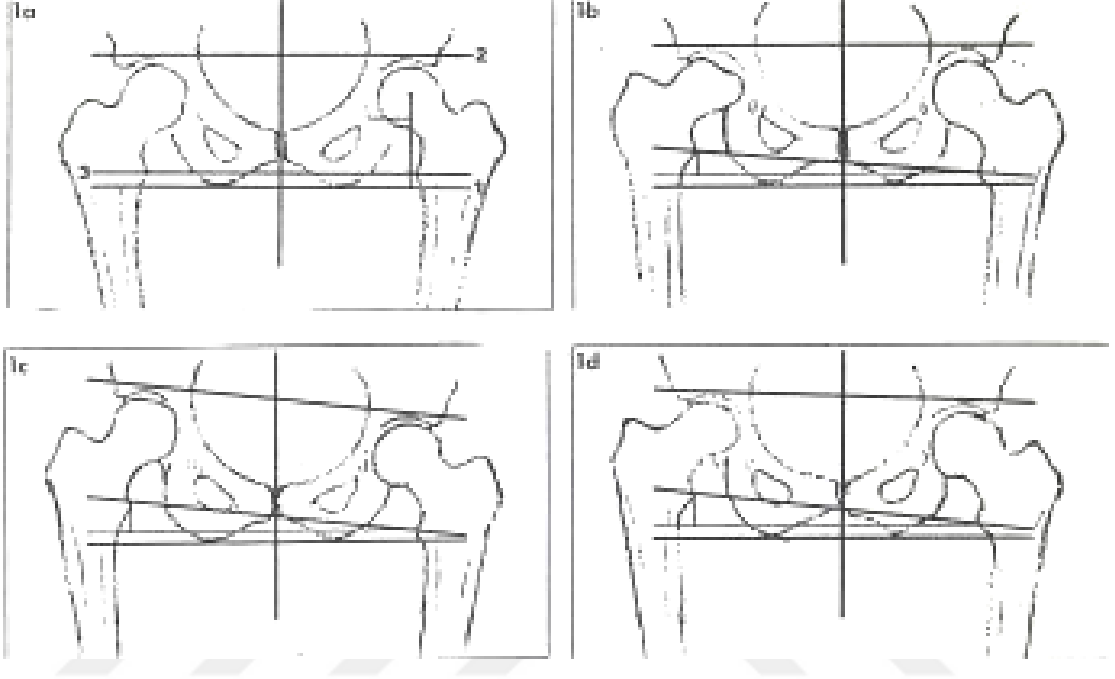
2.4.3.3. Kısallığın Ölçülmesi

Planlama için pelvis ön-arka grafisi üzerinde üç hat belirlenir (Şekil 19).

1. Her iki tüber iskiumu birleştirir.

2. Her iki asetabulum çatısını birleştirir.
3. Her iki trokanter minörü birleştirir.

Bunlara göre bacakta kısıklık ve kısıklığın hangi anatomik bölgeden kaynaklandığı bulunur:



Şekil 19. Pelvis ön-arka grafide uzunluk farkının ölçülmesi

(Kalça Cerrahisi ve Sorunları R.EGE,1994)

- 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 çizgi paralel değilse eşitsizlik ekstremitelere bağlıdır.
- 1c. Asetabulum tavanı ve trokanter minörden geçen çizgiler paralel iken tüber iskiiden geçen çizgi sapma gösteriyorsa pelvik oblisiteye bağlıdır.
- 1d. Eğer bu üç çizginin hiç biri birbirine paralel değilse eşitsizliğin nedeni pelvik oblisite ve ekstremitelere bağlıdır.⁴⁶

2.4.4. Total Kalça Artroplastisinde Endikasyonları

Kalçayı ilgilendiren hastalıklarda, total kalça artroplastisi, son ve radikal bir karar olması nedeniyle oldukça iyi değerlendirilmelidir. Karar verilirken hastalığın teşhisi, doğal seyri mevcut durumu, hastanın psikolojik durumu, muhtemel yaşam süresi, yaşı, ekonomik durumu bir bütün olarak ele alınmalıdır. 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 dahi total kalça artroplastisi uygulanabilmektedir.⁴⁵ Ankilozan spondilit (AS) ve romatoid artrit (RA) gibi hastalıklarda her yaşta uygulanabilmektedir. AS ve RA'lı hastalarda diz ve ayak bileklerinde hareket kısıtlılığı gelişmeden hastaların total kalça protezi ile hareketlendirilmesi daha fazla önem taşır. 30 yaşın altında genç hastalarda, özellikle kısa yaşam süresinin beklendiği, sistemik hastalıklarla birlikte kalça tutulumu mevcut ise herhangi bir yaşta uygulanabilir.

Total kalça artroplastisi uygulamasında cerrahiye karar verdiren en önemli bulgu ağrıdır.⁶⁸ Ağrı, hareketle ve istirahatle geçmemeli, hastanın normal yaşamını sınırlamalı ve giderek artan dozda ağrı kesici kullanmayı gerektirmelidir. Bunun yanında kalça eklemi hareket kısıtlılığı, stabilite kaybı ve deformite endikasyon koydurucu diğer kriterler olarak sayılabilir.²⁴

Total kalça artroplastisi gerektirebilecek bozukluklar şunlardır

1. Artritler

- Romatoid artrit
- Juvenil romatoid (Stil 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
Hemoglinopatiler (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. Doğumsal subluksasyon veya çıkık

6. Kalça füzyonu ve pseudoartroz

7. Başarısız rekonstruksiyon

- Osteotomi
- Kap artroplastisi
- Femur başı protezi
- Girdlestone
- Total kalça protezi

- Yüzey değıştirici artroplasti
8. Proksimal femur ve asetabulumun tümörleri
 9. Herediter bozukluklar (Akondroplazi v.b.)

2.4.5. Total Kalça Artroplastisinde Kontrendikasyonlar:

1. Hastanın genel durumunun elektif büyük bir cerrahiye müsait olmaması
2. Kalça eklemi ve ya vücutta herhangi bir yerinde aktif infeksiyonun olması
3. Progresif nörolojik hastalık
4. Yaygın progresif osteopeni
5. Hızlı kemik destrüksiyonu yapan hastalıklar
6. Abduktor kaslarda tam ve ya kısmi yetmezlik
7. Nörotropik eklem
8. 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 (ekspozur) gereksinim vardır. Her bir 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 etmiş olur. Cerrahi girişim sırasında mümkün olduğunca kasların insersiyonları kesilmemelidir. Bunların kesilmeleri, iyileşme zamanını uzatır morbiditeyi artırır.

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 gösterir.

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

2.4.6.1. Anterolateral Yaklaşım

Bu girişimin en büyük avantajı hastanın supin pozisyonda yatmasıdır. Bu şekilde 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.^{100,103} 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 potansiyelinin olmasıdır.⁶

2.4.6.2. Direkt Lateral Yaklaşım

Bu yaklaşımda da posterior yaklaşıma oranla daha düşük dislokasyon oranı bildirilmiştir.^{40,56} Anterolateral yaklaşımla kıyaslandığında daha düşük nörolojik komplikasyon oranları bildirilmişken, gluteus medius topallama oranının posterior yaklaşıma göre daha fazla olduğunu bildiren yayınlar mevcuttur.^{6,156} Lateral yaklaşımda m.gluteus mediusun trokanter majorun üst ucundan 6 cm proksimaline split şeklinde ayrılması süperior gluteal siniri risk altına sokar bundan dolayı dikkatli olunmalıdır.⁷⁸

2.4.6.3. Posterior Yaklaşım

Kalça eklemine kolay ve hızlı ulaşmanın güvenli bir metodudur. Abduktor mekanizmaya zarar vermemesi, iliotibial bant fonksiyonunu bozmaması nedeniyle ameliyat sonrası dönemde hızlı rehabilitasyona izin vermesi bu yaklaşımın önemli avantajıdır. Bu yaklaşımda ekstansiyon 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 oranları rapor edilmiştir.’“‘Ayrıca bu yaklaşımda dikkatli olunmasa siyatik sinirin hasar görme riski yüksektir.³⁸

2.4.7. Rehabilitasyon

Son yıllarda gelişen artroplasti teknikleri ile birlikte bunlarla ilişkili rehabilitasyon programları da gelişme göstermektedir.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 düzeltmektir. Cerrahi tekniğe göre değişiklik göstermesi gereken bu programların açıklandığı uluslararası bir rehabilitasyon protokolü yoktur. Rehabilitasyon programları fiksasyon yöntemlerine, primer veya revizyon vakasına göre, patolojik durumlara, cerrahi sırasında karşılaşılan özel durumlara ve komplikasyonlara göre değişiklik gösterir.

Sementli protezlerde rehabilitasyon, ameliyat günü anestezinin etkisi geçtikten hemen sonra solunum egzersizlerine öksürme ile başlanır. 2. gün aktif kalça fleksiyonu, kuadriseps, gluteus maksimus ve kalça abduktorlarının izometrik egzersizleri ve pasif düz bacak kaldırma egzersizlerine başlanır. Ortostatik hipotansiyon veya ağrı yok ise, 3. gün mobilize edilir 3-6 günlerde yatak kenarında oturularak aktif kuadriceps egzersizleri ile aktif kalça abduksiyonuna başlanır. Bundan sonra mobilizasyonda walker ile ağırlık taşıma miktarı ve yürütme mesafesi artırılır. 5-6. günlerde eğer hastanın durumu uygun ise koltuk değnekleri ile tam ağırlık verilerek yürütmeye geçilir. 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.

Sementsiz protezlerde rehabilitasyon: Bunlarda fiksasyonun sağlanması aşamasında en olumsuz faktör, kemik-implant yüzeyleri arasında harekettir. Bu vakalarda 6 hafta süre ile fiksasyon sağlanıncaya kadar ekstremitte üzerine yük verilmemelidir.^{33,66} 6 haftanın sonunda klinik ve radyolojik değerlendirmeler sonucu, protez fiksasyonu sağlanmış ise koltuk değnekleri ile ekstremitte üzerine parsiyel ağırlık verilerek yürütmesine izin verilir. Parsiyel ağırlık verme göreceli olarak artırılır. 10 haftadan sonra koltuk değnekleri bırakılır bastona geçilir. 12 hafta sonra kas kuvvetleri yerinde ise baston bırakılır.

2.4.8. Komplikasyonlar

Komplikasyonlar üç başlık altında incelenebilir.

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

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

Literatürde kaydedilen en kötü ameliyat komplikasyonu asetabular

reamerizasyon sırasında medial duvarın perforasyonunu takiben gelişen ana iliak ven rüptürüdür.⁹⁹ Aynı komplikasyon bazı sementli ve sementsiz protezlerin asetabular kaplarının vidalanması esnasında vidaların yerleştirilmesi sırasında da bildirilmiştir.

Diğer önemli bir komplikasyon ise sinir lezyonudur. 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 bildirmiştir.⁵⁴

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

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

Mesane yaralanmaları son derece nadir olarak karşılaşılan bir komplikasyondur.

2.4.8.2. Ameliyat sonrası erken komplikasyonlar:

1. Hematom oluşumu
2. Subluksasyon ve dislokasyon
3. Erken infeksiyon 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 infeksiyon için uygun bir zemin oluşturduğundan ameliyat esnasında hemostaza çok dikkat etmek gerekir. Tedavinin

ana kısmı hematoma sekonder olarak enfekte olmasını önlemektir. Bakteriyel kontaminasyon önlenmeli ve hematoma çözölene kadar profilaktik antibiyotik verilmelidir. Hematomun drene edilmesini gerektiren nadir durumlarda "cildin belirgin olarak gerilmesi, aşırı ağrı, siyatik nöropati veya kanayan damarların bağlanması gerekiyorsa" drenaj ameliyathane ortamında steril şartlarda 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 takozlaması, yetersiz yumuşak doku gerginliği, yetersiz veya zayıf abduktör kas grubu, trokanter major avulsiyonu veya psödoartrozu, perioperatif dönemde uyumsuzluk ve aşırı pozisyon. Literatürde total kalça artroplastisi sonrası dislokasyon insidansı %1-3 arasında bildirilmiştir. Revizyon cerrahisinde primerden daha fazla dislokasyon riski vardır. Coventry ve arkadaşları psödokapsülün tedrici gerilmesinin kalça fleksiyonunu artırarak geç dislokasyonlara neden olabileceğini bildirmişlerdir.³²

Erken enfeksiyon oluşumu: Total kalça artroplastisi uygulandıktan sonra 3 ay içerisinde gelişen enfeksiyondur. Bu enfeksiyonlar derin ve yüzeysel olmak üzere ikiye ayrılır. Fasyayı geçmeyenler yüzeysel, geçenler ise derin enfeksiyonlar olarak değerlendirilir.⁵⁵ İnsidansı %0.4-3 arasındadır.¹⁵² Böyle durumlarda kültür alınıp hemen geniş spekttrumlu antibiyoterapi başlanmalıdır. Durum ciddiyetini korsa irrigasyon ve debridman yapılır, gerekirse antibiyotikli sementten yapılmış zincir kullanılır.

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

Uyluk ağrısı: Primer sementsiz total kalça artroplastisi sonrası iyi yerleştirilmiş gibi görölen femoral stemler sonucu oluşun uyluk ağrısı klinik bir

problemdir. Genellikle kemik protez arasındaki mikro hareket, aşırı yük transferi, protez gövde özellikleri, hastanın kemik morfolojisi, endosteal ve periosteal tahrişle ilişkilidir. Tüm bildirilen görüşlere rağmen sementsiz total kalça protezlerinde uyuk ağrısının nedeni tam olarak açıklanamamıştır.¹⁵

2.4.8.3. Ameliyat Sonrası Gelişen Geç Komplikasyonlar:

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

Geç infeksiyonlar: Geç infeksiyonlar; derin gecikmiş infeksiyon ve geç hematojen infeksiyonlar olarak ikiye ayrılır. Derin gecikmiş infeksiyon 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 infeksiyonu destekler. Çoğunlukla ağrı hem istirahatte hem de aktif yük verme sırasında mevcuttur. Hemen tüm hastalarda derin geç infeksiyonlar implantların çıkarılmasını gerektirir. Geç hematojen infeksiyon kalçanın cerrahiden 2 yıl ya da daha sonra akut ağrılı hale gelmesi ile ortaya çıkar. Bu gibi durumlarda infeksiyon, infekte dişin çekimi, solunum yolu infeksiyonu, genitoürüner sistem infeksiyonu, enstürmantasyon veya cilt infeksiyonu gibi uzak bir odaktan hematojen yoldan olur. Tedavi debridman, komponentlerin çıkarılması, i.v antibiyoterapi uygulanması, sementli spacer uygulanması takiben infeksiyon eradike edildikten sonra revizyonu kapsar.

Ektopik kemik oluşumu: % 3-5 arasında bir insidansı vardır. Sadece %2-7'si semptom oluşturabilir. Ankilozan Spondilit, posttravmatik artritlerde, hipertrofik osteoartritlerde ve daha önce heterotopik ossifikasyon oluşmuş vakalarda daha sıktır. Etyolojisi tam olarak bilinmemektedir. Radyografide yumuşak doku kalsifikasyonu,

üçüncü haftada belirginleşir ve 12. ayda olgunlaşır.¹¹³ Ektopik kemik oluşumu, dünyada Brooker ve arkadaşlarının tanımladığı sınıflamaya göre yapılır.¹⁶

Tip1:Kalçanın etrafında yumşak 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 en az 1cm'den az mesafede olan kemik spur oluşumu.

Tip4:Kemik oluşumu dolgun ve radyolojik olarak ankiloze kalça.

Duck ve arkadaşları tarafından yapılan bir çalışmada sementli ve sementsiz total kalça artroplastileri arasında heterotopik ossifikasyon açısından bir fark bulunmamış ancak trokanterik osteotomi yapılanlarda bu oluşumun belirgin oranda arttığı saptanmıştır.

Heterotopik ossifikasyon gelişimini önlemede profilaksinin büyük önemi vardır. Profilaksi için postoperatif 3 gün içinde tek doz 700 centigray (cGy) ışın uygulanması, NSAİD (indometasin) 75 mg/gün 6 hafta ve difosfonatlar önerilmiştir.¹³⁴

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

Charnley total kalça replasmanında osteolizi, korteks yapısındaki değişiklikler olarak ilk tanımlayan kişidir.²⁷ Bu durum, gerçek patogenezi tanımlanmadan önce sement hastalığı olarak bildirilmiştir. Osteoliz gevşek sementlenmiş komponentlerde sık olarak karşımıza çıkmakta idi. Fakat sement mantosunun defektif olduğu stabil sementli implantlarda da oluşabilir. Bu oluşum gevşek veya iyi fiske edilmiş sementsiz komponentlerde de bildirilmiştir. Bu durum akrilik sement olmasa da osteoliz olabileceğini göstermiştir.¹⁰¹ Osteolizin çepeçevre

poroz kaplı olan implantlarda proksimalde olduğunu, çepeçevre poroz kaplı olmayanlarda ise stemin distali boyunca yerleşmiş olduğu bildirilmiştir. Asetabular osteoliz hem sementli hem de sementsiz komponentlerde oluşabilmektedir.^{147,162} Sementsiz 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 söylenmektedir.

Litik lezyonların histopatolojisi çok iyi tanımlanmıştır. Yoğun fibröz doku ile alakalı yabancı cisim dev hücreleri ve yoğun histiositik infiltrasyon odağı ile karakterize granuloma oluşumları dikkati çekmiştir.⁵

Bir çalışmada osteolitik alandan alınan materyalin incelenmesinde %70-90 arasında ortalama büyüklüğü 0,5 μ m ve %92'si 1 μ m altında olan polietilen parçacıkları bulunmuştur. Buna ek olarak korozyon materyalleri, titanyum alaşımları, kobalt-krom, paslanmaz çelik ve silikatlar da tanımlanmıştır. Hacimsel olarak polietilen partikülleri dominant aşınma materyalleri olarak bulunmuştur.²⁰ Bir hipoteze göre aşınma partiküllerinin oluşumu ve eklem boşluğu ile periprostetik boşluğa kaçmaları makrofajların fagositik aktivitesini uyarmaktadır. Bu da değişik hücresel mediyatörlerin salınımına neden olmakta ve osteoklastik kemik rezorbsiyonunu oluşturmaktadır.¹³³

Potansiyel klinik önemi olan diğer partiküler debris, metal partiküldür. Bu çoğunlukla gevşemiş implantların sonucu olur. Silikatlar üretim sırasında yüzey oluşum kalıntısı olarak görülebilir. Paslanmaz çelik partikülleri, serklaj tellerinden veya trokanterik fiksasyon için kullanılan kablolardan oluşabilir. Bu partiküllerin hepsi bulundukları yerde biyolojik cevap oluşturabilir veya eklem aralığına gidip üçüncü cisim reaksiyonu oluşturarak polietilen aşınmasına neden olabilir. Bütün bu partiküller biyolojik etki oluştursa da, polietilen partikülleri en çok aktif biyolojik ajan olarak çalıştığı konusunda fikir birliği vardır.

2.5. KLİNİK DEĞERLENDİRME

Ortopedik cerrahide preoperatif ve postoperatif değerlendirmenin önemi 1930'lu yıllardan beri bilinmektedir. Operasyon öncesi ve sonrası hastanın durumunun karşılaştırılmasında herhangi bir çaba olmadığında, cerrahi işlemin etkinliklerinin saptanmasında tereddütler ortaya çıkabilmektedir. 1940'lı yılların ortalarından itibaren çeşitli derecelendirme sistemleri ortaya konmuştur. Her yeni değerlendirme cetvelini düzenleyen araştırmacı bir öncekinin eksiklerini gidermek için çalışmıştır. Bunların birçoğu ağrı, yürüme mesafesi, fonksiyon ve hareket derecesini içermektedir. Belli başlı değerlendirme sistemleri şunlardır. ^{26,44,71,81,146}

Ferguson ve Howorth, Merle d'Aubigne ve Pastel, Larson, Harris, Charnley'in Merle d'Aubigne ve Pastel modifikasyonu, Anderson ve Möller-Nielsen, Kavanagh ve Fitzgerald'ın Mayo modifikasyonu, Johnston.

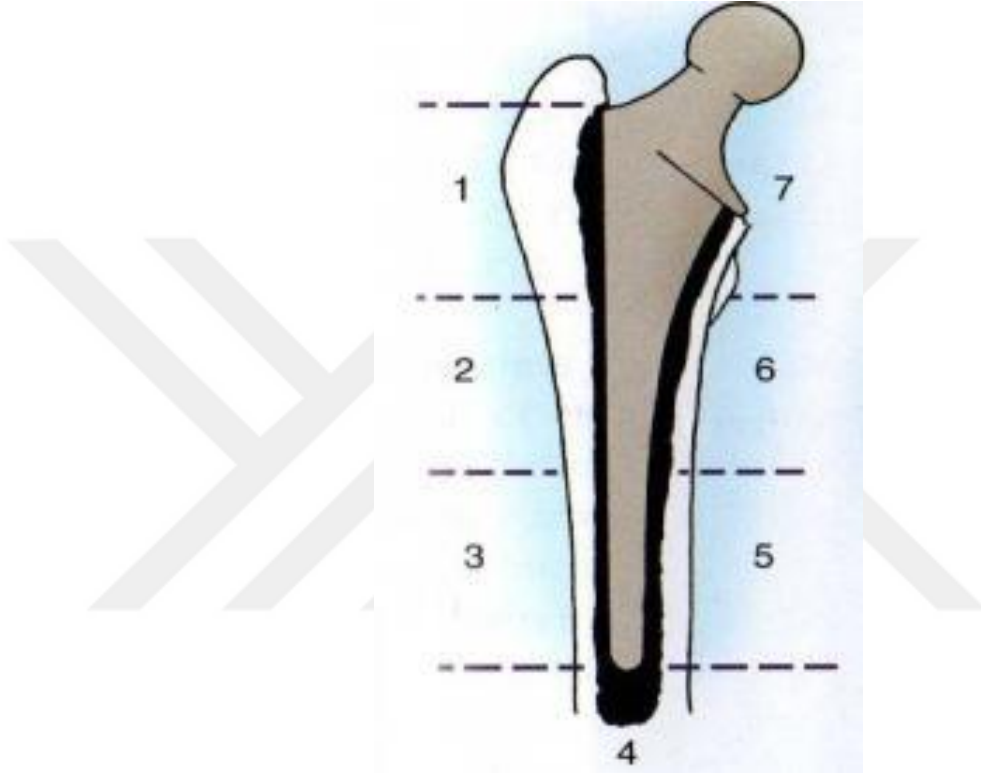
Amerika'lı ortopedistler daha çok Harris ve Larson sınıflandırmasını. Avrupa'lı cerrahlar ise Merle d'Aubigne ve Pastel veya bunun Charnley modifikasyonunu kullanmaktadır. Ülkemizde ise Harris, Merle d'Aubigne ve Pastel ve bunun modifikasyonu en çok kullanılmaktadır. ^{82,90,144,145,151} Kliniğimizde hastalar Harris kalça skrolama sistemi ile değerlendirilmiştir. Bu değerlendirme sistemine göre olgular ağrı skoru, fonksiyon skoru (yürüyüş biçimi, merdiven inip çıkabilme, çorap- ayakkabı giyebilme, oturma, toplu taşıma araçlarına binebilme) deformite skoru ve hareket skorları yönünden değerlendirilir.

2.6. RADYOLOJİK DEĞERLENDİRME

Radyolojik sonuçlar pelvis ön-arka (AP) ve iki yönlü kalça grafileri üzerinden değerlendirilirler. 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.

2.6.1. Femoral stemin stabilitesi

Femur Gruen ve arkadaşları⁶³ tarafından belirlenen 7 zona ayrılmıştır (Şekil 20), bu zonlarda Engh ve arkadaşları⁵¹ tarafından tespit edilen kriterlere bakılarak femoral stemin stabilitesi değerlendirilmiştir. Buna göre sementsiz stemlerdeki bulguları;



Şekil 20. Femoral komponente ait zonlar (Gruen)

(Campell'Operative Orthopaedics, 2008)

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

- 1- 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.
- 2- İnstabil implant: Stemin femoral kanal içinde ilerleyici migrasyonu sözkonusudur. Stem çevresinde, en azından parsiyel olarak diverjan, geniş

radioopak çizgiler bulunur. Ayrıca, stemin boyun kısmının hemen aşağısında ve uç kısmında kortikal dansite artışı ve kalınlaşma vardır.

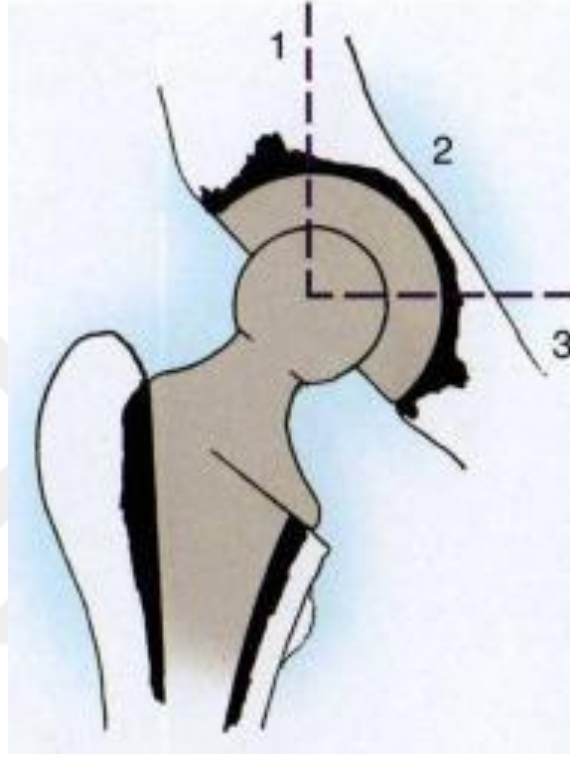
Sementli femoral stemdeki gevşemeyi destekleyen bulgular;

- 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 grafilere sapın deformasyonu.
- 8- Sapın tam olmayan ya da tam kırığı.⁷⁰

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 20).

2.6.2. Asetabular komponentin stabilitesi:

Asetabulum DeLee ve Charnley 17 tarafından ifade edilen 3 zona ayrılmış (Şekil 21) ve Callghan ve arkadaşları tarafından tanımlanan kriterler dikkate alınarak stabilite değerlendirilmiştir.



Şekil 21. Asetabular komponente ait zonlar

(Dee Lee ve Chanley) (Campell'Operative Orthopaedics, 2008)

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

- 1- Asetabular kap açısı: Kapın açık kısmından geçen düzlem ile her iki gözyaşı figürünü birleştiren horizontal çizgi arasındaki açı olarak hesaplanır. 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 22).^{17,81}

- a) Vertikal yer değiştirme: Asetabular kap ve aynı tarafın gözyaşı figürünün alt köşeleri arasındaki mesafenin değişmesi (Şekil 22).
- b) Horizontal yer değiştirme: Köhler çizgisi ile kapın dış çeperinin merkezi arasındaki mesafenin değişmesi (Şekil 22).



- 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.⁷⁰

Asetabulumda radyolusent çizgiler: DeLee ve Charnley zonlarına göre kapın etrafındaki asetabulumda radyolusent çizgilerin olup olmadığı belirlendi. Kontrol grafilelerinde, operasyon zamanına göre 2°den fazla kap açısı değişikliği, 2 mm nin üzerinde vertikal ve/veya horizontal yer değişirme ve 2 mm'den daha geniş radyolusent çizgilerin varlığı asetabular komponentin instabilitesi lehine yorumlandı.

3. GEREÇ VE YÖNTEM

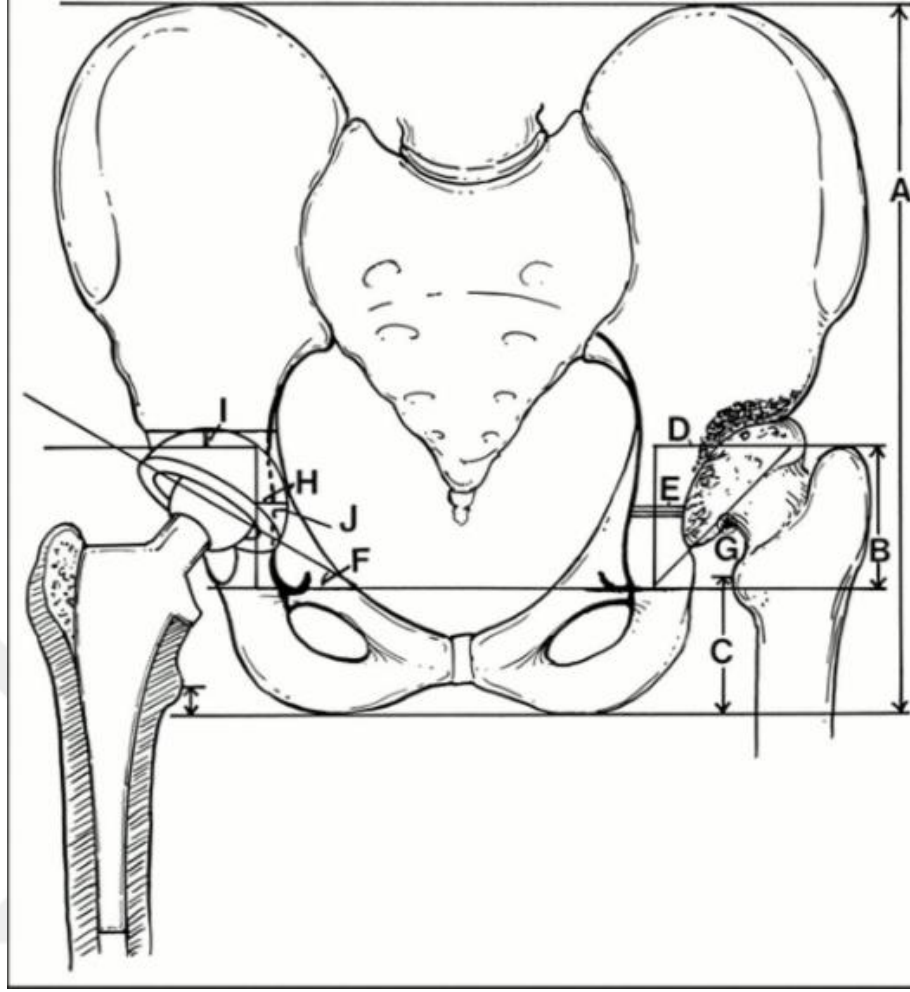
Bu çalışmanın amacı ilk aşamada belirli tarihler arasında ameliyat edilmiş Primer Total Kalça protezli hastalarında kalça protezinin rotasyon merkezini Chitranyan S. Ranawat metodu ile hesaplamak ve adı geçen metoda göre bulmuş olduğumuz yeri ideal kabul ettikten sonra uygulanmış protezin kalça rotasyon merkezi ile arasındaki mesafeyi ölçerek sapmayı öğrenmektir. İkinci aşamada bu sapmanın ameliyattan sonra erken ve orta dönemde hastaların kliniği ve protezin radyolojik durumu üzerine olan etkisini araştırmaktır.

Etik Kurul onayı alındıktan sonra hastaların bilgilerine geriye dönük dosya taraması ile ulaşılmıştır. Çalışmaya Haziran 2010 – Eylül 2015 tarihleri arasında Ankara Üniversitesi Tıp Fakültesi Ortopedi ve Travmatoloji Kliniğinde Primer Total Kalça protezi yapılmış 58 erkek ve 65 kadın olmakla topla 123 hasta dahil edilmiştir. 111 hastaya tek taraflı, 12 hastaya ise 5 yıl içerisinde bilateral kalça protezi ameliyatı yapılmıştır. Hastanemizin arşivinde son 6 yıldan önce bilateral kalça protezi ameliyatı olup bilgilerine ulaşılamayan hastalar çalışmaya dahil edilmemiştir. Toplamda 135 kalça protezi üzerinde inceleme yapılmıştır.

Tümör nedeni ile rezeksiyon ve total kalça protezi uygulanmış olan hastalar, femur boyun, asetabulum ve trokanterik kırık nedeni ile ameliyat olan hastalar, anamnezinde postoperatif dönemde kalça hareketlerine ağırlı etki edebilen lomber patolojili olanlar, gelişimsel kalça displazili olanlar, deforme pelvisi olanlar, intraop periimplant kırık komplikasyonu (ve bu nedenle ek bir tespit ihtiyacı duymuş) yaşanmış olan hastalar, komponentlerinin herhangi birinin çimento ile uygulanmış olan hastalar, daha önce kırık nedeni ile intramedüller veya ekstramedüller tespit yapıp implant veya kemik yetmezliği yaşanmış ve protez uygulanmış hastalar çalışmamıza dahil edilmemiştir. Adı geçen dahil edilmeme kriterleri postoperatif dönemde klinik durumu değerlendirme sırasında varyasyonları engellemek için yapılmıştır. Çalışmamıza dahil edilen hastalara yaş sınırı koyulmamakta olup sadece primer koksartroz nedeni ile ameliyat olan ve primer ameliyatlı olanlar dikkate alınmıştır.

TKP ameliyatları posterior, lateral ve anterior girişimlerle kliniğin 5 ayrı öğretim üyesi tarafından 4 farklı marka kalça protezi kullanılarak yapılmıştır. Hastaların ameliyattan önce, ameliyattan sonra erken (1 yıl) ve orta (4-5 yıl) dönemlerde kliniği Harris kalça skoru kullanılarak değerlendirilmiştir. Hastanemizin pax sistemi üzerinde uygun tarihlerde poliklinik kontrolleri sırasında çekilen direkt Pelvis Antero-posterior konvansiyonel grafileri kullanılarak protez durumu radyolojik olarak değerlendirilmiştir.

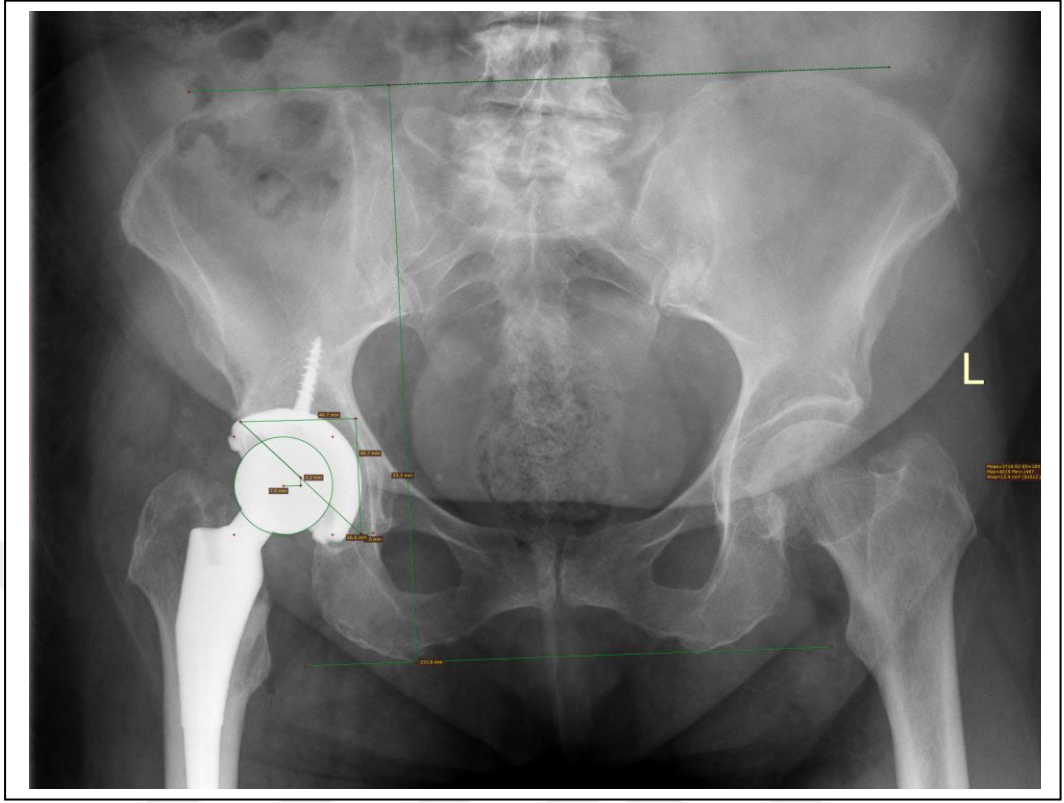
Giriş kısmında bahsedildiği gibi Pelvis Ön-Arka grafileri pax üzerinde C.S.Ranawat metodu kullanılarak ameliyat olunan tarafta kalça rotasyon merkezi bulundu. C.S.Ranawat tarafından önerilen metoda pelvis AP grafide İliak kanatların en yüksek noktası ile iskiüm kemiklerinin en inferiordaki noktalarından teğet geçen çizgiler arası mesafe ölçülür. Alınan ölçüm pelvik yüksekliktir. Elde ettiğimiz uzunluk 5'e bölünür. Sonrasında ameliyat olan tarafın Köhler çizgisi (ilioiskial çizgi) ve Shenton çizgisinin kesişme noktası kaydedilir. Tam horizontal düzlemde adı geçen kesişme noktasından 5 mm lateraldeki yer işaretlenir. Pelvik yüksekliğin 1/5 değerini hesapladıktan sonra elde ettiğimiz ölçüm son işaretlenen yerden superiora çekilen dikey çizginin uzunluğu olacaktır. (oluşacak üçgenin bir tarafıdır) Aynı uzunlukta çizgi üçgenin ikinci eş tarafını oluşturmak için birinciye dik çizilir. Sonrasından her iki çizginin uç noktaları birleştirilerek hipotenuz elde edilir. Böylelikle Ranawat üçgenini kurmuş oluyoruz. üçgenin hipotenuzunun orta noktası kalça eklemine anatomik kabul ettiğimiz rotasyon merkezi kabul edildi. Uygulanmış protezde femur başının merkez noktasını bularak kalça eklem protezinin rotasyon merkezi kabul edildi. İki merkez arasında horizontal ve vertikal mesafe ölçüldü. Kalibrasyonu milimetre olarak kabul edildi. Ölçümler iki araştırmacı tarafından yapıldı



Şekil 23. Ranawat metoduyla kalça rotasyon merkezinin ölçümünün şematik örneği:

(Journal of JBJS)

A-Pelvik Yükseklik B ve D- Ranawat üçgenin eşit olan tarafları G-üçgenin hipotenüsü (hipotenüsün merkezi kalça rotasyon merkezidir) F-göz yaşı damlası. (ölçüm sırasında 5 mm lateraldeki nokta pivot nokta olarak kabul edilir)



Şekil 24. Yaptığımız ölçüm

Hastaların poliklinik takipleri sırasında ‘‘Harris kalça skoru’’üzerine yapılmış olan değerlendirilmesi dosyalarından bulunarak toplanmış ve her hasta adı karşısında not edilmiştir. Harris kalça skoru’’nda kalça ekleminin ameliyat sonrasında fonksiyonel ve ağrı bakımından değerlendirilmesi için ağrı,işlev,deformite varlığı ve hareket genişliği gibi 4 grup ve 10 altgrup kullanılmaktadır:

Harris Kalça skoru:

1. Ağrı (toplam 44 puan)

- A. Yok veya ihmal edilecek kadar 44
- B. Çok hafif, arasıra ve aktiviteleri etkilemiyor..... 40
- C. Hafif ağrı, ortalama aktiviteleri etkilemiyor, alışılmışın dışındaki aktivitelerde nadiren orta derecede ağrı, aspirin kullanılması..... 30
- D. Orta derecede, dayanılabilir ağrı. Sıradan aktivite veya işte biraz kısıtlama. Aspirinden daha güçlü ağrı kesici ilaçlara ihtiyaç duyabilir..... 20
- E. Şiddetli ağrı, aktivitelerde ciddi kısıtlamalar. 10
- F. Tamamen yetersiz, yatalak, yatakta ağrılı 0

2. İşlev (toplam 47 puan)

A. Yürüme (toplam 33 puan)

1. Topallama

- a. yok 11
- b. hafif..... 9
- c. orta..... 5
- d. ciddi 0

2. Destek

- a. Yok 11
- b. Uzun yürüyüşler için baston 7
- c. Çoğu zaman baston..... 5
- d. Tek koltuk değeneği 3
- e. İki baston 0
- f. İki koltuk değeneği 0
- g. Yürüyemiyor..... 0

3. Yürüme mesafesi

- a. Sınırsız 11
- b. Altı blok..... 8
- c. İki-üç blok 5
- d. Sadece ev içi 2
- e. Yatak veya sandalye bağımlılığı..... 0

B. Etkinlikler (toplam 14 puan)

1. Merdivenler

- a. Normal olarak ve trabzana tutunmadan 4

- b. Normal olarak ve trabzana tutunarak 2
- c. Herhangi şekilde 1
- d. Merdiven inip çıkamama 0
2. Ayakkabı ve çorap giyme
- a. Kolayca 4
- b. Zorlukla 2
- c. Yapamıyor 0
3. Oturma
- a. Alelade bir sandalyede bir saat rahatça oturma 5
- b. Bir sandalyede yarım saat oturma 3
- c. Herhangi bir sandalyede rahat oturmama 0
4. Toplu taşıma araçlarına binebilme 1
5. Deformite yokluğu (toplam 4 puan) (aşağıdakilerin her biri 1 puan alır)
- a. 30 dereceden az sabit fleksiyon kontraktürü
- b. 10 dereceden az sabit adduksiyon
- c. 3.2 cm den az bacak eşitsizliği
6. Hareket genişliği (Kalçanın her hareketi kendi içinde ark'larla bölünmüştür. İndeks değerleri, hareketin her bir akr içindeki derecesini uygun indeksle çarparak elde edilir)

A) Fleksiyon

C) Ekstansiyonda dış rotasyon

0-45 derece X 1,0

0-15 derece X 0,4

45-90 derece X 0,6

15 dereceden büyük X 0

90-100 derece X 0,3

B) Abduksiyon

D) Ekstansiyonda iç rotasyon

0-15 derece X 0,8

Her derece X 0

15-20 derece X 0,3

E) Adduksiyon

20 dereceden küçük X 0

0-15 derece X 0,2

Hareket genişliği toplam puanını saptamak için indeks değerler toplamını

0,05 ile çarpın

Sonuç: 90-100 puan –mükemmel

70-79 puan -orta

80-89 puan -iyi

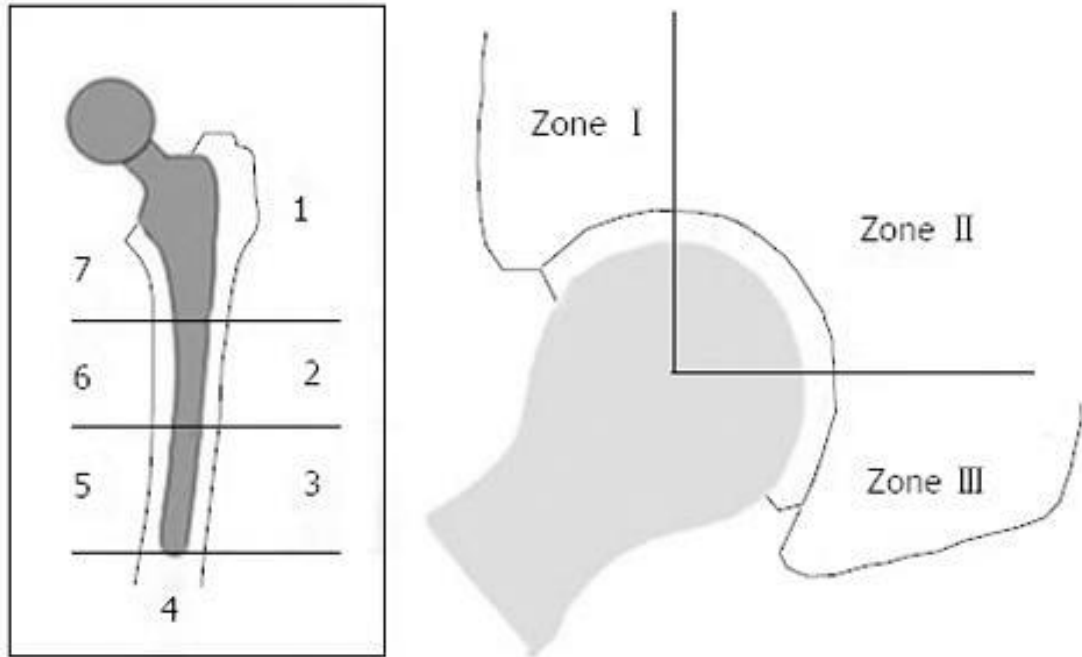
70 paundan az -kötü

Hastaların postoperatif dönemde komponentlerinin periimplant kemik lizisi açısından değerlendirilmesi için ‘‘Femoral kemik lizisinin Paproski sınıflandırması’’ kullanılmıştır. Sınıflandırmayı kısa şekilde göstermekteyiz.

Tablo 2. Femoral kemik lizisinin Paproski sınıflandırması

Tip 1	<i>Minimal metafizyel kemik kaybı</i>
Tip 2	<i>İntakt diyafiziel kemik varlığında ekstensiz metafizyel kemik kaybı</i>
Tip 3a	<i>Ekstensiv metafizyel kemik kaybı,diyafizde minimum 4 cm kadar intakt kortikal kemik varlığı</i>
Tip 3b	<i>Ekstensiv metadiyafizyel kemik kaybı, diyafizde 4 cm den az kortikal kemik varlığı</i>
Tip 4	<i>Ekstensiv metadiyafizyel kemik kaybı ve destek fonksiyonunu yapamayan diyafizyel kemik varlığı</i>

Femoral ve asetabuler komponent çevresindeki lizis alanını değerlendirmek için Gruen tarafından teklif edilmiş zone’’lar kullanıldı.



Şekil 25. Gruen zone’ları

4. BULGULAR

Yapılan çalışmamızın sonuç analizi SPSS for Windows 11.5 paket programında yapıldı. Tanımlayıcı istatistikler dağılımı normal olan değişkenler için ortalama $\pm$ standart sapma, dağılımı normal olmayan değişkenler için median (min – maks), nominal değişkenler ise vaka sayısı ve (%) olarak gösterildi.

Hastaların postop dönemde klinik değerlendirme sonuçları olarak Harris skorlamasına göre 66 hasta mükemmel, 47 hasta iyi, 9 hasta orta ve 1 hasta kötü sonuçlu olarak değerlendirilmiştir.

Ameliyat öncesinde ve sonrasında Harris kalça skorlaması kullanılarak fonksiyonel değerlendirilme verileri anlamlı olarak yüksek bulunmuştur. Preoperatif ortalama değerler 20.2 den ortalama 85.5'e kadar yükselmiştir ($p < 0.05$). Değerlendirmede NPar ve Wilcoxon Signed Ranks Test'leri kullanılmıştır.

NPar Tests

Descriptive Statistics

	N	Mean	Std. Deviation	Minimum	Maximum	Percentile
						25th
Preop Harris skoru	123	27,794	11,8089	13,3	70,9	20,200
Postop Harris skoru	123	88,849	6,1663	63,3	99,6	85,500

Descriptive Statistics

	Percentiles	
	50th (Median)	75th
Preop Harris skoru	24,800	32,300
Postop Harris skoru	90,400	93,400

Wilcoxon Signed Ranks Test

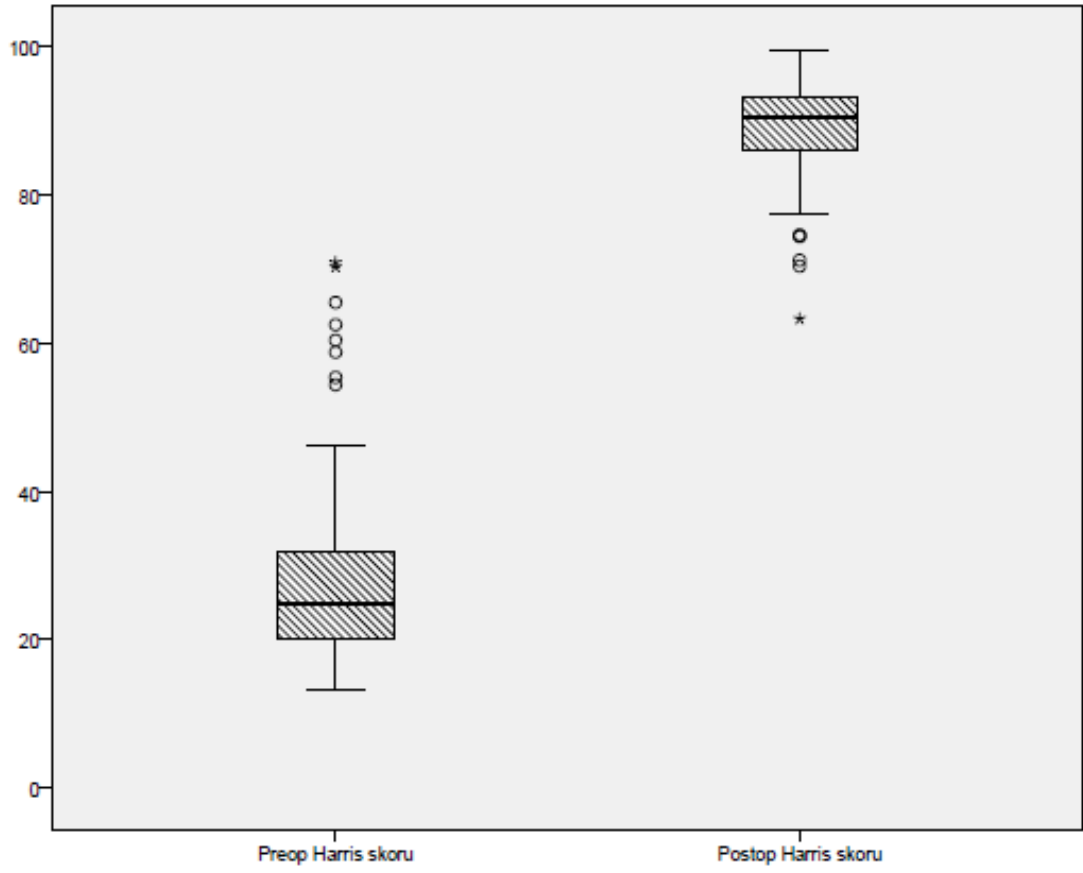
Test Statistics^a

	Postop Harris skoru - Preop Harris skoru
Z	-9,624 ^b
Asymp. Sig. (2-tailed)	,000

a. Wilcoxon Signed Ranks Test

b. Based on negative ranks.

Şekil 26. Harris kalça skoruna göre değerler tablosu



Şekil 27. Harris skorlamasına göre klinik sonuçların diyagram görüntüsü

Hastaların ameliyat sonraki dönemde klinik sonuçlarının kalça rotasyon merkezindeki sapmalarla anlamlı bir bağlantısı olmadığı bulunmuştur.

Correlations

			Vertikal sapma	Horizontal sapma
Spearman's rho	fark_harrisskoru	Correlation Coefficient	,017	,040
		Sig. (2-tailed)	,852	,660
		N	123	123

Correlations

			fark_harrisskoru
Spearman's rho	fark_harrisskoru	Correlation Coefficient	1,000
		Sig. (2-tailed)	.
		N	123

Nonparametric Correlations

Correlations

			Vertikal sapma	Horizontal sapma
Spearman's rho	Preop Harris skoru	Correlation Coefficient	,011	-,014
		Sig. (2-tailed)	,902	,877
		N	123	123
	Postop Harris skoru	Correlation Coefficient	,082	-,016
		Sig. (2-tailed)	,369	,863
		N	123	123

Şekil 28. Spearman ölçüm sonucu

5 yıllık takiplerde klinik sonuçlar üzerine vertikal ve horizontal sapma miktarının etki etmediği Kolmogorov-Smimov ve Shapiro testleri ile ispatlanmaktadır ($p>0,05$).

Tests of Normality^{a,c}

Harris s.na göre klinik sonuç	Kolmogorov-Smirnov ^b			Shapiro-Wilk
	Statistic	df	Sig.	Statistic
Vertikal sapma	orta	9	,090	,706
	iyi	47	,002	,864
	mükemmel	66	,013	,909
Horizontal sapma	orta	9	,200 [*]	,930
	iyi	47	,200 [*]	,957
	mükemmel	66	,200 [*]	,979

Vertikal sapma

Harris s.na göre klinik sonuç	Mean	N	Std. Deviation	Median	Minimum	Maximum
kötü	2,670	1	.	2,670	2,7	2,7
orta	5,866	9	4,8294	4,300	2,6	17,8
iyi	4,917	47	4,6148	3,210	,0	18,5
mükemmel	5,697	66	4,6979	4,725	,0	20,0
Total	5,386	123	4,6403	4,300	,0	20,0

NPar Tests

Şekil 29. Kolmogorov-Smirnov ve Shapiro testleri

Kruskal-Wallis Test

Test Statistics^{a,b}

	Vertikal sapma
Chi-Square	1,753
df	3
Asymp. Sig.	,625

a. Kruskal Wallis Test

b. Grouping Variable: Harris s.na göre klinik sonuç

Şekil 30. Kruskal-Wallis testi

Descriptives

Horizontal sapma

	N	Mean	Std. Deviation	Std. Error	95% Confidence Interval for Mean	
					Lower Bound	Upper Bound
kotü	1	9,0200	.	.	.	.
orta	9	10,9778	6,69683	2,23228	5,8301	16,1254
iyi	47	9,5577	5,49720	,80185	7,9436	11,1717
mükemmel	66	9,8171	5,51129	,67839	8,4623	11,1720
Total	123	9,7964	5,53607	,49917	8,8083	10,7846

Descriptives

Horizontal sapma

	Minimum	Maximum
kotü	9,02	9,02
orta	2,68	24,90
iyi	,90	21,50
mükemmel	,00	22,60
Total	,00	24,90

ANOVA

Horizontal sapma

	Sum of Squares	df	Mean Square	F	Sig.
Between Groups	15,871	3	5,290	,169	,917
Within Groups	3723,197	119	31,287		
Total	3739,068	122			

Şekil 31. KRM'deki vertikal düzlemde sapma yönü

KRM'deki vertikal düzlemde sapma yönünün (superior ve inferior yönde) takiplerde klinik sonuçlara etki etmediği görüldü.

Crosstab

			Harris s.na göre klinik sonuç			
			kötü	orta	iyi	mükemmel
vertikal_yon	inferior	Count	1	8	37	57
		% within vertikal_yon	1,0%	7,8%	35,9%	55,3%
		% within Harris s.na göre klinik sonuç	100,0%	88,9%	82,2%	87,7%
	superior	Count	0	1	8	8
		% within vertikal_yon	0,0%	5,9%	47,1%	47,1%
		% within Harris s.na göre klinik sonuç	0,0%	11,1%	17,8%	12,3%
Total	Count	1	9	45	65	
	% within vertikal_yon	0,8%	7,5%	37,5%	54,2%	
	% within Harris s.na göre klinik sonuç	100,0%	100,0%	100,0%	100,0%	

Crosstab

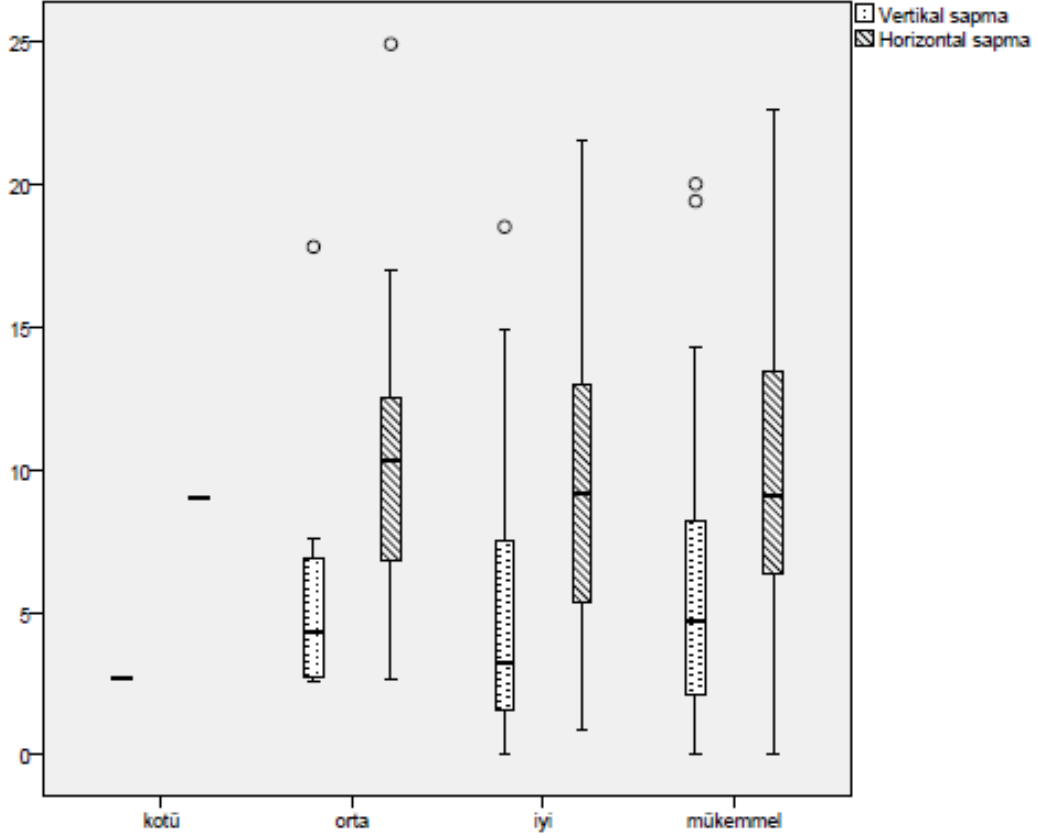
			Total
vertikal_yon	inferior	Count	103
		% within vertikal_yon	100,0%
		% within Harris s.na göre klinil sonuç	85,8%
	superior	Count	17
		% within vertikal_yon	100,0%
		% within Harris s.na göre klinil sonuç	14,2%
Total	Count	120	
	% within vertikal_yon	100,0%	
	% within Harris s.na göre klinil sonuç	100,0%	

Chi-Square Tests

	Value	df	Asymp. Sig. (2-sided)	Exact Sig. (2-sided)	Exact Sig. (1-sided)
Pearson Chi-Square	,901 ^a	3	,825	,813	
Likelihood Ratio	1,024	3	,796	,769	
Fisher's Exact Test	1,347			,810	
Linear-by-Linear Association	,064 ^b	1	,800	,846	,464
N of Valid Cases	120				

Şekil 32. Chi-Square Testleri kullanılmıştır.

Hastaların Harris skorlamasına göre klinik sonuçların vertikal ve horizontal sapmalar ile olan ilişkisini gösteren diyagram (Şekil 33).



Şekil 33. Hastaların Harris skorlamasına göre klinik sonuçların vertikal ve horizontal sapmaları

KRM'deki horizontal düzlemde sapma yönünün (medial ve lateral) takiplerde klinik sonuçlara etki etmediği görüldü ($p < 0.05$)

Crosstab

			Harris s.na göre klinik sonuç		
			kötü	orta	iyi
Horizonta_yon	lateralde	Count	1	9	44
		% within Horizonta_yon	0,8%	7,6%	37,0%
		% within Harris s.na göre klinik sonuç	100,0%	100,0%	93,6%
	medialde	Count	0	0	3
		% within Horizonta_yon	0,0%	0,0%	100,0%
		% within Harris s.na göre klinik sonuç	0,0%	0,0%	6,4%
Total	Count	1	9	47	
	% within Horizonta_yon	0,8%	7,4%	38,5%	
	% within Harris s.na göre klinik sonuç	100,0%	100,0%	100,0%	

Crosstab

			Harris s.na ...	
			mükemmel	Total
Horizonta_yon	lateralde	Count	65	119
		% within Horizonta_yon	54,6%	100,0%
		% within Harris s.na göre klinil sonuç	100,0%	97,5%
	medialde	Count	0	3
		% within Horizonta_yon	0,0%	100,0%
		% within Harris s.na göre klinil sonuç	0,0%	2,5%
Total	Count	65	122	
	% within Horizonta_yon	53,3%	100,0%	
	% within Harris s.na göre klinil sonuç	100,0%	100,0%	

Şekil 34. KRM'deki horizontal düzlemde

Chi-Square Tests

	Value	df	Asymp. Sig. (2-sided)	Exact Sig. (2-sided)	Exact Sig. (1-sided)
Pearson Chi-Square	4,908 ^a	3	,179	,126	
Likelihood Ratio	5,845	3	,119	,093	
Fisher's Exact Test	6,063			,126	
Linear-by-Linear Association	1,348 ^b	1	,246	,367	,220
N of Valid Cases	122				

Chi-Square Tests

	Point Probability
Pearson Chi-Square	
Likelihood Ratio	
Fisher's Exact Test	
Linear-by-Linear Association	,155
N of Valid Cases	

a. 5 cells (62,5%) have expected count less than 5. The minimum expected count is ,02.

b. The standardized statistic is -1,161.

Şekil 35. Periimplant kemik lizisinin sapma yönü

Periimplant kemik lizisinin sapma yönü ve miktarı arasında 5 yıllık takiplerde herhangi bağıllık olmadığı anlaşıldı. ($p < 0.05$)

Crosstab

			Periimplant gevşeme		Total
			yok	var	
vertikal_yon	inferior	Count	102	1	103
		% within vertikal_yon	99,0%	1,0%	100,0%
		% within Periimplant gevşeme	86,4%	50,0%	85,8%
	superior	Count	16	1	17
		% within vertikal_yon	94,1%	5,9%	100,0%
		% within Periimplant gevşeme	13,6%	50,0%	14,2%
Total	Count	118	2	120	
	% within vertikal_yon	98,3%	1,7%	100,0%	
	% within Periimplant gevşeme	100,0%	100,0%	100,0%	

Chi-Square Tests

	Value	df	Asymp. Sig. (2-sided)	Exact Sig. (2-sided)	Exact Sig. (1-sided)
Pearson Chi-Square	2,148 ^a	1	,143	,264	,264
Continuity Correction ^b	,196	1	,658		
Likelihood Ratio	1,478	1	,224	,264	,264
Fisher's Exact Test				,264	,264
Linear-by-Linear Association	2,130 ^c	1	,144	,264	,264
N of Valid Cases	120				

Chi-Square Tests

	Point Probability
Pearson Chi-Square	,245
Continuity Correction ^b	
Likelihood Ratio	
Fisher's Exact Test	
Linear-by-Linear Association	
N of Valid Cases	

a. 2 cells (50,0%) have expected count less than 5. The minimum expected count is ,28.

b. Computed only for a 2x2 table

c. The standardized statistic is 1,459.

Şekil 36. Verikal_yon Perlimplant gevşeme

Crosstab

			Periimplant gevşeme		Total
			yok	var	
Horizonta_yon	lateralde	Count	117	2	119
		% within Horizonta_yon	98,3%	1,7%	100,0%
		% within Periimplant gevşeme	97,5%	100,0%	97,5%
	medialde	Count	3	0	3
		% within Horizonta_yon	100,0%	0,0%	100,0%
		% within Periimplant gevşeme	2,5%	0,0%	2,5%
Total	Count	120	2	122	
	% within Horizonta_yon	98,4%	1,6%	100,0%	
	% within Periimplant gevşeme	100,0%	100,0%	100,0%	

Chi-Square Tests

	Value	df	Asymp. Sig. (2-sided)	Exact Sig. (2-sided)	Exact Sig. (1-sided)
Pearson Chi-Square	,051 ^a	1	,821	1,000	,951
Continuity Correction ^b	,000	1	1,000		
Likelihood Ratio	,100	1	,751	1,000	,951
Fisher's Exact Test				1,000	,951
Linear-by-Linear Association	,051 ^c	1	,822	1,000	,951
N of Valid Cases	122				

Chi-Square Tests

	Point Probability
Pearson Chi-Square	,951
Continuity Correction ^b	
Likelihood Ratio	
Fisher's Exact Test	
Linear-by-Linear Association	
N of Valid Cases	

a. 3 cells (75,0%) have expected count less than 5. The minimum expected count is ,05.

b. Computed only for a 2x2 table

c. The standardized statistic is -,225.

Şekil 37. Horizonta_yon Periimplant gevşeme

4.1. OLGU ÖRNEKLERİ

Olgu 1.

H.Y.

64 y K Sağ kalçasında ağrı 5 yıldır mevcut

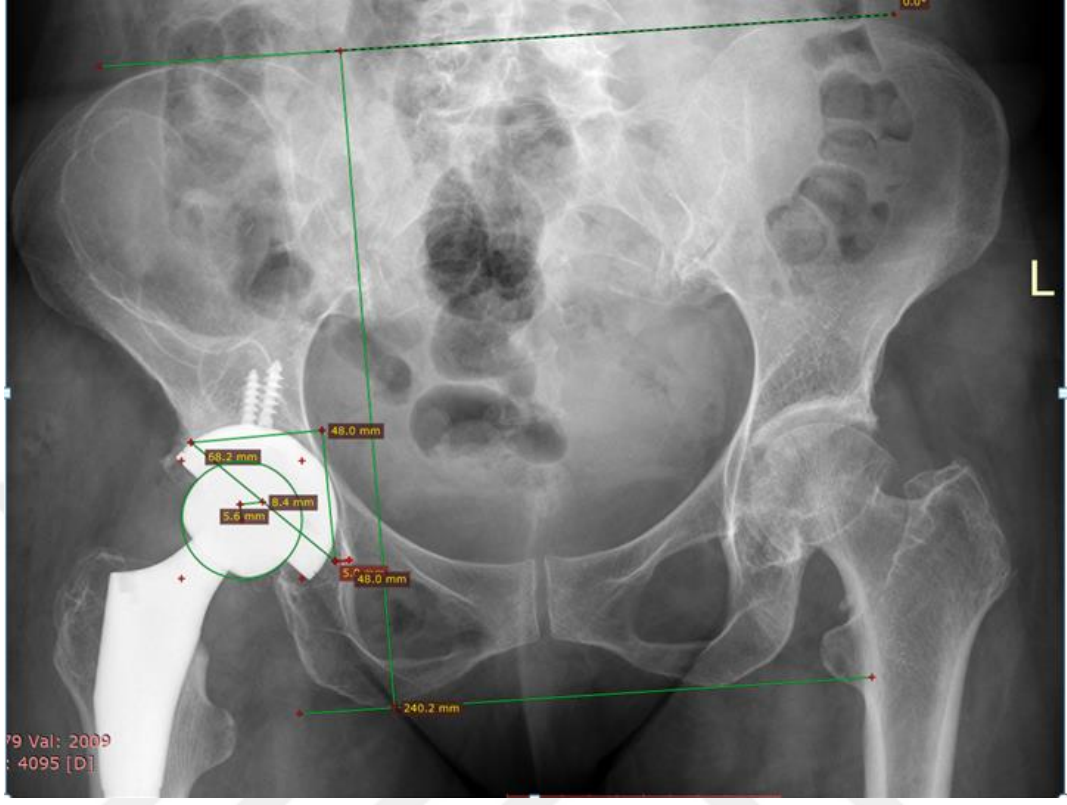
Ek hastalığı: akromegali.DM (-) HT (-)

Ameliyat öncesi Harris kalça skoru değeri: 15.8

Preop direkt grafisi:



Postop direkt grafi



Ameliyat sonrası Harris kalça skoru değeri: 90.4

Vertikal sapması: 5.6 mm inferior

Horizontal sapması: 8.4 mm lateral.

5 yıllık takipte Gruen 1 zone'da Paprowski tip 1 radyolusens alan.Klinik olarak asemptomatik.

Olgu 2.

F.T.

62 y K

6 ay arayla bilateral TKP ameliyatı yapılmış

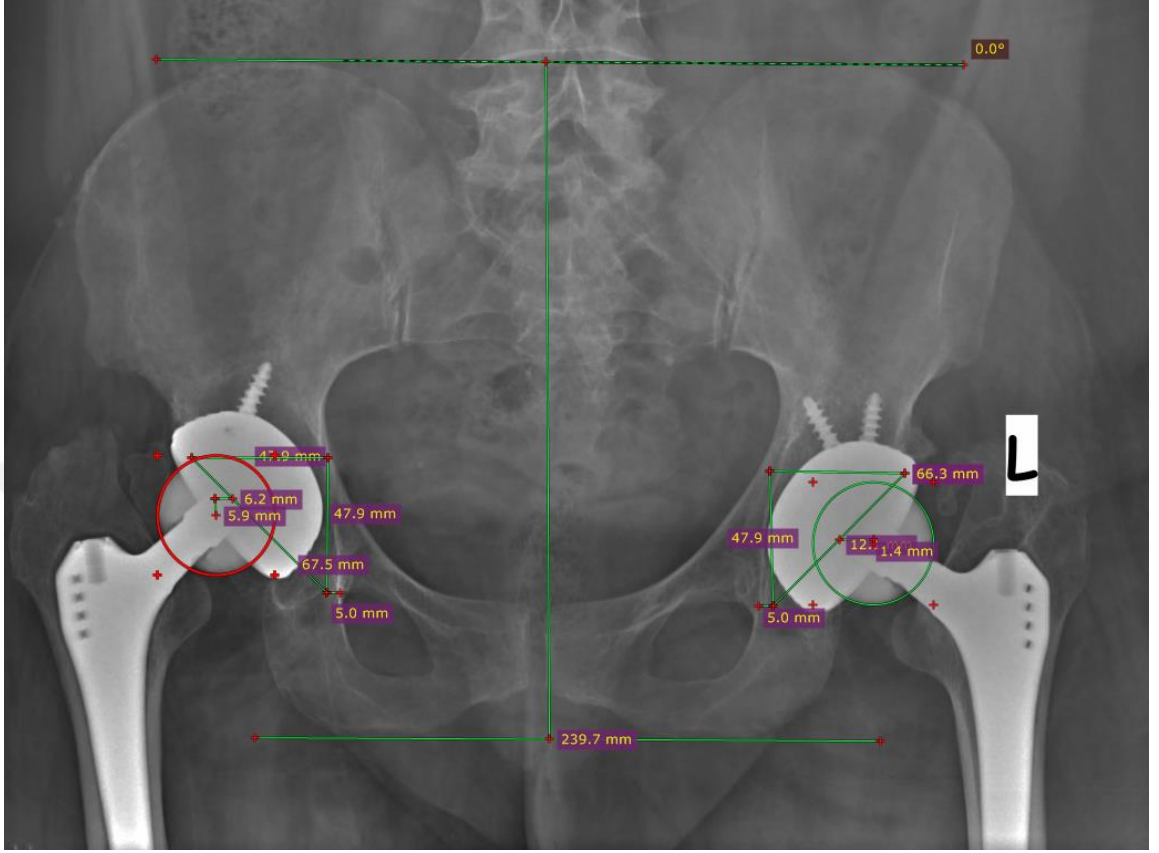
Ameliyat öncesi. Bilateral kalça ağrısı. Başvuruya kadar 7 yıllık bilateral kalça eklem ağrısı öyküsü. Baston kullanıyormuş. Her iki kalçada yaklaşık 20 derece kadar fleksiyon kontraktürü mevcutmuş.

Ek hastalıkları: DM (+)—regüle insulin kullanmakta. HT (+) antihipertansif kullanmakta.

Preop Pelvis AP direkt grafisi.. Preop Harris kalça skoru değeri- 15.6



Postop direkt grafisi:



Sağ kalçada KRM'nde vertikal sapması: 5.9 mm inferior

Sağ kalçada KRM'nde horizontal sapması: 6,2 mm lateral

Sol kalçada KRM'nde vertikal sapması: 1.4 mm inferior

Sol kalçada KRM'nde horizontal sapması: 12.1 mm lateral

4 yıllık takipte osteolizis bulguları görülmedi. Her iki kalça ekleminde heteretopik ossifikasyon mevcuttu. Klinik olarak asemptomatikdi.

Ameliyattan 4 yıl sonra Harris kalça skoru değeri: 89.4

Olgu 3.

H.O.

68 y K

3 yıllık takip

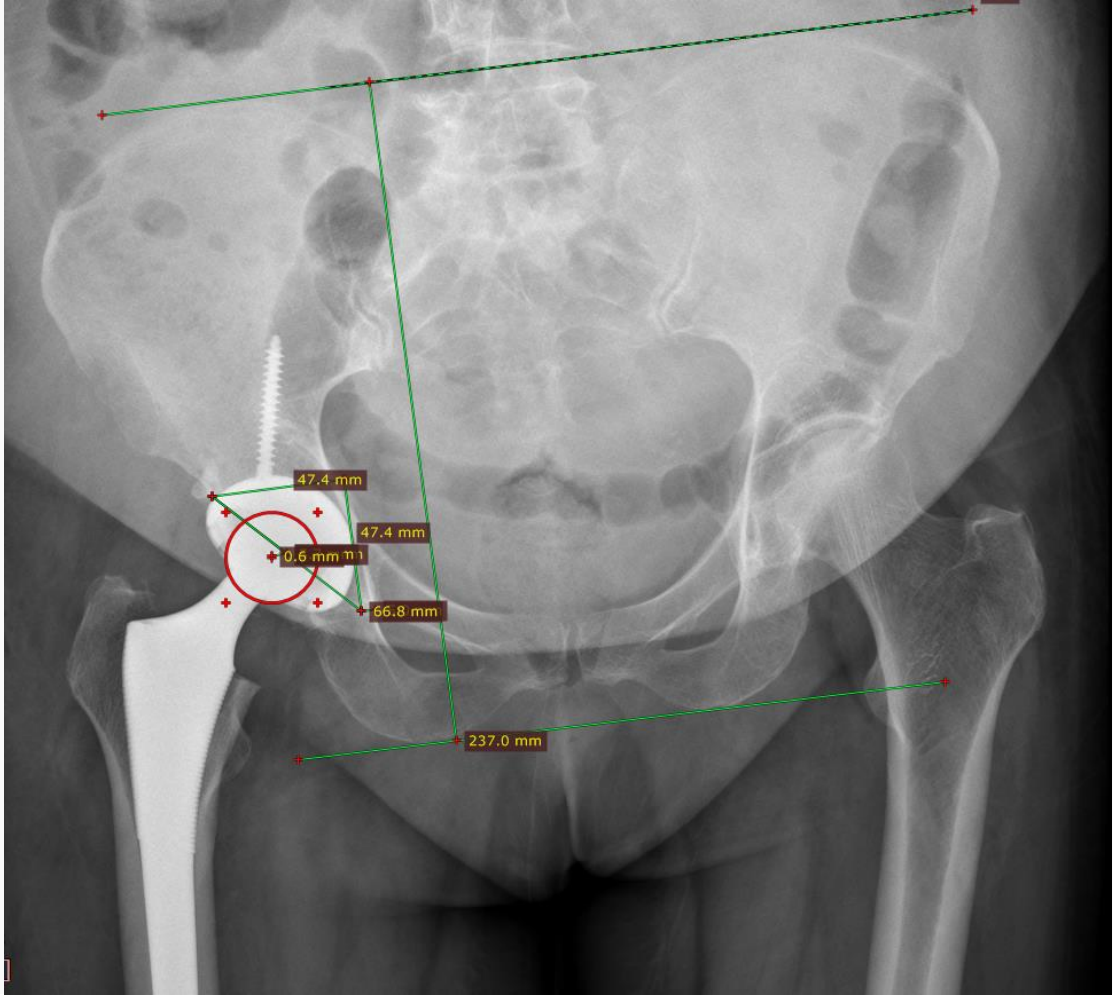
Ameliyat öncesi. Sağ kalça ağrısı. Başvuruya kadar 4 yıllık eklem ağrısı öyküsü. Baston kullanıyormuş.

Ek hastalıkları: DM (-) HT (+) antihipertansif kullanmakta.

Preop Pelvis AP direkt grafisi.. Preop Harris kalça skoru değeri- 22.4



Postop direkt grafisi:



Postop direkt grafisi

Ameliyattan 3 yıl sonra Harris kalça skor değeri 89.6

Sağ kalçada KRM'nde vertikal sapması: 0,7mm inferior

Sağ kalçada KRM'nde horizontal sapması: 5,7 mm lateral

3 yıllık takipte osteolizis bulguları görülmedi.

Ameliyattan 3 yıl sonra Harris kalça skoru değeri: 94.4

5. TARTIŞMA

Total kal.a protezi uygulaması sonrasında araştırmalar zamanla asetabuler komponentin ve dolayısı yolla kalça rotasyon merkezinin superomedial yönde yerdeğiştirdiğini göstermektedir. Bunun nedeni asetabuler komponentle asetabulum arasında implant-kemik yüzeylerinde olan gevşeme olmaktadır. Birçok çalışma revizyon ameliyatlarında kalça rotasyon merkezinin anatomik yerine yakınlığının faydasından bahsetmektedir. (Callaghan ve ark.) Bu protez üzerine binen makaslama kuvvetlerinin gücünü ve abduktör kas enerji harcamasında azalmaya sebep olduğunu ve protez-kemik yüzeyine binen yüklerin azalmasına neden olduğunu göstermektedir. Tabiki aşırı medializasyon ve kalça rotasyon merkezinin hem de posteriora yer değişiminin de sonuçlarının kötü olduğunu Elhadi Sariali ve ark. kendi çalışmasında göstermiştir. Ama bu çalışmaların hepsi revizyon ameliyatlar sonrasında verilerin araştırılma ve değerlendirilme sonucu ortaya çıkmıştır. Primer ameliyatlar sonrasında sonuçları gösteren çalışmalar çok azdır.

Literatürü taradığımızda şimdiye kadar kalça rotasyon merkezinin bulunması için çok sayıda farklı ve ıskalama oranının düşük olduğunu ıspatlamaya çalışılmış metod ve çalışma vardır. Biz bu metodlar arasında dünyaca ünlü ortopedist Ranawat'ın metodunun kullanmaya karar verdik. Bu metod ünlü merkezler tarafından yapılan kalça rotasyon merkezinin bulunmasında daha fazla kullanılan bir metod olduğu için daha güvenilir olduğuna düşündük. Tabiki diğer metodlar da kullanılabilirdi ve bu zaman ortaya çıkacak sonuçların yani ister vertikal veya horizontal düzlemde olan kayma değerlerinin nasıl olacağı da tartışılır. Örnek olarak John ve Fisher tarafından sunulan metoddaki "tear drop" başlangıç nokta olarak kullanılmakta. Pierchon ve arkadaşları her iki "tear drop" dan geçen horizontal çizgi ile sakroiliak eklemin inferior sınırından geçen çizgi arasında mesafeyi kullanarak ölçüm yapılmasını öneriyorlar. Fessy ve arkadaşları ise Köhler çizgisini ve "tear drop" arasındaki mesafeyi kullanarak kalça rotasyon merkezini bulmayı araştırmışlar. Ama hangi metod olursa olsun doğal kalça eklem anatomik rotasyon merkezinin bulunması ve protezin rotasyon merkezinin ona maksimum derecede yakın yerleştirilmesinin önemi tartışma konusu değildir. Biz sadece erken ve orta dönemde

sapmanın hastaların klinik ve radyolojik sonuçları üzerine olan etkisini öğrenmek istedik ki,literatürde şu ana kadar çalıştığımız konuda bir araştırma yapılmamıştır.

Araştırmamızda kalça rotasyon merkezinin horizontal ve vertikal sapma değerleri bulundu.Vertikal sapma değerini 15 mm''nin üzerinde olan hastaların (onların arasında maksimum sapma 17.8 mm görüldü) postop 5.yıl takibinde klinik olarak herhangi şikayet bulunmadı.Radyolojik olarak ise ne asetabular ne de femoral komponent çevresinde herhangi lizis bulgularına saptanmadı.''Joint and Bone Surgery Journal''dergisinde yayımlanmış,Mark W.Pagnano,Arlen D. Hanssen,David G.Lewallen ve arkadaşları tarafından Crow tip -2 Gelişimsel Kalça Displazisi olan hastalar üzerinde yapılmış bir çalışmada Primer total kalça protezi olan hastaların asetabuler komponentin vertikal sapması en fazla 15mm olan örneklerde uzun dönem takiplerinde ister asetabuler ($p<0.05$) ve isterse de femoral komponentin ($p<0.04$) çevresinde lizis bulguları saptanmış ve revizyon oranı (femur için $p<0.04$ asetabulum için $p<0.002$) artmıştır.Tabi bu çalışma GKD''li hastaların ve uzun dönem takiplerin sonucunu gösterdiği için biz sadece vertikal sapma değerini kıyaslayarak 5 yıllık takipte herhangi problem olmadığını karşılaştırmak istedik.

Ölçümler sonrasında elde ettiğimiz verilerden biri de horizontal düzlemde olan sapmalar olup Ranawat yöntemi ile bulunan anatomik kalça eklem rotasyon merkezinden mediale maksimum 1.1 mm kadar,laterale ise maksimal kayma 24.9 mm kadar olduğu görülmüştür.10 mmden fazla kayma görülen 53 hastaların klinik değerlendirilmesi iyi ve mükemmel olmuş,radyolojik olarak herhangi periprostetik lizis görülmemiştir.Yaser M.K.Baghdadi,A.Noelle Larson,Rafael J.Sierra tarafından yapılmış bir çalışmada protruziyo asetabuli bulguları olan kalça ekleminde total kalça protezi ameliyatı uygulama sonrası vardıkları sonuç olarak asetabuler komponentin aseptik gevşeme oranı her 1 mm laterale sapmasında 24% oranda artmakta olduğu gösterilmiştir.Adı geçen çalışmada sementli ve sementsiz primer TKP implantları kullanılmış ve takip süresi ortalama 10 ± 6 yıl olmuştur.Biz sadece sementsiz TKP ameliyatlı hastalarını ve 5 yıllık takip sonrasında değerlendirdik.

Üzerinde ölçüm yapılan direkt grafipler hastanemizin pax sisteminden alındı.Yanlış veriler elde etmemek için düzgün şekilde çekilmiş Pelvis AP grafiplerini kullandık.Filmlerin düzgün anteroposterior grafi olduğunu,sağa ve sola tilt

olmadığını,ışının kaudal ve kraniyalden pelvise uygun açıdan gönderildiğini değerlendirilmesi sadece 2 araştırmacı tarafından yapıldı.Ölçümler her araştırmacı tarafından ölçüldü ve veriler kıyaslandı.Ortalama 0.2 mm'e kadar olan sapmaların verileri ciddi anlamda etkilemeyeceği düşünüldü.Herhalde bu tür çalışmalarda daha fazla araştırmacı sayı verilerin daha farklı değerlerinin ortaya çıkmasına sebep olabilir.Direkt grafiler üzerinde yapılan ve milimetrik sonuçlara dayalı araştırmaların çoğunun veri değerlerinin tekrar ölçüm sırasında ne olacağı tartışmaya açıktır.

Farklı cerrahi yaklaşımların ve farklı protez markalarının kullanılmasının hasta klinik sonuçlarına uzun dönem takiplerde ne kadar etki etmesi de araştırma konusu olduğunu düşünmekteyiz.

Hastaların klinik sonuçları onların müayene sırasında sorulara verilen cevaplarına bağlı olup her toplumda olduğu gibi sosyokültürel durumun da bunlara etki ettiğini düşünmekteyiz.Yaşam kalitesi,sedanter hayattan tutmuş ağır işlerde çalışmak,yaş,psikolojik durum,ek hastalıklar,kullanılan ilaçlar ve s.bunlar hepsi klinik durumu etkilemektedir.

6. ÖZET

Tarafımızca yapılan bu retrospektif kohort analitik çalışmada 2010-2015 yılları arasında Ankara Üniversitesi Ortopedi ve Travmatoloji Kliniğinde Primer Total Kalça Protezi uygulanmış hastalarda Kalça Rotasyon Merkezi'ndeki sapmaların postoperatif 5 yıllık takiplerde hasta kliniği ve periimplant radyolojik durum üzerine olan etkisi araştırılmıştır. Araştırmaya 58 kadın 65 erkek olmakla toplam 123 hasta ve 135 kalça eklemi ameliyatı dahil edilmiştir. Hastaların verilerine hastane bilgisayar sistemi arşivi ve dosya taraması sayesinde ulaşılmış olup düzenli kontrol takiplerine gelen hastalar incelenmiştir. 5 yıllık takiplerde klinik sonuç olarak Harris kalça skoru değeri ortalama 20.2 den 85.5'e yükseldiği görülmüştür. Sapmalar X ve Y eksenleri boyu vertikal ve horizontal düzlemde superior, inferior, medial ve lateral yönlerde hesaplanmış olup sapma değerlerinin takiplerin 5 yıllık dönemlerinde hiçbir düzlemde ve hiçbir yönde klinik ve radyolojik durum üzerine anlamlı bir etki etmediği ($p>0.05$) kanaatine gelinmiştir. Sonuç olarak kalça rotasyon merkezindeki sapmaların literatürde yayımlanmış uzun dönem takiplerde radyolojik ve klinik sonuç üzerine olan ciddi etkilerini gösteren çalışmalara karşın 5 yıllık orta dönem takiplerde bu etkiyi görememekteyiz. Fikrimize bu alanda yapılan çalışma sayısı çok olmamakla birlikte bu konuda incelenen vaka sayıları artırılıp standardizasyon yapılarak daha geniş kapsamlı araştırmalar yapılması gerekmektedir.

7. SUMMARY

In this retrospective-cohort analytic research we aimed to study the effect of deflection in hip rotation center during primary total hip replacement on clinical and radiological status of patients in 5 years postoperative period which were operated in Ankara University Ortopedic and Traumatology Clinic. In this study were included 123 patients (totally 135 hips) among them 58 are women and 65 are men. Information of patients who came routinely to polyclinic control during 5 years were gotten from hospital computer archive system and studied. During 5 years the average value of Harris Hip Score increased from 20.2 to 85.5. Deflections were calculated on X and Y axles and on superior, inferior, medial and lateral directions. It became clear that during 5 year period deflection values on any planes not influenced significantly on clinical and radiological status of patients ($p>0.05$). As a result we have found that despite the multiple studies in literature that show an effective influence of deflection on hip prosthesis and patient clinical status for in a long period of time, this influence is meaningless during 5 year follow periods. However, the results of this study should be confirmed with further investigations involving larger samples.

8. KAYNAKLAR

1. Aldinger PR; Breusch SJ, Lukoschek M, et al. A ten to 15 year follow-up of the cementless spotorno stem. JBJS Br. 2003 Mar;85-2:209-214
2. Alpaslan AM. Total kalça protezinde komplikasyonlar Ege
- R. (ed). Kalça cerrahihsı ve sorunları. Türk Hava Kurumu Basımevi Ankara 1994;883-907
3. Archibeck MJ, Berger RA, Jacobs JJ, et al. Second generation cementless total hip arthroplasty. Eight to eleven year results. JBJS Am. 2001 Nov;83-A (11):1666-1673
4. Aşık M, Çetinkaya S, Tözün R ve ark. Anatomik total kalça uygulamalarımız ve erken sonuçlar. Acta Orthop Traumatol Turc. 1996;30;144-146
5. 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
6. Baker AS, Bitounis VC: Abductor function after total hip arthroplasty: An elektromyographical and clinical review. JBJS1989;71-B:47-50
7. Berger RA, Jacobs JJ, Quigley LR, et al. Primary cementless acetabular reconsturiction in patiens younger then 50 years old 7 to 11 year results. Clin Orthop Res. Review. 1997 Nov; (344):216-226
8. Bilgen ÖF, Aynı ve ayrı seanslarda uygulanan bilateral total kalça protez sonuçlarının karşılaştırılması. XVII: Milli ortopedi ve travmatoloji kongresi 24-29 Ekim Antalya 2001;229-234
9. Bobyn JD, Pilliar RM, Cameron HU, et al. Porous surfaced layered prosthetic devices. J Biomed Eng 1975;10:126-131

10. Bojeskul JA, Xenos JS, Callaghan JJ, et al. Results of porous coated anatomic total hip arthroplasty without cement at fifteen years: a concise follow-up of a previous report. JBJS Am. 2003 Jun;85-A (6):1079-1083
11. Bobyn JD, Pilliar RM, Cameron HU, et al. The optimum porosity for the fixation of porous surfaced metal implant by the ingrowth of the bone. Clin Orthop 1980;150:126- 131
12. Bombeli, R.: Osteoarthritis of the Hip. Classification and Pathogenesis. The Role of osteotomy as a Constant Therapy, ed. 2. Berlin, Springer-Verlag, 1983.
13. 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
14. Bonfiglio M, Voke EM, Aseptic necrosis of the femoral head and nonunion of the femoral neck. JBJS 1968;50 A-48-66
15. Boume RB, Orabek CH, Ghazal ME, et al. Pain in the following total hip replacement with a porous coated anatomic prothesis for osteoarthritis. JBJS 1994;76:1464- 70
16. Broker A, Bowerman JW, Robinson RA, et al. Ectopic ossification following total hip replacement. Incidence and a method of classification JBJS 1973;55:1629-32
17. Callaghan JJ, Dysart SH, Savory CG. The uncemented porous coated anatomic total hip prothesis. JBJS 1988 Mar;70-a:337-346
18. Callaghan JJ, Rosenberg A, Rubash H.E. The Adult Hip (Türkçe) 2008 Cilt 1:3-14
19. Campbell WC. Arthroplasty of the hip: an analysis of 48 cases. Surg Gynecol Obstet. 1926;43:9-17
20. Campbell P, McKellop H, Yeom B, et al. Isolation and characterization of UHMWPE particles from periprosthetic tissue. Trans Soc Biomater. 1994;17:391.

21. Can F. Total kalça artroplastisinde rehabilitasyon. Artroplasti artroskopi cerrahi dergisi.1994;5 (9):30-31
22. Capello WN, D'Antonio JA, Feinberg JR, et al. Ten year results with hydroxiapatite coated total hip femoral components in patients less than fifty years old. A concise follow up of a previous report. JBJS Am.2003 May;85-A (5):885-889.
23. Capello WN, D'Antonio JA, Manley MT, et al. Hydroxyapatite in total hip arthroplasty. Clin Orthop Relat Res. 1998 Oct; (355):200-211
24. Çetin İ.:Çimentolu Total Kalça Artroplastisi. Ege R, (ed). Kalça cerrahisi ve sorunları Ankara, 1996:843-864
25. Charnley J. Anchorage of the femoral head prosthesis to the shaft of the femur. JBJS 1960;42B:28-30
26. Charnley J. The long term results of low friction arthroplasty of the hip as a primary intervention. JBJS 1972; 54-B:61-76
27. Charnley J. Low friction arthroplasty of the hip: theory and practice. New York: Springer-Verlag, 1979
28. Chin. HC. Stauffer. R.N. Chao. E.Y.S. The effects of centrifugation on the mechanical properties of cement. JBJS. 1990 72:363.
29. Clarke. E.G.C. Hickman. J. Collins. D.H.: Discussion on metals joints. Orthop Clin.:North Am. 1973;275.
30. Collona PC. An arthroplastic procedure for kongenital dislocation of the hip. Surg Gynecol Obstet. 1936;63:771-778
31. Cook SD, Thomas AK, Kay FJ, et al. Hydroxyapatite-coated porous titanium for use as an orthopedic biologic attachments system. Clin Orthop Relat Res. 1988 May;230:303- 312
32. Coventry M 2012 total hip arthroplasties. JBJS 1974;56:273-79

33. Crenshaw AH. Campbell.'s operative orthopedics. Eight edition. Mosby-year book, Inc. 1992
34. Crenshaw AH: Surgical techniques and approaches. İn: Canale S.Terry (ed) Campbell's operative Orthopaedics. Vol. 1. Mosby 2008; 1;3-129.
35. Crowvnninshield R, An owerview of prosthetic materialis for fixation. Clin Orthop Relat Res. 1988 Oct;235:166-172
36. D'Antonio JA, Capello WN; Manley MT, et al. Hydroxyapatite femoral stems for total hip arthroplasty: 10 to 13 yearsfollow up. Clin Orthop Relat Res 2001 Dec; (393):101-111
37. D'Antonio JA, Capello WN; Manley MT, et al. Hydroxyapatite coated implants. Total hip arthroplasty in the young patient and patients with avasculer necrosis. Clin Orthop Relat Res. 1997 Nov; (344):124-138
38. Dayıcan A, Özkan G, Tümöz MA.: Total kalça artroplastisinde sinir yaralanmaları ve korunma. TOTBİD Dergisi2004;3;3-4
39. De Lee JG, Charnley J. Radiologicaldemercation of cemented sockets in total hip replacement. Clin Orthop 1976;121:20-32
40. Demos HA, Rorabeck CH, Bourne RB, et al. İnstability in primary total hip arthroplasty with the direct lateral approach. Clin Orthop Relat Res. 2001 Dec;393: 168-180
41. Dere F. Anatomi (4. baskı). Adana 1994
42. Dorr LD, Wolf AW, Chanler R. Clasification and treatment of dislocations of total hip arthroplasty. Clin Orthop 1983;173:151-159
43. Duck HJ, Mylod AG Jr. Heterotopic bone in hip arthroplasty. Clin Orthop 1992;282:145-149
44. Eftekhari N.S. Total hip artroplasty. Mosby year book, inc,1993

45. Eftekar N.S. Dislocation and İnstability in total hip artroplasty. Volüm 2 Chapter 32.pp.1505-1551, St-louis, Missouri, Mosby-year book, Inc1993
46. Ege R. Kalça anatomisi Ege R. (ed). Kalça cerrahisi ve sorunlar. 1. baskı. Türk Hava Kurumu Basımevi.1994;29-52
47. Eggli S, Huckell CB, Ganz R. Bilateral total hip arthroplasty: one stage versus two stage procedure. Clin Orthop Relat Res. 1996 Jul; (328):108-118
48. Engh CA, Alexandra MC, Hopper RH, et al. Long term results using the anatomic medullary locking hip prosthesis. Clin Orthop Relat Res. 2001 Dec (393):137-146
49. Engh CA, Hoote J, Zettl-schaffer KF, et al. Porous- coated total hip replacement. Clin Orthop Relat Res. 1994 Jan;298:89-96
50. Engh CA. Bobyn JD. The influence of stem size and extent of porous coating on femoral bone resorption after primary cementless hip arthroplasty. Clin Orthop Relat Res. 1988 Jun;231:7-28
51. Engh CA.: Bobyn JD, Glassman AH. Porus-coated hip replacement. J Bone Joint Surg 1987;69-B:45-55
52. Epinette JA, Manley TM, D'Antonio JA, et al. A 10 year minimum follow-up of hydroxyapatite-coated threaded cups: clinical radiographic and survivorship analyses with comparison to the literature. J. Arthroplasty. 2003 Feb; 18 (2): 140-148
53. Erdemli B, Us AK, Özdemir HM ve ark. PFC çimentosuz kalça artroplastisi erken dönem sonuçları. Turkish J. Of artroplasty and arthroskopik surgery 1997;8;14:8-10
54. Fitzgerald RH Jr, Brindley GW, Kavanagh BF. The uncemented total hip arthroplasty: intraoperativ femoral fracture. Clin Orthop 1988:61235-39
55. Fitz gerald Rh. Total hip arthroplasty sepsis: prevention and diagnosis. Clin Orthop North Am. 1992;23:259-64

56. Frndak PA, Mallory TH, Lombardi AV: Translateral surgical approach to the hip. The abductor muscle's split'. Clin Orthop Relat Res. 1993 Oct.;295:135-141
57. Furnes O, Lie SA, Espehaug B. Hip disease and the prognosis of total hip replacements. A review of 53,698 primary total hip replacement reported to the Norwegian Arthroplasty Register 1987-99 JBJS Br. 2001 May;83 (4):579-586
58. Gaffey LJ, Callaghan JJ, Pedersen DR, et al. Cementless acetabular fixation at fifteen years. A comparison with the same surgeons results following acetabular fixation with cemented. JBJS Am. 2004 Feb; 86-A (2):257-261
59. Galante. JD. Laing. P.G. Biomaterials. AAOS Instr. Course Lecture. 1978; 24:1
60. Gardner E: Gay D. J. Orahilly R.: Anatomy. Saunders, 1960, Philadelphia
61. Garvin KL, Bowen MK, Salvati EA, et al. Longterm results of total hip arthroplasty in congenital dislocation and dysplasia of the hip. A follow-up note. JBJS. 1991;Oct;73-A:1348-1354
62. Gruen. T-Markolf K.L Amstutz. H.C. Effects of lamination and blood entrapment on strength of acrylic cement. Clin Orthop:1976 119:2.50
63. Gruen TA.: McNeice GM. Modes of failure of cemented stem-type femoral components. A Radiographic analysis of loosening. Clin Orthop 1979;141:17-47
64. Günel U. Kalça eklemi biomekaniği. Ege R. (ed). Kalça cerrahisi ve sorunları Ankara 1994;53-64
65. Haddad RJ, Cook SD, Thomas KA, et al. Current concepts review: Biological fixation of porous-Coated implants. JBJS 1987;69-A:1459-1466
66. Haddad RJ, Cook SD, Brinker MR. A comparison of three varieties of noncemented porous-coated hip replacement. JBJS 1990 72-B;1:2-8
67. Hardinge K.: The direct lateral approach to the hip. JBJS 1982;64-B:17-19

68. Harkess J.W. Arthroplasty of the hip in Crenshaw, A.H (ED): Campells Operative Orthopaedics, 8 edition, vol 1, pp.441-476, Mosby-year book, St Louis, 1993.
69. Harkess JW, Daniels AU. Introduction and overview. In: Canale S.Terry (ed). Campbell's operative Orthopaedics. Vol 1. Mosby 2003; 5:223-242
70. Harkess JW, Crockarell JR, Arthroplasty of The hip. In: Canale S.Terry (ed). Campbell's operative Orthopaedics. Vol 1. Mosby 2008;7:312-481
71. Harris W.H. Traumatic arthritis of the hip after dislocation and acetabular fractures: Treatment by mold arthroplasty. An end results study using a new method of result evaluation. JBJS 1969;51:737
72. Harris WH. Result of uncemented cup. A critical appraisal at 15 years. Clin Orthop Rel Res 2003;417:121-25
73. Hawley GW. A new fracture, X ray an orthopedic table. Am J. Surg 1932;18:19- 25
74. 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
75. Hedlundh U, Ahnfelt L, Hybbinette CH, et al.: Surgical experience related to dislocation after total hip arthroplasty. JBJS 1996;78-B:206-209
76. Hellman EJ, Capello WN, Feinberg JR. Omnifit cementless total hip arthroplasty. A 10 year average follow up. Clin Orthop Relat Res. 1999 Jul; (364):164-174
77. Ito H, Matsuna T, Aok Y, et al. Total hip arthroplasty using an omniflex modular system: 5 to 12 years follow up. Clin Orthop Relat Res. 2004 Feb; (419):98-106
78. Jacobs LGH, Buxton RA: The course of the superior gluteal nerve in the lateral approach to the hip. JBJS 1989;71-A:1239-1243

79. Jacobs JJ, Summer DR, Galante JO. Mechanisms of bone loss associated with total hip replacement. *Orthop Clin North Am* 1993;24:583-590
80. Jarcho M. Calcium phosphate ceramics as hard tissue prosthetics. *Clin Orthop.* 1981; 157:259.
81. Johnston R.C. Fitzgerald RH., Haris W.H.: Clinical and radiographic evaluation of total hip replacement: A standard system of terminology for reporting result. *JBJS Br.* 1990; 72:161
82. Karahan M. Esemeli T.: Sementsiz total kalça artroplastisi erken sonuçları. 13 Milli Türk Ortopedi ve Travmatoloji Kongresi kitabı. 15-19 Mayıs 1993;954-955
83. Kawamura H, Dunbar MJ, Murray P, et al. The porous coated anatomic total hip replacement. A ten to fourteen year follow up study of a cementless total hip arthroplasty. *JBJS Am.* 2001 Sep;83-A (9):1333-1338
84. Kawate. K. Maloney. W.J...Bragdon. CR. Importance of a thin cement mantle: Autopsy Studies of Eight Hips. *Clin Orthop.* 1988; 355: 70-76.
85. Keating ME. Structures at risk from medially placed acetabular screw. *JBJS* 1990;72:509-11
86. Keisu KS, Orozco F, Sharkey FP, et al. Primary cementless total hip arthroplasty in octogenarians. Two to eleven year follow up. *JBJS Am.* 2001 Mar;83-A (3):359-363
87. Kim HY, Kim SJ, Oh SH, et al. Comparison of porous coated titanium femoral stems with and without hydroxyapatite coating. *JBJS Am.* 2003 Sep; 85-A (9):1682-1688
88. Kim HY, Oh HS, Kim JS. Primary total hip arthroplasty with a second-generation cementless total hip prosthesis in patients younger than fifty years of age. *JBJS Am.* 2003 Jan;85-A (1):109-114

89. Kim Y.H. Long term results of the cementless porous coated anatomic total hip prosthesis. JBJS Br. 2005 May;87 (5):623-627
90. Korkusuz Z. Erdemli B., Ateş Y.; Sementsiz total kalça protezi uygulamaları ve sonuçları. 12. Milli Türk Ortopedi ve Travmatoloji Kongresi kitabı. 21-24 Nisan 1991; 612617
91. Kuran O: Sistemik anatomi, Filiz Kitabevi, İstanbul 1983
92. Lambugnani L. La decapitazione del femore nella lussazione congenita dell'anca. Giorn R Acad Med Torino 1885;33:538-551
93. Leblebicioğlu G, Muşdal Y, Ortopedide kullanılan biyomateryaller. Hacettepe Orthop Surg 1991;1;2:105-113
94. 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.
95. Leger W. Proximal osteotomies of the femur without effect on the position of the head. In: Rutt A, ed. Coxarthrosis: surgical and conservative treatment. Stuttgart Thieme; 1976:33-42
96. Lewallen DG. Heterotopic ossification. In: Steinberg ME, Garino JP (ed). Revision total hip arthroplasty. Lippincott Williams&wilkins 1999;33;483-491
97. Lewallen DG. Neurovascular injury associated with hip arthroplasty. JBJS 1997;Dec;79-A:1870-1880
98. Lewis JL, Askew M.J. Wixon, et al. The influence of prosthetic stem stiffness and of a calcar collar on stresses in the proximal end of the femur with a cemented femoral component. JBJS 1984; 66-A:280-286
99. Mallory TH. Rupture of common iliac vein from reaming the acetabulum during total hip replacement. A Case report. JBJS 1972;54:276-79

100. Mallory HT, Lombardini AV., Fada RA., et al. Dislocation after total hip arthroplasty using the anterolateral abductor split approach.. Clin Orthop Relat Res. 1999Jan; 358:166-172
101. Maloney WJ, Jasty M, Haris WH, et al. Endosteal erosion in association with stable uncemented femoral komponents. JBJS 1990;72A:1025-1034.
102. Maloney WJ, Jasty M, Rosenberg A et al. Bone lysis in well-fixed cemented femoral komponents. JBJS 1990;72B:966-970
103. McCollum DE, Gray WJ: Dislocation after total hip arthroplasty. Causes and prevention. Clin Orthop Relat Res. 1990 Dec;261:159-170
104. Mccutchen JW, Collier JP, Mayor MB. Osseointegration of titanium implants in total hip arthroplasty. Clin Orthop Relat Res. 1990 Dec;261:114-125
105. McLaughlin JR, Lee RK. Total hip arthroplasty in youngh patients. 8 to 13 year results using an uncemented stem. Clin orthop Relat Res. 2000Apr; (373):153-163
106. Mcpherson EJ. Adult reconstruction. İn: Miller DM (ed) Review of orthopaedics. Saunders 2004;4:266-308
107. 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
108. Morrey FB, Adams RA, Cabanale MA. Comparison of heterotopic bone after anterolateral, transtrocanteric, and posterior approaches for total hip arthroplasty Clin Orthop Relat Res. 1984 Sep; (188):160-167
109. Moore AT, Bohlman HR. Metalhip joint: a case report. JBJS 1943;25:688-692
110. Morscher EW. Cementless total hip arthroplasty. Clin Orthop. 1983;181:76-91
111. Moskal TJ, Jordan L, Brown T. The porous coated anatomic total hip prosthesis:11 to 13 year results. J Arthroplasty 2004 Oct;19 (7):837-844

112. Netter F.: The Ciba Collection of Medical Illustrations Muskuloskeletal System, 1987, Vol. 1.
113. Nilsson OS, Persson PE. Heterotopic bone formation after joint replacement. Curr Opin Rhumatol 1999Mar;11 (2):127-31
114. 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
115. Orsini E, Byrick RJ, Müllen BM, Waddell JP: C ardiopulmanary function and pulmonary microemboli during arthroplasty using cemented or non-cemented components. JBJS 1987;69-A:822-832
116. Akman Ş, Seçkiner M.F, Öztürk İ. Ortopedi ve travmatolojide biyomateryaller. TOTD 2005 İst 38-39
117. Otis GA. A report of amputations at the hip-joint in military surgery. Washington, DC: Government Printing Office;1869
118. Park SM, Choi BW, Kim SJ et al. Plasma spray coated the femoral component for cementless total hip arthroplasty. J. Arthroplasty 2003 Aug;18 (5):626-630
119. Park SY, Lee YJ, Yun HS, et al. Comparison of hydroxyapatite-and porous coated stems in total hip replacement. Acta Orthop Scand. 2003 Jun;74 (3):259-263
120. Parvizi J, Tarity TD, Sheikh E, Sharky PF, Hozack WJ, Rothman RH. Bilateral total hip arthroplasty; one stage versus two- stage procedures. Clin Orthop Relat Res. 2006 Dec;453: 137-41
121. Pauwels, F.:Gesammelte Abhandlungen zur funktionellen des Bewegungsapparates. Berlin, Heidelberg, New York, Springer-Verlag, 1965.
122. Pauwels, F.:Biomechanics of the normal and Diseased Hip. Berlin, Springer-Verlag, 1976.

123. 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.
124. Pieringer H, Auersperg V, Griebler W, et al. Long- term results with the Cementless alloclassic brand hip arthroplasty system. J.Arthroplasty. 2003 Apr;18 (3):321-328
125. Planes a, Mochele N. Total hip replacementand deep vein thrombosis. JBJA Br 1991;73:418-22
126. Rao RR, Sharkey PF, Hozack WJ, et al. Immediate weight bearing after uncemented total hip arthroplasty. Clin Orthop Relat Res. 1998 Apr; (349):156-162
127. Ries MD, Lyynch F, Richman J, Gomez M: Pulmonary function during and after total hip replacement. JBJS 1993;75-A:581-587
128. 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
129. Rose RM, Nusbaum HJ, Schneider H, et al. One the true wear rate of ultra high- molecular-weight polyethylene in the total hip prosthesis. JBJS 1980;62-A:537-549
130. Sakalkale DP, Egn KMS, Hozack WJ, et al. Minimum 10 year results of a tapered cementless hip replacement. Clin Orthop Relat Res. 1999 May; (362):138-144
131. Sayre LW. A new operation for artificial hip joint in bony ankylosis. Illustrated by two cases. Trans Med Soc N.Y. 1863:111-127
132. Schmalzried TP, Noordin S,Amstutz H. Update on nevre palsy associated with total hip replacement. Clin Orthop Relat Res. Rewiev. 1997 Nov; (344):188-206

133. Schmalzried TP, Jasty M, Harris WH. Periprosthetic bone loss in total hip arthroplasty: polyethylene wear debris and the concept of the effective joint space. JBJS 1992;74A:849-863
134. Sell S, Williams R, Jany R. The suppression of heterotopic ossifications: radiation versus NSAIG therapy-a prospective study. J Arthroplasty 1998 Dec;13 (8):854-9
135. 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.
136. Sheehan E, Neligan M, Murray P. Hip arthroplasty changing trends in a national tertiary referral centre. Ir. J. Med. Sc. 2002 Jan-Mar;171 (1):13-5
137. Sinha KR, Dungy DS, Yeon BH. Primary total hip arthroplasty with a proximally porous coated femoral stem. JBJS Am. 2004 Jun;86-A (6):1254-1261
138. Singh M et al: Changes in trabecular pattern of the upper end of femur as an index of osteoporosis. J. Bone Joint Surg. 1970; 52-A, 456-464
139. Snell S.R. Ç.E.M. Yıldırım (ed). Klinik anatomy 1. baskı Nobel 1998
140. Solak ŞA, Aydın E, Pestilci Fİ ve ark. Hidroksiapatit kaplı total kalça protezleri ile kısa dönem takip sonuçlarımız. Turkish J. Of arthroplasty and arthroscopic surgery. 1999;2:117-122
141. Speed JS, ed. Campells Operative orthopedics. 2nd ed. St Louis: CV Mosby; 1949:654-659
142. Sportona L. Romagnoli S.:İndication for the CLS stem, 3-5 edition 1982
143. Sumner DR, Galante JO. Determinants of stress shielding: Design versus materials versus interface. Clin Orthop Relat Res. 1992Jan;274:202-212

144. Şar C, Tözün R., Seyhan F., Kılıçoğlu Ö.; Freman total kalça artroplastisindeki deneyimlerimiz. 13 Milli Türk Ortopedi ve Travmatoloji Kongresi kitabı. 15-19 Mayıs 1993;960-963
145. Şar C. Yazıcıoğlu Ö., Temelli Y.:Total kalça artroplastisinde hibrid sistem. 14 Milli Türk Ortopedi ve Travmatoloji Kongresi özel kitabı. 29 Eylül-4Ekim 1995;156-157
146. Şebik A.:Kalça işlevlerinin değerlendirilmesi. Artroplastisi artroskopi dergisi. 1994 5 (9):15-24
147. 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.
148. Torga RS, Stuchin SA. Cementless porous coated sockets without holes implanted with pure presfit technique. J.Arthroplasty. 2005 Jan; 20 (1):4-10
149. Tönnis D.:Congenital dysplasia and dislocation of the hip in children and adults. Berlin Heidelberg: Springer-Verlag, 1987.
150. Tözün R. Çimentosuz total kalça artroplastileri. Ege R (ed). Kalça cerrahisi ve sorunları Ankara 1994:865-876
151. Tözün R,Yeşiller E.,Göksan B, Yavuzer Y.:Sementsiz PCA total protezlerin erken sonuçları. 12 Milli Türk Ortopedi ve Travmatoloji Kongresi kitabı.21-24 Nisan 1991;625-630
152. Tsuyukama DT, Estrat R, Gustilo RB. İnfection after total hip arthroplasty. Astudy of treatment of one hundred and six infection. JBJS Am 1996;78:512-23
153. Udomkiat P, Dorr LD, Wan Z. Cementless hemispheric porous coated sockets implanted with pres fit technique without screw: average ten year follow up. JBJS Am. 2002 Jul;84-A (7):1195-1200

154. Valle AG, Zoppi A, Peterson GE, et al. Clinical and radiographic results associated with a modern cementless modular cup design in total hip arthroplasty. JBJS Am. 2004 Sep; 86-A (9):1998-2004
155. Valle DJ, Berger AR, Shott S, et al. Primary total hip arthroplasty with a porous coated acetabular component. A concise follow up of a previous report. JBJS Am. 2004 Jun;86-A (6):1217-1222
156. Van der Linde MJ, Torino AJ: Nerve 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
157. Wasilewski RC, Cooperstein LA, Kurger MP. Acetabular anatomy and transacetabular fixation of screws in total hip arthroplasty. JBJS 1990;72-A:501-508
158. 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
159. Willert, H.G. Ludwig J. Semlitsch, M.: Reaction of bone to metacrylate after hip, arthroplasty. A long-term gross, light microscopic. Electron microscopic study. JBJS. 1974;56-A:1368
160. Yee AJM, Kreder HK, Bookman I, et al. A randomized trial of hydroxyapatite coated prostheses in total hip arthroplasty. Clin Orthop Relat Res. 1999 Sep; (366):120-132
161. Yoon. T.R, Rowe, S.MjURG, S.T., Sean. K.J.: Osteolysis in association with for revision hip and knee replacement. Orthop. Clin. North. Am. 1998;29:229-240
162. Zicat B, Engh C, Gokcen E. Patterns of osteolysis around total hip components inserted with and without cement. JBJS 1995;77A:432-439