

T.C
GAZİ ÜNİVERSİTESİ TIP FAKÜLTESİ
ORTOPEDİ VE TRAVMATOLOJİ ANABİLİM DALI

ÇİMENTOSUZ TOTAL KALÇA ARTROPLASTİSİ
UYGULAMALARIMIZDA
KISA DÖNEM SONUÇLARIMIZ

UZMANLIK TEZİ
DR. BARAN SARIKAYA

TEZ DANIŞMANI
PROF. DR. SACİT TURANLI

ANKARA 2011

TEŞEKKÜR

Gazi Üniversitesi Tıp Fakültesi Ortopedi ve Travmatoloji ABD’ de araştırma görevlisi olarak çalıştığım süre içinde bilgi ve becerilerimin her geçen gün artmasında ve bu mesleğin inceliklerini öğrenmemde kendi tecrübeleri ve bilgilerini bana aktararak destek olan, etik ve bilimsel açıdan örnek aldığım, tez danışmanım Prof. Dr. Sacit Turanlı başta olmak üzere değerli hocalarım Prof. Dr. Şahap Atik, Prof. Dr. Haluk Yetkin, Prof. Dr. Selçuk Bölükbaşı, Prof. Dr. Necdet Altun, Prof. Dr. Erdal Cila, Prof. Dr. Ertuğrul Şener, Prof. Dr. Sezai Aykın Şimşek, Prof. Dr. Ulunay Kanatlı, Doç. Dr. Hamza Özer, Doç. Dr. Alparslan Şenköylü, Doç. Dr. Hakan Selek, Doç. Dr. Akif Muhtar Öztürk, Doç. Dr. Erdinç Esen’ e sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

Uzmanlık tezimi hazırlarken, ihtiyaç duyduğum her an değerli zamanını benim için ayıran ve bu çalışmada desteğini her zaman arkamda hissettiğim sayın hocam Doç. Dr. Hakan Selek’e teşekkürlerimi sunarım.

Eğitimim süresince her konuda yardım ve desteklerini gördüğüm tüm asistan arkadaşlarıma, poliklinik, klinik ve ameliyathane hemşire, personel ve sekretelerine, kliniğimiz fizyoterapistine teşekkür ederim.

Bu günlere gelmemi sağlayan maddi manevi her açıdan bana destek olan, sevgili annem ve babama sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

Zorlu uzmanlık eğitimim boyunca bana her zaman destek olan ve çoğu zaman da sabır gösteren sevgili nişanım Zeynep’e teşekkür ederim.

İÇİNDEKİLER

1. GİRİŞ VE TARİHÇE	1
2. GENEL BİLGİLER	4
2.1 KALÇA EKLEMİ ANATOMİSİ.....	4
2.1.1 Kalça Eklemi Oluşturan Kemik Yapılar	4
2.1.2 Kalça Eklemi Oluşturan Bağlar	8
2.1.3 Kalça Eklem etrafındaki Kaslar ve İnervasyonları	10
2.1.4 Kalça Eklem Nörovasküler Yapıları	15
2.2 KALÇA EKLEMİNİN BİYOMEKANİĞİ	22
2.3 ARTROPLASTİDE BİYOMATERYALLER.....	27
2.4 ÇİMENTOSUZ TOTAL KALÇA ARTROPLASTİSİ.....	36
2.4.1 Çimentosuz Femoral komponent	40
2.4.2 Çimentosuz Asetabuler komponent	45
2.4.3 Total Kalça Artroplastisi Endikasyonları.....	46
2.4.4 Total Kalça Artroplastisi Kontrendikasyonları	49
2.4.5 Ameliyat Öncesi Değerlendirilmesi	49
2.4.6 Cerrahi Yaklaşımlar ve Uygulamalar	56
2.4.7 Total Kalça Artroplastisi Komplikasyonları	62
3. GEREÇ VE YÖNTEM	65
3.1 KLİNİK DEĞERLENDİRME	71
3.2 RADYOLOJİK DEĞERLENDİRME.....	74

4. BULGULAR	80
4.1 KLİNİK BULGULAR	83
4.2 RADYOLOJİK BULGULAR	86
4.3 KOMPLİKASYONLAR.....	87
5. TARTIŞMA	90
6. SONUÇ	109
7. ÖZET	112
8. ABSTRACT	114
9. VAKALARDAN ÖRNEKLER	116
10. EKLER.....	119
11. KAYNAKLAR.....	120

1. GİRİŞ VE TARİHÇE

Artroplasti, ekleme ağrısız hareket sağlamak ve eklemi kontrol eden kas, bağ ve diğer yumuşak dokulara fonksiyon kazandırmak için yapılan bir işlemdir. Kalça ekleminde ağrı oluşturup eklem hareket kabiliyetini bozan bir çok etiolojik neden bulunmaktadır. Bunların en başında osteoartrit gelmektedir. Yıpranan, anatomik ve fizyolojik özelliklerini kaybeden kıkırdak dokunun eski kalitesine kavuşması maalesef hiçbir tedavi yöntemiyle elde edilememektedir.

Günümüze kadar farklı cerrahlar tarafından, farklı materyaller kullanılarak yapılan artroplasti ameliyatları tarif edilmiştir. Bunların ilk örneklerinden olan J.B Murphy'in tanımladığı yöntem, tüm büyük eklemlerde; fasya flebini ve yağı, yeniden şekillendirilmiş eklem yüzeylerinin arasına yerleştirme ile yeni eklem yüzü oluşturma prensibine dayanır (1,2,3). Femur başı ve asetabulumu şekillendirmede kullandığı kendi dizaynı olan oyucular (reamer) ortopedistler tarafından uzun yıllar kullanılmıştır. Benzer şekilde 1917 senesinde William S. Bear ara membran olarak domuz mesanesinden yapılan yaprakları, Colonna ise kalça eklem kapsülünü ara membran olarak kullanmıştır (4,5). Yine Kallio, başarılı bir şekilde cildin dermal tabakalarını, ara membran olarak kalça artroplastisi yapılan hastalarda kullanmıştır (6).

Ancak ilk kullanılan biyolojik materyallerin çok kısa sürede yetmezliğe uğramasından dolayı, cerrahlar yeni materyallerin arayışlarına yönelmiş ve 1923 yılında Marius Nygaard Smith-Petersen kalça artroplastisinde diğer materyallerin kullanımı için çalışmalara başlamıştır (7). İlk olarak, camdan kapları denemiş

ancak bunların kırılması ile bakalit kaplara geçmiştir. Ardından denediği erken dönem plastik kaplar da çok kısa süre içinde aşınmıştır. Başarıyı 15 sene sonra ortopedik cerrahide kullanılmaya başlayan ilk reaksiyon vermeyen vitalliumdan yapılan kaplar ile yakalamıştır (8). Smith-Petersen ‘mold artroplastisi’ adını verdiği operasyonda anterolateral insizyon ile hem femur başının hem de asetabulumun revizyonunu yapmıştır.

En ayrıntılı interpozisyon artroplastisi yöntemi, bipolar protezleri bulan Bateman tarafından ortaya konulmuştur. Böylece biçimlendirici artroplastide olduğu gibi, bipolar protezlerle; birincisi geniş kap ile asetabulum arasında, ikincisi ise femoral komponent ile asetabular komponentin içindeki yüksek dansiteli polietilen yüzey arasında olmak üzere iki planda hareket sağlanmıştır.

Başlangıçta, birçok cerrah kalça artroplastisi ameliyatlarına şüphe ile yaklaşmış ve çekinceli tavır ortaya koymuşlardır. Bu tavrın altında yatan tarihsel sebepler olarak, sadece travma ve enfeksiyonlu hastalarda son çare olarak uygulanan bu operasyonların tamamındaki yetersiz anestezi bilgileri ve yetersiz antiseptik, aseptik koşullar sayılabilir. 1847 yılından sonra modern anestezi yöntemlerinin ve 1865 yılından sonra ise Avrupa’da Lister’in antiseptik metodlarının daha akılcı ve dikkatli kullanılmasıyla, cerrahlar artroplastisi dahil olmak üzere birçok büyük cerrahi girişimi daha kolay uygulamaya başlamışlardır.

Judet Kardeşler’in hemiartroplastisi ve Smith-Petersen’in biçimlendirici artroplastisi, rekonstrüktif kalça cerrahisinde yeni düşüncelere ve ilerlemelere neden olmuştur. 19. yüzyılın son dekadında Themistocles Gluck insan vücudunun büyük yabancı cisimleri tolere edebildiğini göstermiştir (9). Philip Wiles 1938’de;

Still Hastalığı'na yakalanmış 6 hastaya paslanmaz çelikten, femoral komponent ve asetabuler komponenti olan kalça artroplastisi uygulamıştır (10). Günümüzde kullanılan metal-metal kombinasyonlarının ilk örneklerini McKee, Ferrar ve Ring İngiltere'de; Haboush, Urist ve McBride ise Amerika'da kullanmıştır (11,12,13,14). Bu materyallerin yaygın olarak kullanılmaya başlamasıyla cerrahlar ileri düzeyde tecrübeler kazanmış ve bu operasyonlar modern total kalça artroplastisinin ilk evrelerine öncülük etmiştir. Tarihsel olarak, total kalça artroplastisini günümüzdeki şekli ile ilk defa yaygın olarak ve başarılı şekilde uygulayan cerrah John Charnley'dir. Charnley'in tanımladığı metod yıllar süren laboratuvar ve klinik çalışmaların sonucunda zirveye ulaşmıştır. Metodun en önemli yeniliği tanımlamış olduğu 'düşük sürtünme artroplastisi' konseptidir (15). Charnley'in ilgisini Los Angeles'tan Leon Wiltsie'in kullandığı metilmetakrilat çimento çekmiştir ve kısa sürede Charnley buna uyum sağlamıştır (16). Yük binen yüzeyde politetrafluoroetilenin (teflon) kullanımındaki ilk başarısızlıklar sonrası Charnley yüksek molekül ağırlıklı polietileni geliştirmiş ve yüksek başarı elde etmiştir. İlk dönem kemik çimentosu olarak metil metakrilatın kullanılması total kalça artroplastisinin oldukça başarılı bir ameliyat olduğunu geniş kitlelere göstermiştir. Kemik yüzeylerin hazırlanmasında dikkatli olmanın önemine ve çimentonun kemiğin içine basınç ile verilerek daha iyi bir çimentolama elde edilmesinin önemine Robin Ling işaret etmiştir (17). Düşük yoğunluktaki çimento kullanımını ise ortopedistlere Jo Miller tanıtmıştır (18). Yıllar içerisinde akrilik çimentonun kullanımına bağlı çimento sorunları ortaya çıkması nedeniyle daha biyolojik tespit elde etmek için seçilen olgularda, kemik büyümesine izin veren

çimentosuz poroz kaplı stemler ve asetabular komponentler kullanılmaya başlanmıştır. Pillar'ın ve Galante'nin araştırma grupları bu yaklaşımın öncüleri olmuşlardır (19,20,21). Son dönem titanyumdan yapılan femoral komponentlerin ortaya çıkışıyla kemik çimentosu ve poroz kaplama harici tespit yapma imkanı doğmuştur. Çimentosuz komponentlerin hem femoral komponent hem de asetabuler komponentte kullanımı ile son jenerasyon olarak bilinen seçkin teknik ortaya çıkmıştır.

AMAÇ: Bu çalışmamızda, değişik etiyolojik nedenlerle, kalça eklemінде dejeneratif artrit gelişen hastalarımıza uyguladığımız çimentosuz total kalça artroplastisi işlemlerinin kısa dönem klinik ve radyolojik sonuçlarının değerlendirilmesi amaçlanmıştır.

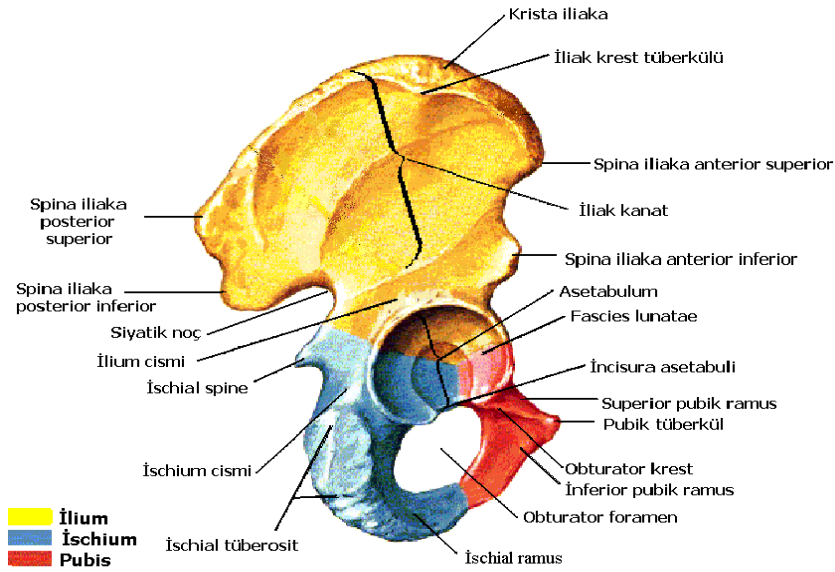
2. GENEL BİLGİLER

2.1 KALÇA EKLEMİ ANATOMİSİ

2.1.1 Kalça Eklemi Oluşturan Kemik Yapılar

Kalça eklemi (articulatio coxae), femur başı ile asetabulum arasında oluşan, alt ekstremitayı pelvise bağlayan “articulatio spherioidea” grubu bir eklemdir. Kalça kemiği (os coxae) üç ayrı kemikleşme merkezinin, ilium, ischium ve pubis'in birleşmesi ile oluşur (Şekil 2-1). İnnominant kemik bu üç birincil kemikleşme merkezleri kadar, iliac crest, anterior inferior çıkıntı, tuber ischium, symphysis pubis ve asetabulumun ortasındaki triradiat kıkırdak gibi ikincil kemikleşme merkezlerinden de kemikleşir. Yaklaşık 13-14 yaşlarında çoğunlukla kemikleşen ilium, ischium ve asetabulumun pubik ünitesi, Y şeklinde triradiat

kıkırdığı oluşturur ve bu yapı, 15-16 yaşlarında birleşir. Diğer ikincil merkezler ise 20-22 yaşlarında birleşir (22).



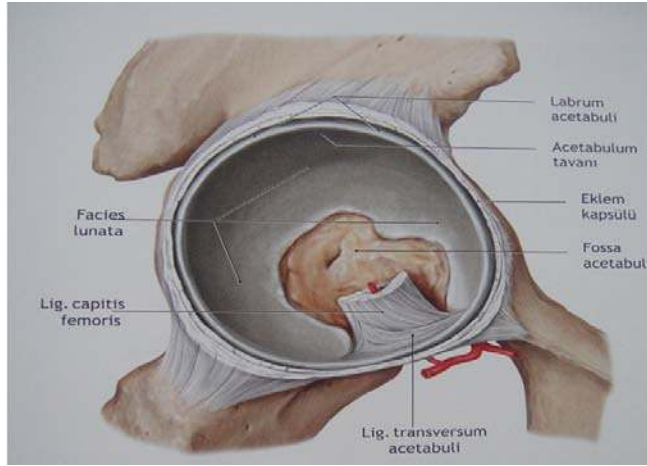
Sekil 2-1-Os coxae (Netter Anatomi Atlası)

Asetabulum

Kalça kemiğinin dış yüzeyindeki eklem yüzeyine asetabulum denir. Femur başı ile eklem yaparak kalça eklemine oluşturur. Asetabulumun yaklaşık 2/5'i ischium, 2/5'i ilium ve 1/5'i pubis tarafından oluşturulmaktadır. Asetabulumun aşağı kısmındaki çentiğe incisura asetabuli adı verilir. Asetabulum'un sadece yarım ay şeklindeki hyalin kıkırdakla örtülü facies lunata denilen periferik kısmı eklemeye katılır. Asetabulumun kenarları fibröz kıkırdaktan yapılmış bir halka ile genişletilmiştir. Labrum asetabulare adı verilen bu yapı asetabulum alt yüzünde bulunan incisura asetabulare üzerinden atlayarak çukuru her yönde çevreler.

İncisura asetabuli seviyesinde labrum asetabuli daha içte bulunan ligamentum transversum asetabuli'ye yapışır. Transvers asetabular bağ, asetabulumun en inferior köşesini tespit etmekte önemli bir işaret noktası sağlar. Bu, asetabulumun tepitinin zor olduğu displastik kalçada iyi bir yardımcı klavuz noktasıdır. Fossa asetabuli denilen orta kısmında eklem kıkırdağı bulunmaz (22,23) (Şekil 2-2).

Asetabuler yüzey yaklaşık olarak 45 derece kaudale ve 15 derece anteriora doğru yönelmiştir (24-25). Asetabulum süperior kenarı çoğunlukla dairesel yapıdadır. Bu yapı, femur başını 170 derece kapsamasına izin veren yeterli hemisferal derinliğe sahiptir. Femur başı, asetabulum içerisinde labrumla sağlamlaştırılarak kaplanır. Labrum dairesel olarak ilerleyerek asetabulumu çevreler ve fovea'nın tabanında transvers asetabuler bağı oluşturur.

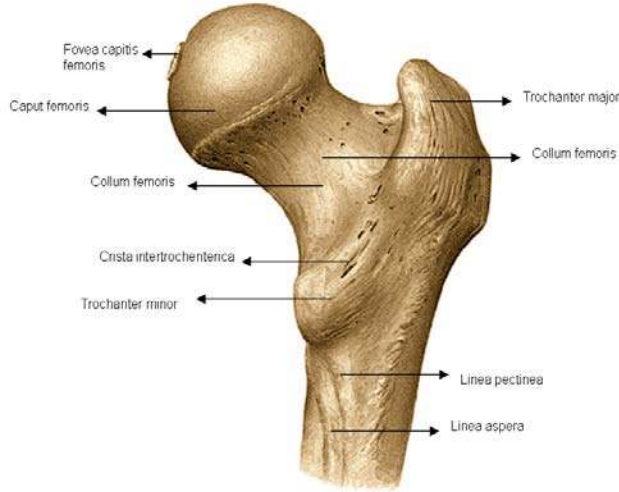


Şekil 2-2 Asetabulum (Prometheus Anatomi Atlası)

Femur

İnsan vücudunun en uzun ve sağlam kemiğidir. Uzunluğu, yürümenin biyomekanik ihtiyaçlarının sağlanabilmesi için gereklidir. Dayanıklılığı ise kas ve

vücut ağırlığı kuvvetlerinin uygun şekilde aktarılması için gerekmektedir. Uzunluğu boyunca silindirik yapıda olup orta bölümünde öne ve laterale doğru eğimlidir. Proksimalde asetabulum ile eklem yaparak kalça eklemi oluşturur, distalde patella ve tibia ile eklemleşerek diz eklemi oluşturur. Femurun üst ucunda caput femoris, collum femoris, trochanter major ve trochanter minor bölümleri bulunur (Şekil 2-3). Trochanter major üst uçta, boyun tabanında yer alan ve gluteal kasların yapıştığı kemik yapısıdır. Trochanter major'un tepesi femur başı merkezi hizasındadır. Trochanter minor, koni şeklinde çıkıntıdır ve boynun gövde ile birleştiği yerde ve arkada bulunur ve musculus iliopsoas buraya yapışır.



Şekil 2-3 Femur
(Sobotta Anatomi Atlası)

Kürenin yaklaşık olarak üçte biri olan caput femoris asetabulum ile eklemleşir, caput femoris'in merkezini fovea capitis femoris oluşturur ve bu

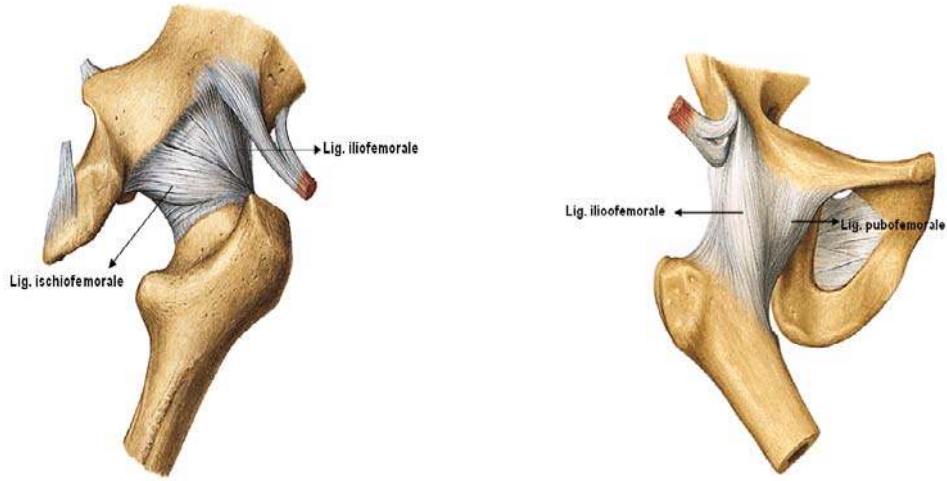
bölgeye ligamentum capitis femoris yapışır. Bu bağın içerisinde, arteria obturatoria'nın bir dalı geçerek femur başının beslenmesine katkıda bulunur. Femur başını gövdeye bağlayan bölgeye collum femoris (femur boynu) denir. Femur boyununun gövde ile birleştiği yerde trochanter major ve minor bulunur. Önde linea intertrochanterica arkada ise crista intertrochanterica ile bu iki yapı birbirine bağlanır. Boyun ile cisim arasındaki açı yaklaşık 125 derecedir; çoğu kalçada femur başı merkezi trochanter majorun tepesi seviyesindedir. Baş cisim açısının artması koksa valgaya, azalması ise koksa varaya neden olur. Proksimal metafiz ve boyun, femoral kondillerin arka düzlemine göre 15 derece öne eğimlidir.

2.1.2 Kalça Eklemi Oluşturan Bağlar

Kalça eklemi kapsülü, eklem stabilitesine katkıda bulunan sağlam ve yoğun bir yapıdır. Eklem kapsülü yukarıda önde labruma, arkada iliak kemiğe yapışır; aşağıda ise önde linea intertrochanterica, arkada crista intertrochanterica'nın 1,5 cm proksimaline yapışır ve bir kısmı, pelvis ve femuru birbirine bağladığı için longitudinal yönelimlidir.

Ligamentum Iliofemorale (Bertin Bağı) : Bigelow'un Y ligamenti de denir. Yelpeze şeklinde bir bağıdır ve ters Y şeklindedir. Bağın tepesi anterior inferior iliak çıkıntının alt bölümüne tutunur ve Y yelpeze bağın ayrılan lifleri intertrochanteric hat boyunca yapışır. Kalça eklemi tam ekstansiyondayken gergin hale gelir. Bağın üst bölümü aşırı dış rotasyona karşı direnç sağlar (Şekil 2-4).

Ligamentum Pubofemorale: Pubis'in üst kolunun alt kenarından başlar, aşağıya dışa uzanarak kapsülün fibröz yapısı ve linea intertrochanterica'ya yapışır. Kalça abdüksiyon ve ekstansiyonda iken gergin hale gelir. Artroplati sırasında addüksiyon kontraktürü olanlarda yeterli kalça abdüksiyonu kazanmak için bu bağın liflerinin gevşetilmesi gerekebilir. Femur başına önde destek sağlar (Şekil 2-4).



Şekil 2-4 Eklem kapsülü ve bağları (Sobotta Anatomi Atlası)

Ligamentum Ischiofemorale: Pubisin üst kolunun alt kenarından başlar. Aşağıya dışa uzanarak zona orbikularisin liflerine karışarak kapsülün fibröz yapısı ve linea intertrochanterica'ya yapışır. Kalça abdüksiyon ve ekstansiyonda iken gergin, fleksiyundayken gevşek ve lifleri birbirinden ayrılmış şekle gelir. Femur boynunun üst arka kısmına yapışır (Şekil 2-4).

Ligamentum Transversum Asetabuli: Incisura asetabulare'nin kenarına yapışır ve onu örter (Şekil 2-2).

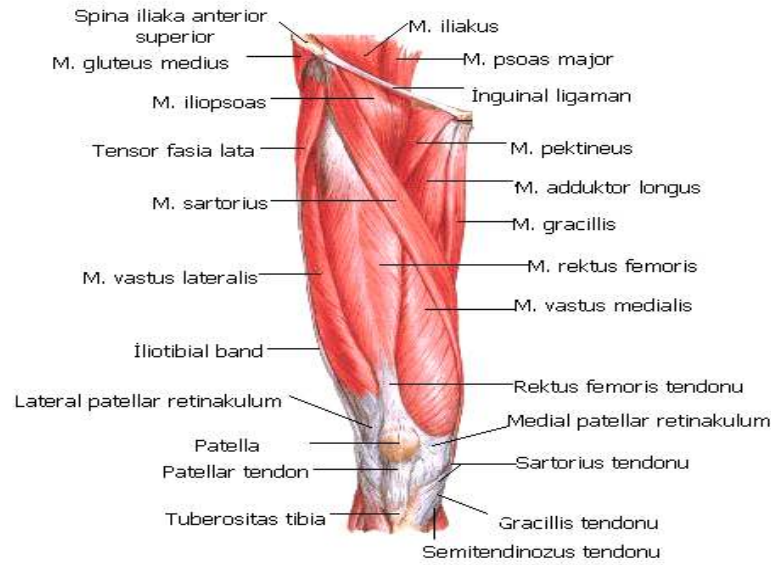
Ligamentum Teres: Incisura asetabuli ve fovea capitis arasında uzanır. Arteria obturatoria'nın bir dalı olan arteria centralis bu bağın içinden geçerek femur başının beslenmesine katkıda bulunur .

2.1.3 Kalça Eklemi etrafındaki Kaslar ve İnnervasyonları :

M. Psoas Major: T12 vertebra ve tüm lomber vertebraların transvers çıkıntılarında başlayarak, musculus iliacus ile birlikte trochanter minor' de sonlanır (M. iliopsoas). Uyluğa fleksiyon ve dış rotasyon yaptırır. Plexus lumbalis'ten gelen dallarla innerve olur (Şekil 2-5). Artroplasti ameliyatlarından önce kalça eklemindeki fleksiyon kontraktürüne sekonder veya ameliyat sonrası kalça uzamasına bağlı aşırı gerilme durumlarında M. iliopsoas tenotomize edilerek gevşetilebilir.

M. Iliacus: Fossa iliaca'yı dolduran bir kastır. Musculus psoas major ile birlikte trochanter minör'de sonlanır. Uyluğa fleksiyon ve dış rotasyon yaptırır. Nervous femoralis'ten innerve olur (Şekil 2-5).

M. Psoas Minor: T12 vertebra ve ilk lomber vertebradan başlayarak, pecten ossis pubis, eminesia iliopubica ve lateralde fascia iliaca'da sonlanır. Pelvis sabit pozisyondayken lomber vertebralara fleksiyon yaptırır, lomber vertebralar sabit pozisyondayken pelvisi yukarı doğru çeker. Birinci lomber spinal sinirden innerve olur (Şekil 2-5).



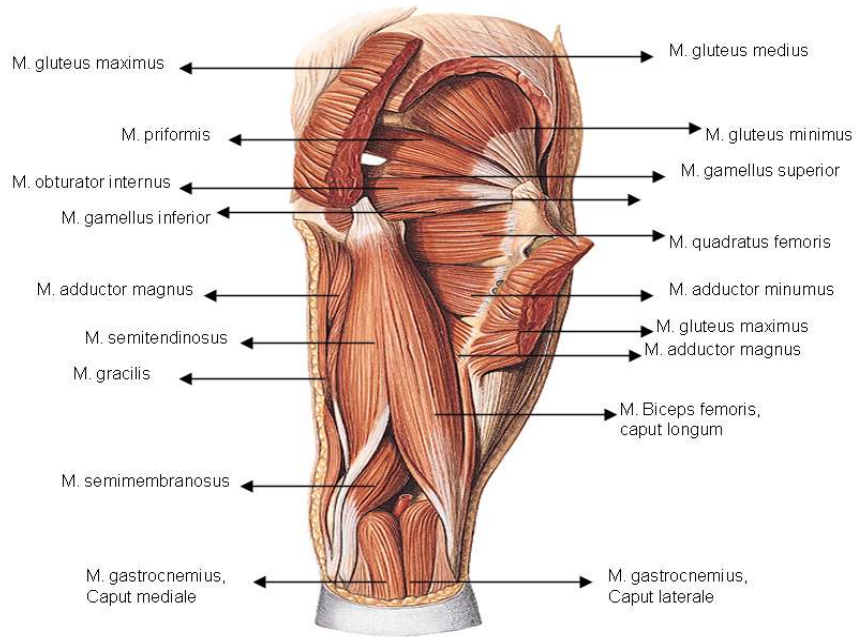
Şekil 2-5 Kalça eklemi ve uyluk kasları, anterior (Netter Anatomi Atlası)

M. Gluteus Medius: Linea glutea anterior, crista iliaca ve linea glutea posterior arasında kalan sahadan başlayarak, kalın bir tendon aracılığı ile trochanter major'un lateraline yapışır. Uyluğun en kuvvetli abdükörüdür. Nervous gluteus süperior tarafından innerve olur (Şekil 2-6).

M. Gluteus Minimus: Linea glutea anterior ile inferior arasında kalan ve büyük siyatik çentiğe kadar uzanan geniş bir alandan başlayarak, trokanter major'un ön kenarına tutunur. Uyluğa abduksiyon, iç rotasyon ve fleksiyon yaptırır. Nervous gluteus superior'dan innerve olur (Şekil 2-6).

M. Gluteus Maximus: Gluteal bölgenin en yüzeysel kası olup, linea glutea posterior ve crista iliaca arasındaki saha ve sacrum'un alt yarısının lateralinden başlayarak, aşağı ve dışa uzanır. Kasın 3/4 kadar bir kısmı kalın tendinöz bir yapı şeklinde, tractus iliotibialis'te sonlanır, geri kalan 1/4'ü ise tuberositas glutea'ya

yapıştır. Uyluğun en kuvvetli ekstansörüdür ayrıca uyluğa dış rotasyon yaptırır. Kalça ekstansiyonuna ayrıca hamstring kas grubu da önemli katkıda bulunur. Nervous gluteus inferior tarafından innerve edilir.



Şekil 2-6 Kalça eklemi ve uyluk kasları, posterior görünüm (Sobotta Anatomi Atlası)

M. Tensor Fasciae Latae: Crista iliaca'nın ön kısmı, spina iliaca anterior superior (SIAS) ve bunun biraz aşağısından başlar. Fascia lata'nın lateral bölümü olan tractus iliotibialis'in iki yaprağı arasında, uyluğun üst ve orta 1/3'ünün birleştiği yerde sonlanır. Uyluğa fleksiyon ve bir miktarda iç rotasyon yaptırır. Uyluğun

abdüktörü olarak kabul edilen bu kas, tractus iliotibialis aracılığı ile bacağın ekstansiyonuna yardım eder. Nervous gluteus superior'dan innerve olur (Şekil 2-5).

M. Piriformis: Yassı piramit şeklinde bir kas olup, sacrum'un 2-4 segmentlerinin ön yüzünden ve spina iliaca posterior inferior çevresinden başlar. Pelvisi foramen ischiadicum major'den terk ederek, trochanter major'ün üst kenarında sonlanır. Plexus sakralisten gelen dallarla innerve olur (Şekil 2-6).

M. Obturatorius Internus: Foramen obturatorium'u kapatan ince fibröz membranın (membrana obturatoria), iç yüzünden ve bu membranın tutunduğu kemik kenardan başlar. Incisura ischiadica minor'den geçerken kas lifleri yön değiştirir. Fossa trochanterica'nın üst kısmında, trochanter major'ün iç yüzünde sonlanır. Kısmen musculus gemellus superior ve inferior'la kaynaşmış durumdadır. Plexus sacralisten gelen dallarla innerve olur (Şekil 2-6).

M. Gemellus Superior: Spina ischiadica'nın dış yüzünden başlar, m.obturatorius internus ile kaynaşarak trochanter major'ün iç yüzünde sonlanır. Plexus sacralisten gelen sinirlerle innerve olur (Şekil 2-6).

M. Gemellus Inferior: Tuber ischiadicum'dan başlar, m.obturatorius internus ile kaynaşarak trochanter major'un iç yüzünde sonlanır. Plexus sacralisten gelen dallarla innerve olur (Şekil 2-6).

M. Quadratus Femoris: Yassı dört köşeli oldukça kalın bir kastır. Tuber ischiadicum'un dış yüzünden başlayarak, crista intertrochanterica'nın üst bölümüne uzanır. En kuvvetli dış rotator olup, plexus sacralis'ten gelen dallarla innerve olur.

M. Obturatorius Externus: Membrana obturatoria'nın dış yüzeyinden başlayarak fossa trochanterica'da sonlanır. Nervous obturatorius'tan innerve olur.

Sartorius: Spina iliaca anterior superior'dan başlayarak, pes anserinus'ta sonlanır. Vücudun en uzun kasıdır. Kalça ve dize fleksiyon, uyluğa abduksiyon ve dış rotasyon hareketlerini yaptırır. Siniri, nervus femoralis'tir (Şekil 2-5).

M. Quadriceps Femoris: Uyluğa dış rotasyon ve adduksiyon yaptırır. Siniri, plexus sacralis'in dalı olan nervus quadratus femoris'tir. Dört kastan oluşur.

-M. Rectus Femoris: Spina iliaca anterior inferior kısma kasın direkt başı ve asetabulum anterior inferior kısmına kasın reflekte başı yapışır ve kalın bir kiriş halinde patella'nın bazisinde sonlanır. (Şekil 2-5). Kalça eklemine fleksiyon diz eklemine ekstansiyon yaptırır. Kalça eklemi fleksiyonuna en önemli katkısı, diz fleksiyondayken sağlar.

-M. Vastus Medialis: Labium mediale linea aspera ve septum intermusculare femoris mediale'den başlar, patella'nın iç kenarı ile tendo musculus quadriceps femoris'te sonlanır (Şekil 2-5).

-M. Vastus Lateralis: Labium laterale linea aspera ve septum intermusculare femoris laterale'den başlar, patella'nın iç kenarı ile tendo musculus quadriceps femoris'te sonlanır (Şekil 2-5).

-M. Vastus Intermedius: Femur proksimali ön ve dış yüzeyinden patella'nın üst kısmında, tendo musculus quadriceps femoris'te sonlanır (Şekil 2-5).

M. Biceps Femoris: Uyluğun arka ve dış tarafında bulunur. Caput longum ve brevis olarak iki adet başı vardır (Şekil 2-6). Kalçaya ekstansiyon yaptırırken, dize fleksiyon ve bacağı dış rotasyon yaptırır. Caput longum nervus tibialis'ten, caput brevis ise nervus peroneus (fibularis) communis'ten innerve olur.

Semitendinosus: Tuber isciadicum'dan başlar, tibia medial kondili'nin altında sonlanır. N.tibialis'ten innerve olur. Bacağa iç rotasyonu ile fleksiyon, kalça eklemine ekstansiyon yaptırır (Şekil 2-6).

Semimembranosus: Tuber isciadicum'dan başlayarak, tibia medial kondilinin arka kısmında sonlanır. Nervous tibialis'ten innerve olur. Bacağa iç rotasyon ile fleksiyon, kalça eklemine ekstansiyon yaptırır (Şekil 2-6).

Pes anserinus: M.gracilis, m.semitendinosus, m.sartorius'un tibiaya tutunma yerlerinde müştereken yaptıkları kaz ayağına benzer geniş aponevrozdur

2.1.4 Kalça Eklemi Nörovasküler Yapıları

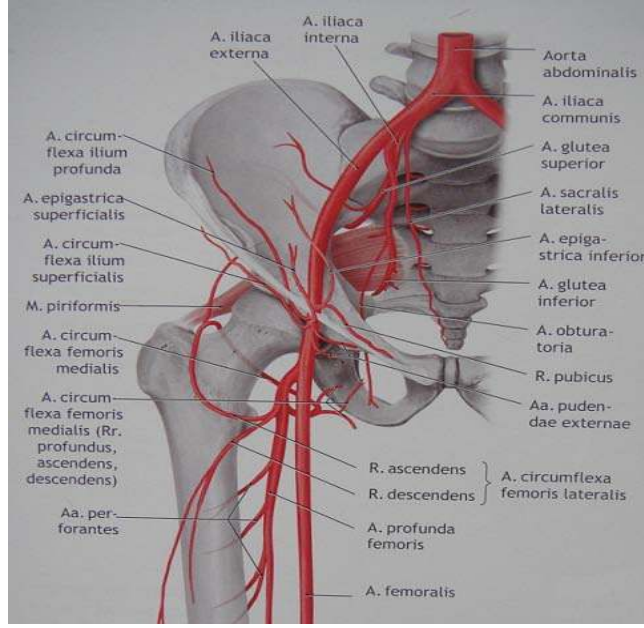
Vasküler Yapı :

Abdominal aorta L4 vertebra seviyesinde iki arteria iliaca communis'e ayrılır. Biraz aşağıda lumbosacral diskin yanlarında ise arteria iliaca communis, arteria iliaca eksterna ve arteria iliaca interna olmak üzere ikiye ayrılır (Şekil 2-7). Arteria iliaca interna inguinal bağın orta noktasının altından uyluğa girer ve bundan sonra arteria femoralis ismini alır.

Arteria Femoralis:

Arteria femoralis üst ön tarafta yüzeyel seyrederek. Alt bölümü ise musculus sartorius'un derininde bulunur. Arteria femoralis musculus psoas major, musculus pectineus ve musculus adduktor longus'un ön tarafında bulunur. Kapsülün hemen anterior ve medialinde seyrederek. Arteria femoralis kalça eklemi kapsülünden sadece iliopsoas tendonu ile ayrılacak şekilde anteromedialinden aşağıya doğru seyrederek. Kalça eklemi seviyesinde, femoral venin daha lateralinde olması

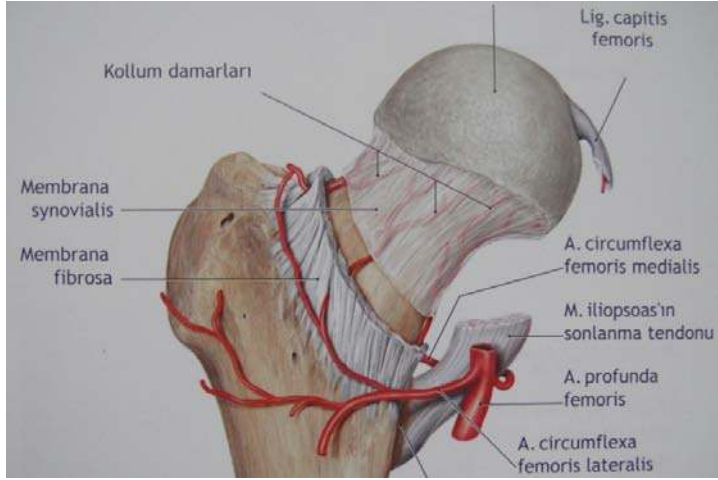
nedeniyle yaralanmaya daha açıktır. Femoral arterin iç tarafında femoral ven, dış tarafında ise nervous femoralis yer alır (Şekil 2-7,8).



Şekil 2-7 Kalça çevresinin vasküler görünümü
(Prometheus Anatomi Atlası)

Arteria Profunda Femoris:

Ana femoral arterden inguinal bağın yaklaşık 4 santimetre altında laterale ayrılır. Femoral arterin önce dış sonra arkasında biraz indikten sonra, adduktor pectineus ve longus kasının arkasından uyluğun arkasına geçer. Femoral arterden ayrıldıktan sonra başlangıç kısmında arteria circumfleksa femoris medialis ve lateralis dallarını verir.



Şekil 2-8 Kalça çevresinin vasküler görünümü
(Prometheus Anatomi Atlası)

Lateral ve Medial Circumfleks Arterler:

A.femoralis, inguinal bağın altında, laterale doğru arteria profundus femoris dalını verir. Daha sonra bu arter, lateral ve medial circumfleks arter dallarını vererek, femur üst ucu ve asetabulum kanlanmasının çoğunu sağlar. Bu iki arterin yanı sıra arteria obturatorius, arteria gluteus superior ve inferior, arteria profunda superior'un perforan dalları da kalçanın vasküler yapısına katılırlar. Medial circumfleks arter %30 oranında arteria femoralis profunda'dan fakat daha sıklıkla ana femoral arterden doğrudan çıkar.

İki aylık bir embriyoda, proksimal femura giden ekstrakapsüler circumfleks arterlerin her ikisi, asetabuler arter ve ligamentum teres arterleri mevcuttur. Medial ve lateral circumfleks arterler femur boyununun bazisi etrafında bir halka oluşturmak üzere anastomozlaşır. Halkanın medial, posterior ve lateral kısımları medial femoral circumfleks arter'in devamıdır. Halkanın anterior kısmı ise lateral circumfleks arter tarafından oluşturulur (Şekil 2-8).

Femur boynunun uzaması ve gelişimi ile lateral circumfleks arter büyük trokanteri, femur boynu anteriorunu ve metafizi büyük oranda besler ve intrakapsüler femur başı dolaşımına düşük oranda katılır. Femur başı beslenmesi ve dolaşımını büyük oranda medial circumfleks arter sağlar.

Arteria Circumfleksa Femoris Medialis:

İliopsoas ve pectineus kasları arasında içe doğru giderek uyluğun arkasına geçer. Collum femoris ve caput femoris'in hemen tüm dolaşımını sağlar.

Arteria Circumfleksa Femoris Lateralis:

Sartorius ve rectus femoris kaslarının derininden dışa doğru gider, uyluk dış bölgesi ve caput femorisi besler.

Ligamentum Teres Damarları (Arteria Centralis): Bu damarlar obturator arterin asetabular dalından ayrılırlar ve başın az bir kısmını delerler. Yaklaşık 18. ayda kapanan bu damarlar 7–8 yaşlarında tekrar kanalize olarak femur başı beslenmesine katılırlar.

Arteria Glutealis Superior:

Arteria iliaca interna'nın posterior bölümünün dalıdır. Asetabulumun posterior kolonu ile aralarında çevre yağ dokusu ve ekstrapéritoneal doku vardır. Kemikle aralarında 2 milimetrelik mesafe vardır.

Arteria Glutealis Inferior:

Arteria iliaca interna'nın anterior bölümünün dalıdır. Posterior kolona en yakın oldukları spina ischiadica ve incisura minör çevresindedir.

Nörolojik Yapı:

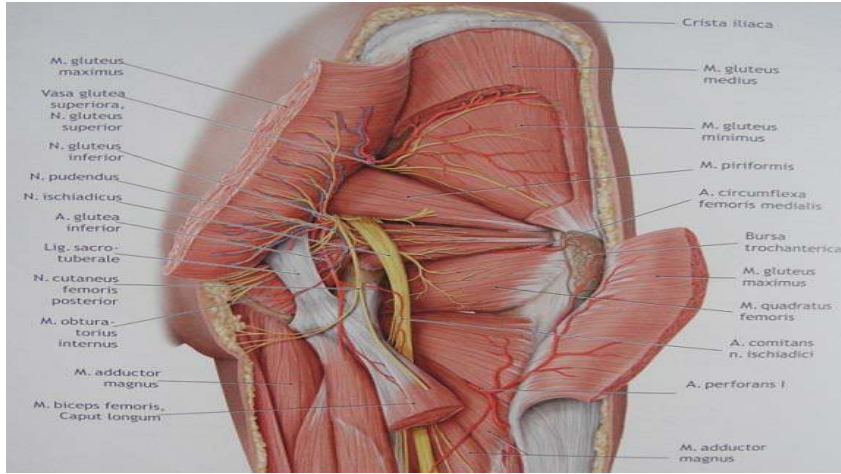
Siyatik Sinir:

L4-5 ve S1,2,3'ten gelen üst sakral pleksus köklerinin devamıdır. Siyatik sinir, aynı bağ dokusu kılıfı içinde; nervous tibialis ve nervous peroneus (fibularis) communis isminde iki periferik sinir içerir. Incisura ischiadica major'den geçerek pelvisten çıkmadan önce priform kasın anterior ve medialinden geçer. Trochanter major ile tuber ossis ischii arasından musculus obturator internus, musculus gemellus superior, musculus gemellus inferior, musculus quadratus femoris kasları üzerinden geçerek aşağıya doğru inerek, infrapiformis fossadan çıkar (Şekil 2-9). Asetabulum arka kolonunun posterolateral yüzünden geçer. Incisura ischiadica major'den geçerken nervous peroneus communis'e ait lifler lateralde yer alır bunun sonucu olarak da yaralanma riski artar. Olguların %10'unda siyatik sinirin iki komponenti (tibial ve peroneal) sakral pleksustan itibaren ayrıdır ve büyük siyatik çentik seviyesinde priformis kası tarafından bölünür.

Femoral Sinir:

Femoral sinir, L2,3,4 sinir köklerinin arka bölümlerinin birleşmesi ile oluşur. Femoral arterin lateralinde yer alır. Pelvis içinde iliopsoas kası üzerinde seyreder ve femoral üçgenin içerisinden uyluğu terk eder. Motor innervasyonlarını sağladığı kaslar, musculus iliacus, musculus pectineus, musculus sartorius ve musculus quadriceps'tir. Uyluğun anteromedialinin ve bacağın iç kısmının duyu innervasyonunu sağlar.

N. Gluteus Superior: L 4, L5, S1'in köklerinin dallarından oluşur, fossa suprapiriformis'ten aynı isimli arter ve veniyle birlikte geçerek gluteal bölgeye gelir. Damar paketiyle birlikte musculus gluteus medius ve musculus gluteus minimus arasında dışarıya doğru ilerler. İnnerve ettiği kaslar; musculus gluteus medius, minimus ve tensor fascia lata'dır.



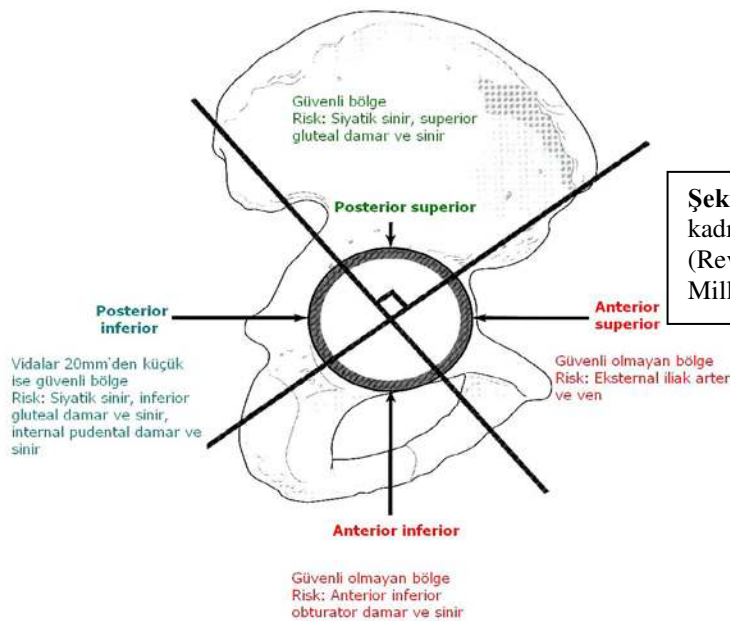
Şekil 2-9 Siyatik Sinir (Prometheus Anatomi Atlası)

N. Gluteus Inferior:

L5, S1, S2 köklerinin dallarından oluşur. Foramen infrapiriforme'den aynı isimli arter ve veniyle birlikte nervous ischiadicus; arteria, vena pudenda interna, nervous pudendus ile birlikte geçerek gluteal bölgeye ulaşır. Gluteal bölgede, musculus gluteus maksimus'un ön komşuluğunda aşağı ve dış yana doğru ilerler. Motor dallarını musculus gluteus maksimus'a, duyuşal dallarını ise kalça eklemi kapsülüne verir.

Anatomik Kalça Kadran Sistemi

Asetabulum ve femur proksimali çevresindeki sinir ve damarların anatomik yerleşimlerinin belirlenmesinde kullanılır. Bu sistemin kullanılması, asetabulum içerisindeki sabit referans noktalarına bağlı kalarak, pelvis içi yapıların yerlerinin belirlenmesine imkan sağlar. Buna göre; spina iliaca anterior superior'dan asetabulum merkezini birleştiren çizgi pelvisi anterior ve posterior; asetabulum merkezinden bu çizgiye çekilen dik çizgi ise pelvisi süperior ve inferior olmak üzere iki parçaya ayırır (Şekil 2-10). Posterior inferior ve posterior superior kadranların merkez bölgeleri en iyi kemik stoğunu bulundurur. Eksternal iliak arter, anterior süperior kadranın karşı yüzeyinde, obturator sinir ve arter ise anterior inferior kadranın karşı yüzeyinde seyrederek. Posterior superior kadranın karşı dış yüzeyinden siyatik sinir, superior gluteal sinir ve damarlar ; posterior inferior kadranın karşı dış yüzünden ise inferior gluteal arter ve pudental yapılar seyrederek.

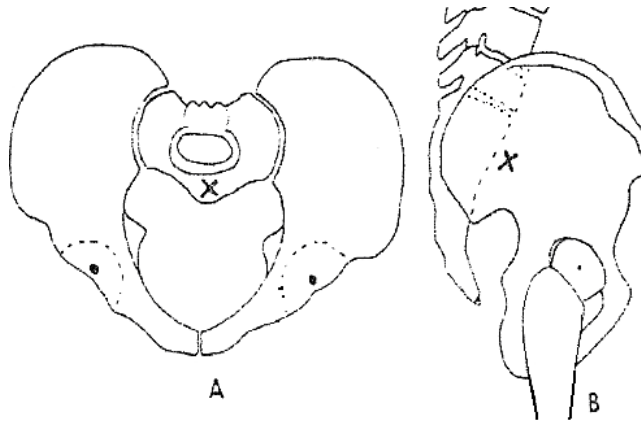


Şekil 2-10 Asetabuler kadran sistemi
(Review of orthopaedics, Miller, 2000)

2.2 KALÇA EKLEMİNİN BİYOMEKANİĞİ

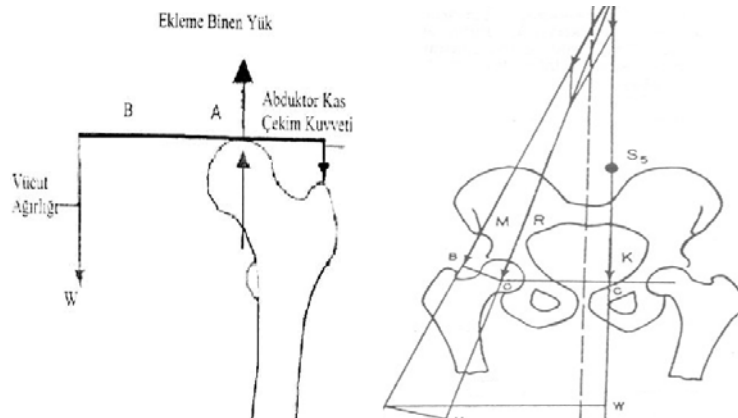
Kalça patolojilerinin tanı ve tedavisi için kalça biyomekaniğinin anlaşılması oldukça önemlidir. Artroplasti sonrası gelişebilecek yetmezlik durumunun en aza indirilebilmesi için biyomekaniğe uygun girişimlerde bulunulması gerekmektedir. Total kalça artroplastisine ait biyomekanik veriler kemik tespitinde kullanılan plak, vida ve çivi gibi implantların biyomekanik özelliklerinden farklılıklar içerir. Bu implantlar kısmi yük taşırlar ve sadece kemiğin kaynaması için gerekli bir sürede geçici yüklenmeye maruz kalırlar. Total kalça artroplastisinde kullanılan komponentler, vücut ağırlığının 3-5 misline eşit bir periyodik yüklenmeye yıllar boyu dayanmak zorundadır. Yürümenin fazlarının ve kişinin fiziksel aktivitesinin durumu ile değişiklikler göstermek üzere zaman zaman bu komponentlerin taşıdığı yük miktarı vücut ağırlığının 10-12 katına ulaşmaktadır.

Kalça biyomekaniğinde temel kavramlardan biri yükün aktarılması ile ilintilidir ve vücudun ağırlık merkezi, kalça eklemine arkasında, ikinci sakral vertebra önünde ve orta hattadır (Şekil 2-11).



Şekil 2-11 Ayakta dururken, ağırlık merkezi kalça eklem aksının arkasındadır (Campbell's Operative Orthopaedics 10. edition)

Vücut ağırlığı, vücut ağırlık merkezi ile femur başı merkezi arasındaki bir kaldıraç kolu vasıtasıyla kalça eklemi üzerinde yüklenme kuvveti meydana getirir. Abdüktör kaslar ise trokanter majörün laterali ile femur başı merkezini birleştiren bir kaldıraç kolu ile bu kuvvete eşit bir kuvvet uygular. Bu iki kuvvetin vektörel bileşkesi femur başına uygulanan toplam kuvvet vektörünü belirler (Şekil 2-12).



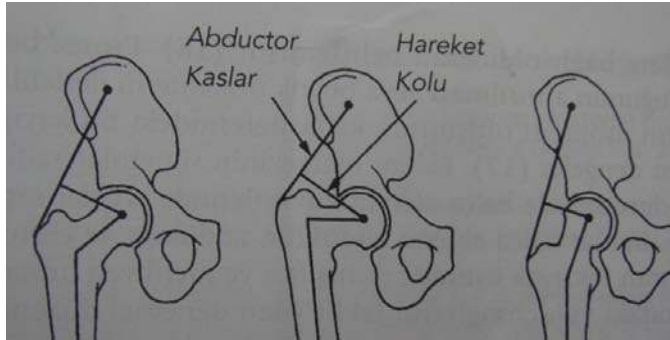
Şekil 2-12 Kalça eklemine etki eden kuvvetler (Tönnis, Congenital Dysplasia and Dislocation of The Hip in Children and Adults 1984)

Vücut ağırlığı kaldıraç kolunun uzunluğu, abdüktör kaldıraç kolunun yaklaşık üç katıdır. 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 tek taraf yerden kaldırıldığı zaman, tek tarafın ağırlığı gövde ağırlığına eklenir ve normalde tam gövdenin ortasından geçen ağırlık merkezi aynı tarafa kayar (Şekil 2-12). Dengeyi sağlamak amacı ile abdüktör kaslar karşı kuvvet ortaya koyarlar. Diğer taraftaki femur başına gelen yük iki kuvvetin toplamına eşittir (22-23). Yürüme esnasında kalça eklemine yansıyan maksimum temas yükü vücut ağırlığının yaklaşık 3,5-5 katıdır (24). Düz bacak kaldırmanın femur başına uyguladığı kuvvet de tahminen vücut ağırlığının 3 katı kadardır. Çeşitli çalışmalarda yürüme ve koşma sırasında bu oranın 10 misline kadar çıktığı gösterilmiştir. Böylece aşırı vücut ağırlığı ve artmış fiziksel aktivitelerin femoral komponente gelen gevşetici, eğilmeyi artırıcı ve femoral komponentin kırılarak yetmezliğine yol açan aşırı yüklenmelere neden olabileceği belirtilmiştir.

Kalça eklemine uygulanan yüklenmeler sadece koronal planda değildir. Ağırlık merkezi ikinci sakral vertebra'nın hemen önünde ve kalça eklemine arkasında olduğu için (Şekil 2-11), sagittal planda femoral stemin arkaya eğilmesine yol açan kuvvetler de etkilidir. Kuvvet kolundaki değişiklikler, kalça eklemine binen yüklerde farklılıklara neden olur. Osteoartritli hastalar kalçaya binen yükü azaltmak için, tutulan kalça tarafına doğru eğilerek ağırlık merkezini laterale, başın merkezine doğru kaydırırlar. Bu şekilde kuvvet kolunun uzunluğu

azaltarak, kalça eklemine binen yükü de azaltabilmek mümkündür. Ayrıca bu mekanizma ile abdükör kol kısaldığı için abdükör gerginlikte azalma olur.

Baş boyun açısında azalma (varus kalça) abdükör kasların mekanik avantajını artırır (Şekil 2-13). Belirli bir boyun uzunluğu için baş boyun açısı azaldıkça (boyun daha horizontal hale geldikçe) medial baş “off-set”i arttığı için eklem temas kuvvetleri azalır. Tam tersine femur boynunun kısa veya normalden dik eğimli olması baş “off-set”inde azalmaya neden olur bu ise daha büyük abdükör kuvvetlere ihtiyaç doğmasına neden olarak eklem reaksiyon kuvvetinde artış meydana gelir (25). Sonuç olarak hasta ağırlık merkezini eklemeye yaklaştırmak için o tarafa doğru vücudunu eğerek, kalçaya binen yükü azaltmaya çalışır ve sendeleyerek yürüyüş tarzı ortaya çıkar.



Şekil 2-13 Farklı boyun açılarının eklemeye etkisi
Juddy Weik, The Adult Hip. J.J Callaghan. Türkçe 2. basım)

Charnley’e göre; asetabuler komponentin biraz daha derin konulmasıyla (femur başının merkezileştirilmesi) vücut ağırlığı kaldıraç kolunun kısaltılması ve osteotomize edilen trokanter majörün daha laterale tespit edilmesiyle abdükör

mekanizma kaldıraç kolunu uzatılması, kalça artroplastisinde kritik öneme sahiptir. Böylece vücut ağırlık momenti azaltılarak abdüktör mekanizmanın dengelemesi gereken yük miktarı, dolayısıyla abdüktör kaslara binen kuvvet azalmış olur. Osteoartritte genellikle femur boynu kısalmış olduğundan abdüktör kaldıraç kolu kısalmıştır. Gelişimsel kalça displazililerin çoğunda, dış rotasyon deformitesi nedeniyle trokanter majör posteriora kaymış ve abdüktör kas kaldıraç kolu kısalmıştır. Artritlik kalçalarda her iki kuvvet kolunun birbirine eşitlenmesi kalçaya olan yüklenmeyi yaklaşık olarak % 30 oranında azaltır.

Bu biyomekanik felsefeden yola çıkarak, subkondral kemik korunarak asetabular komponentin yeterince kaplandığı yere kadar asetabulumun oyulması ve femoral komponentin “off-set”inin göreceli olarak uzatılması pratikte daha çok başvurulan yöntemlerdir.

Eklem üzerine etkili kasların hareket oluşturma kapasitelerine kalça merkezinin anatomik pozisyonundaki değişikliklerin etkilerini hesaplamak için matematiksel modeller geliştirilmiştir (24,26,27). Bu analizlerde, eklem merkezi mediale, inferiora ve anteriora doğru kaydırıldığında eklem reaksiyon kuvvetinin çok azaldığı belirtilmiştir. Bu pozisyon, abdüktör kasların moment oluşturma kapasitelerini maksimum hale getirir. Eklem merkezinin superiora yer değiştirmesiyle biyomekanik olarak kötü fonksiyonel sonuçların alındığı görülmüştür (28).

2.3 KALÇA ARTROPLASTİSİNDE KULLANILAN BİYOMATERYALLER

Tek başına ya da bir sistemin parçası olarak kullanılmasıyla herhangi bir doku, organ, ya da vücut işlevi üzerinde iyileştirici fonksiyonları artırıcı etki gösteren ya da bunların yerine geçen; ilaç olmayan sentetik ya da doğal kökenli herhangi bir madde ya da birden fazla maddenin kombinasyonu biyomateryal olarak adlandırılır (29). İnert materyalin tanımı yapılacak olursa, komşu dokuların yaşamsal fonksiyonlarını bozmayan, yerleştirilmesine neden olan travmaya karşı olandan daha fazla inflamatuvar yanıt oluşturmeyen, fibröz ve kemik doku oluşumunu etkilemeyen materyal olarak tanımlanabilir (30). Günümüzde yaygın olarak kullanılan yüksek molekül ağırlıklı polietilen ve bununla eklem yapan metal implant kombinasyonu total eklem artroplastisinde yıllardan beri yaygın olarak kullanılmaktadır. Charnley'in kullandığı paslanmaz çelik yerini, güncel metal olan kobalt ve titanyum içeren güçlü ve kullanışlı alaşımlara bırakmıştır. Yıpranmaya karşı daha dayanıklı olan kobalt-krom-molibden alaşım, genellikle yük taşıyan yüzeylerde kullanılırken, elastisitesi kemiğe yakın olan ve potansiyel olarak komşu kemik dokusunda daha az stres hasarı yapan titanyum alaşımlar kalça femoral stemleri ve diz tibial komponentlerinde tercih edilmektedir. Alüminyum oksit ve zirkonyum oksit gibi seramiklerin kullanılması, polietilenle olan sürtünme ve aşınma özellikleri mükemmel olduğu için giderek yaygınlaşmaktadır.

Artroplastinin daha iyi analaşılabilmesi ve ortak bir terminolojinin kullanılması için bazı tanımlamaları bilmek gerekmektedir (31), bunlar;

Stress: Birim alana düşen yük miktarıdır. Materyal boyutlarının etkisini sıfırlamak için yük, materyalin kesitine bölünür, çıkan sonuç stres olarak adlandırılır.

Strain: Gerilme olarak tanımlanabilir. Bir materyalin boy uzunluğundaki değişimin materyalin orijinal boyuna oranına strain denir.

Uzama-Elongasyon: Bir gerilme kuvveti karşısında gösterilen deformasyon olarak tanımlanabilir. Başlangıç deformasyonu elastik özellikte olup izin noktasından sonra plastik deformasyon başlar.

Esneklik Katsayısı: Materyallerin sertliği ya da katılığının ölçüsü olup, uygulanan stresin kuvvet yüzünde yarattığı deformiteye bölünmesiyle elde edilen sayısal değerdir. Elastik modülüs veya Young's Modulus'ü olarak ifade edilebilir. Yüksek esneklik katsayısı materyalin sert olduğunu düşük esneklik katsayısı ise materyalin esnek olduğunu gösterir.

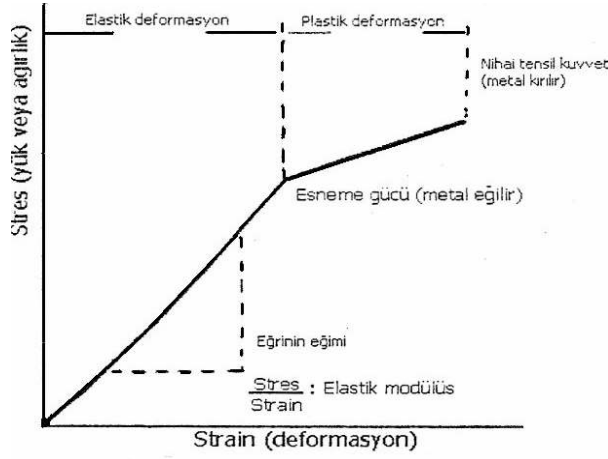
Elastik Limit: Kalıcı deformasyona uğramadan bir materyalin karşı koyacağı maksimum strestir. Elastik limit değerleri içinde, yük ortadan kalktığında materyal ilk haline döner (Sekil 2-14).

Deformasyon Gücü: Elastik deformasyonun bitip, plastik deformasyonun başladığı strestir (Sekil 2-14).

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

Dayanıklılık: Bir maddenin kırılmadan deforme olarak enerji absorbe etme kabiliyetidir.

En üst gerim kuvveti: Bir materyalin, kırılmadan tek bir uygulamaya dayanabildiği maksimum strestir (Sekil 2-15).



Şekil 2-14 Yük-deformasyon diyagramı (Campbell's Operative Orthopaedics, 2007, Türkçe Baskı)

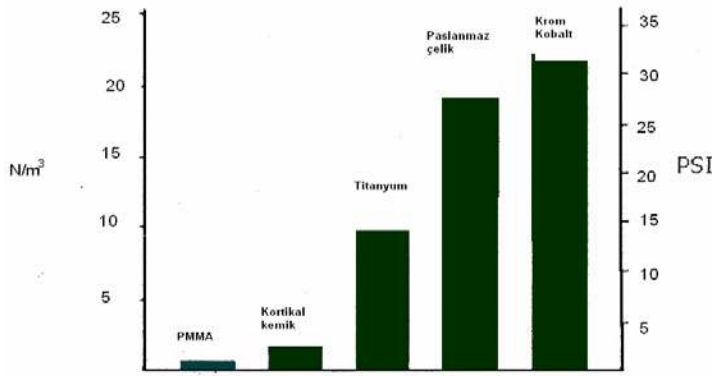
Yorgunluk kırığı: İzin kuvvetinin altında tekrarlayan yük uygulamaları ile bir metalde meydana gelen kırıktır.

Yorgunluk kuvveti: Genel olarak 5-10 milyon siklüs sonunda bir metalin kırılmadan dayanabildiği maksimum siklus yüküdür.

Yorgunluk ömrü: Bir metalin belli bir siklik kuvvete kırılmadan dayanabildiği siklus sayısı olarak tanımlanır.

Yorgunluk limiti: Bir metalin kırılmadan dayanabildiği siklus sayısıdır.

Artroplastide kullanılan implantlar için bilinmesi gereken diğer bir kavram da korozyondur. Korozyon implantı zayıflatan ve aynı zamanda metal iyonunun açığa çıkmasına neden olan elektrokimyasal bir reaksiyondur. Korozyon parlatılmış yüzeylerde daha az görülür. Çimentolu bir komponent için ideal metal, yüksek yorulma gücü, yüksek esneme gücü ve yüksek dayanıklılığı olmalıdır. Bu durum, kemiğe yakın değerlerdeki elastik modülüs değeri nedeniyle aktarılan yükün kemikle beraber uygun şekilde paylaşılmasını sağlar. İdeal çimentosuz bir stem ise düşük elastik modülüse sahip olmalıdır. Böylece kemikle beraber yükü paylaşabilir (Şekil 2-15).



Şekil 2-15 Materyaller ve elastik modülüsleri (Campbell's Operative Orthopaedics, 2007, Türkçe Baskı)

Metaller:

Ortopedik implantlarda kullanılan metal alaşımlar günümüzde, başlıca demir içerikli (paslanmaz çelik), kobalt içerikli ve titanyum içerikli metal alaşımlar olarak kullanılmaktadır. Total eklem replasmanında başlıca kullanılan

metal alaşım sistemleri, Co-Cr-Mo metal alaşımları ve titanyum metal alaşımlarıdır. Metaller kristal yapılardan oluşmaktadır ki fiziksel ve kimyasal özelliklerini belirleyen bu kristal yapılardır.

Metal bir implantın kırılması hastanın ağırlığı ve aktivitesi, komponentin tespit şekli, dizaynı, büyüklüğü, hangi metalden yapıldığı gibi pek çok değişkene bağlıdır. Ancak en önemli faktör metalin dayanıklılığıdır. 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 direnci de o kadar fazladır.

Paslanmaz elik, içerdiği kromun oluşturduğu kromoksit tabaka nedeniyle korozyona dirençlidir. Ancak en önemli dezavantajlarından biri yorulma g azdır. Günümüzde özellikle çimentosuz femoral komponentlerde yerini titanyum ve kobalt alaşımlar almıştır.

Artroplastide en geniş kullanımlı alaşım, kobalt-krom-molibdenium'dur. Yüksek kuvvetli materyallerdir. Korozyona direnç gösterirler. Yüksek aşınma dirençleri dolayısıyla yüzey eklemlēştirme uygulamaları için idealdirler.

Titanyum bazlı metal alaşımların, korozyon dayanıklılığı klorlu ortamda mükemmel olup paslanmaz elik ve kobalt alaşımlardan daha iyidir. Titanyumun sertliği kortikal kemiğin beş katıdır. Elastik modülüsleri düşüktür. Femoral stem olarak imento ile birlikte uygulanırsa çimentoya binen yük artar. Ortopedide kullanılan temel alaşım şekli titanyum-alüminyum-vanadyum'dur. Düşük aşınma direnci ve yüksek sürtünme katsayısı nedeniyle titanyum-titanyum eklemler tercih edilmemektedir (32).

Seramikler:

Eklem yüzeyi olarak seramikler Alüminyum Oksit (Alumina) ve Zirkonyum Oksit (Zirconia) seramikleri şeklinde karşımıza çıkar. Alüminyum ve diğer oksitlenmiş seramikler göreceli inert, kuvvetli, sert, aşınmaya dirençli ve iletken olmayan sentetik biyomateryallerdir. Kararlı oksitler oldukları için protez başlarda pürüzlenmeye yol açabilen oksidatif aşınmaya neden olmazlar. Aşınmaya dirençli ancak kırılmandır. Eklem yüzeylerinde kullanılırlar. Metal polietilen sürtünmesine göre seramik polietilen aşınma 3-16 kez daha az rapor edilmiştir (33). Metallere göre daha sert ve kırılmandır. Sert olmaları sürtünme açısından bir avantaj meydana getirmektedir (34) fakat yüklenmelere karşı toleransları fazla değildir, zirkonyum oksit, alüminyum oksite göre daha dayanıklıdır ve darbeleri absorbe etme özelliği daha fazladır. Günümüzde seramik-metal yüzeyin aksine, seramik polietilen veya seramik seramik yüzeyler daha çok tercih edilirler (35-36).

Ultra Yüksek Molekül Ağırlıklı Polietilen (UYMAP)

1962 yılında John Charnley yüksek moleküler ağırlıklı polietileni kullanmıştır (37,38,39). Çok yüksek moleküler ağırlıklı polietilen, etilenin polimerizasyonu ile elde edilir UYMAP yüksek moleküler ağırlıklı polietilene göre kimyasal ve mekanik olarak daha kuvvetlidir. Bu özelliği belirleyen temel faktör yüksek moleküler ağırlıktır (40,41).

İnvitro yüksek moleküler ağırlıklı polietilenlerin gerçek aşınma hızının 0,3-10,2 miligram/yıl olduğu saptanmıştır (42). UYMAP polimerlerde kristal ve

amorf olmak üzere heterojen iki fiziksel yapı birlikte bulunur. Polimere dayanıklılığı sağlayan kristal yapıdır. Kristal yapı yüksek sıcaklıkta daha zayıf ve aşınmaya meyilli olan amorf hale dönüşebilir. UYMAP' nin çarpaz bağlı bu hali, aşınmayı azaltan bazı mekanik değişikliklere yol açar (43). Yüksek çarpaz bağlı UYMAP'de polimerin aşınma dayanıklılığı daha çok artar (44,45). Çarpaz bağlar, polietilene uygulanan radyasyon sonrası oluşan serbest radikaller arasında meydana gelmektedir. Geriye kalan serbest radikaller oksidasyona uğrar. Bu istenmeyen ve polietilenin dayanıklılığını azaltan etkiyi asgariye indirmek için ışınlama sonrası UYMAP ısıtılarak çarpaz bağlanma işleminin kolaylaştırılması sağlanır. Çok yüksek molekül ağırlıklı polietilen ile seramik baş kombinasyonu, metal kombinasyonlarına göre aşınmaya karşı daha dayanıklıdır. Artroplastide polietilenin kalınlığı azaldıkça temas stresi artar. Yapılan bir çok çalışmada, polietilenin 5 mm'nin altındaki kalınlıklarda ekleme gelen stresleri tam olarak karşılayamadığı için ideal polietilen kalınlığının 5 mm'den daha fazla olması gerektiği vurgulanmıştır (46,47).

Polimetilmetakrilat (PMMA), Kemik Çimentosu

Diğer bir adı da akrilik sement olan kemik çimentosu, artroplastide; komponentlere doğru pozisyon vermek ve komponentlerin kemiğe sağlam bir şekilde tespit edilmesini sağlamak amacıyla kullanılır. PMMA sıvı ve toz bileşenler içermekte olup, ameliyathanede hamur kıvamına gelene kadar karıştırıldıktan sonra protezi yerleştirmeden önce kullanılır. Toz kısımda; prepolimerize polimetilmetakrilat, metilmetakrilat, reaksiyon başlatıcı (dibenzoil

peroksid), baryum sülfat, zirkonyum oksit gibi radyoopak maddeler ve bazen gentamisin sülfat gibi antibiyotikler bulunurken, sıvı kısımda; metilmetakrilat, reaksiyon hızlandırıcı (dimetilparatoludin) gibi çimentonun hızlı katılaşmasını sağlayan amin hızlandırıcıları ve depolama anında sıvı kısmın kendiliğinden polimerizasyonunu engelleyen hidrokinon gibi stabilizatör bulunur. Akrilik kemik çimentosunun temel bileşeni metilmetakrilat (MMA) olup, bir metakrilik asit esteridir. Polimerize olmamış PMMA tozunun MMA monomeri ve benzoil peroksid başlatıcısı ile karıştırılmasıyla oluşan hamur kıvamındaki materyalin yavaşça sertleşerek cama benzer bir materyale dönüştüğü 1930’larda keşfedilmiştir.

Sıvı bileşen toz bileşen ile temasa geçtiğinde akrilik çimentonun kıvamlaşmasında dört temel basamak vardır. Bunlar; karışma periyodu, bekleme periyodu, çalışma periyodu, sertleşme ve kıvamlaşma periyodudur. Tüm bu aşamalar iyi bilinmeli ve çimentolama bu bilgiler ışığında yapılmalıdır. Çimentolama sırasındaki en yaygın problem, çimento taneciklerinin arasına sıkışan hava nedeniyle kemik çimento içerisinde oluşan gözenekleşmedir. Ayrıca çimentodaki antibiyotik gibi katkı maddeleri ve opak maddeler de çimentoda zayıflamaya neden olmaktadır (48,49,50,51). Gözenekleşmeyi önlemede en etkin yöntem santrifüj ve vakumlu karıştırma teknikleridir (52). Çimentonun uygulanırken stres noktalar oluşmaması için mümkün olduğu kadar kan, kemik gibi yabancı maddelerle kontaminasyonu engellenmelidir. MMA monomerleri, PMMA’ya dönüşürken hacimde azalma, büzüşme, görülür; aynı zamanda

ekzotermik bir reaksiyon olan polimerizasyon nedeniyle ortaya çıkan ısı da çimentoda genişlemeye yol açmaktadır (53,54).

Enfekte eklemlere tedavi amacıyla veya primer artroplastide profilaksi amacıyla antibiyotikli çimento kullanılabilir. PMMA implant üretiminde kullanılan ultra yüksek molekül ağırlıklı polietilen gibi diğer polimerler ile karşılaştırıldığında yüksek modülüs ve düşük şekillenebilirlik özelliklerine sahip bir materyaldir. Çimento kompresyon kuvvetlerine dayanıklıyken makaslama ve tensil kuvvetlere karşı zayıftır. Özellikle köşeli implantlar yuvarlak olanlara göre daha fazla stres yarattığı için çimento uygulamalarında yuvarlak kesitliler tercih edilir. Eğer çimento sertleşmesi esnasında basınç yapılmazsa mikrokavitasyon olmaz. Çimento kemik trabekülleri arasına tam giremez. Kemik-çimento ara bölgesi ömrüne etkili önemli bir faktör metali saran çimentonun proksimal ve distalde uniform kalınlıkta olmasıdır. Bugün kabul edilen ideal kalınlık 2-3 mm olarak belirlenmiştir (55). Çimento uygulaması sırasında hipotansiyon, hipoksi ve kardiyak arrest, yağ embolisi, pulmoner emboli gibi komplikasyonlar görülebilir (56,57). Metilmetakrilat monomerlerinin sistemik dolaşıma geçmesi (polimerize olmamış monomerlerin sitotoksik ve lipolitik etkileri), periferik vazodilatasyonun oluşması başlıca bu komplikasyonlardan sorumludur.

2.4 ÇİMENTOSUZ TOTAL KALÇA ARTROPLASTİSİ

Total kalça artroplastisi komponentlerinin birincil amacı; eklem kesişim yüzeyindeki ağırlık kaldırma kalitesini ve fiziksel geometriyi yeniden normale dönüştürerek ağrının giderilmesi ve kalça ekleminin fonksiyonlarının iyileştirilmesidir. Tüm bu komponentlerde olması gereken başlıca özellikler; basitlik (hem tasarım hem de kullanım açısından), minimal kayıp (sağlıklı doku kaybının minimal seviyede tutulması), üretilebilirlik, maliyet, güvenilirlik, dayanıklılık, uygulanabilirlik şeklinde sıralanabilir. Total kalça artroplastisi, femur medullasına yerleştirilen bir femoral komponent ile asetabulumaya yerleştirilen asetabular komponentten oluşur. Bu komponentler yerleştirilirken çeşitli tespit yöntemleri kullanılarak tespit edilirler. Bu yöntemler; çimento, içe büyüme, “pres-fit” ve adezyon şeklinde sıralanabilir.

İçe büyüme yöntemi ile tespit edilmiş komponentlerde, içe büyümenin kaliteli bir şekilde gerçekleşmesi, implantın ömrüyle yakından ilişkilidir. İçe büyüme terimi, implantın yapısında bulunan gözenekler (porlar) içinde gerçek kemik oluşumu ve gözenekli yüzeyde büyüyen kemik spekülasyonu anlamına gelmektedir. Cerrahi işleminden bir hafta sonra poroz kaplı yüzey çevresinde intramembranöz kemik oluşumu, üç hafta sonra da örgü kemik oluşumu görülür. Daha sonra lamellar kemik remodelizasyonu görülür. Kemik iliğinin oluşumu ise altı haftayı bulur (58) . Mikro hareketlerin olduğu nadir alanlarda kallus ve endokondral kemikleşme görülebilir. Kemik içe büyümesi yerine sadece fibröz doku içe büyümesini sağlayan implantlar fonksiyonel olarak iyidir. Ancak kemik içe

büyümesi yapanlar kadar kalıcı değildirler. Yapılan çalışmalarda gözenek boyutu için ortalama değerin 100-400 µm arasında olması gerektiği gösterilmiştir. Poroz yapılar arasında kemik gelişimi ve potansiyel mineralize kemik penetrasyonunun sağlanabilmesi için minimum 150 µm aralığın ideal olduğu saptanmıştır. Bu vaskülarizasyona olanak sağlayan minimum aralıktır. Porlar arası mesafe 5-50 µm ise implanta doğru fibröz penetrasyon oluşmaktadır. Yapılan çalışmalarda uygun kemik penetrasyonunun olduğu ideal por aralığı 50-500 µm arasında olduğu saptanmıştır (59) .

Çimentosuz protezlerle ilgili önemli diğer bir husus da protez ile kemik yapı arasındaki mesafedir. İmplant kemik arasındaki mesafenin, kemik içe büyümesini olumsuz yönde etkilediği ve fibröz doku oluşumuna neden olabildiği gösterilmiştir. Kemik ile protez arasındaki mesafenin 1,5-2 mm'nin üzerinde olduğu durumlarda, kemiğin implanta olan penetrasyonun zor olduğu gösterilmiştir (122).

Çimentosuz total kalça artroplastisinde, günümüzde yaygın olarak kullanılan “press-fit” tespit yöntemi, komponentin makrogeometrik niteliklerinin doğrudan sert doku bitişmesiyle sabitlenmesi esasına dayanır. Odunun içerisine çakılan bir çivi “pres-fit” tespitin daha iyi anlaşılması için örnek olarak verilebilir. Tespit yöntemi olarak, “pres-fit” yöntemin uygulandığı yüzeyler, birbirleri üzerinde bir elastik deformasyon kuvveti ve bunun sonucunda da birbirlerinde yüksek strese yol açan elastik geri tepme kuvveti uygularlar. Kemik viskoelastik bir maddedir. Viskoelastisite de kemiğin zamanla azalacak olan elastik geri tepmesini ifade eder. Tespitten yaklaşık on iki hafta sonra implant

kemik osteointegrasyonu tamamlanınca ‘‘pres-fit’’ kavramından artık bahsedilemez.

Adezyon ile tespit yönteminde, implant üzerine uygulanan adezyon yapacak kaplama materyalinin, kemik doku üzerine göstereceği osteointegrasyon özelliği esas alınır. Adezyon, kemiğin implanta tutunurken biyouyumluluğunu artıracak maddelerin varlığıyla açıklanabilir. Kapsamlı olarak en çok incelenen iki materyal kalsiyum hidroksiapatit (CaHAP) ve trikalsiyum fosfattır (TCP). Bu materyallerin metal substratlar üzerine ince bir şekilde kaplanması, implantın gücünü korurken; çevre kemik ile de biyouyumlu yüzey oluşturulmasına ve kemiğin biyolojik integrasyon kapasitesinin artmasına neden olur. Kaplanmış implantlardan alınan histolojik kesitlerde, implant yüzeyinin tamamında araya giren fibröz membran olmadığı ve doğrudan kemik ile implant temasının sağlandığı gözlenmiştir (60,61). Bu düzeyde bir kemiksel birleşim poroz ya da düzgün yüzeyli metal implantlarda nadiren görülür. Günümüzde yaygın olarak kullanılan bu kaplama materyallerinden TCP, CaHAP’ye oranla daha hızlı absorbe olur. Kaplamalar plazma sprey tekniği ile hazırlanır. Kaplama işlemi yapılırken, kalın kaplama elde edilirse bu durum materyalde, makaslayıcı kuvvetlerin artması sonrası yorgunluk yetmezliğine neden olabilir. (62). Bu nedenle kaplama için ideal kalınlık 50-75 µm arasında olmalıdır (63). Erime ve ilave partikül yıkıntısının neden olduğu osteoliz, bu kaplama materyallerinden en sık olarak kullanılan CaHAP’ın en büyük dezavantajıdır (64,65).

Kemiğe stres taransferi

Wolf Kanunu'na göre, kemiğin; üzerine gelen kuvvetlere karşı iyi uyum sağladığı ve bu kuvvetlere en iyi yanıtını yapısını değiştirerek verdiği gösterilmiştir. Yüksek strese maruz kaldığı yerlerde kitlesi artmakta, az strese maruz kaldığı yerlerde ise kitlesi azalmaktadır. (66,67).

Stres kalkanı çimentosuz poroz kaplı, sıklıkla geniş ve sert, femoral komponentler kullanıldığında tüm yükün büyük kısmının proteze aktarılması sonucu sıklıkla proksimal femurda görülen bir tür az kullanım osteopenisidir. Femoral stemin yapıldığı materyal, geometrisi ve büyüklüğü, tespitin metodu ve stemin uzunluğu, femura olan stres transferini önemli ölçüde etkilemektedir. Bunun klinik uygulamada total kalça artroplastisine en önemli etkisi; “stres shielding” yani stres kalkanı oluşumudur. Stres kalkanı sonrası ortaya çıkan adaptif kemik “remodeling”i implantın desteğini azaltarak, gevşemeye, femur ya da stemde kırılmaya neden olabilmektedir. Poroz kaplı femoral endoprotez sonrası kemik atrofisi, implant tespitini gösteren olumlu bir durumdur. Femoral implant iyi osteointegre olmadığı zaman proksimal kemik atrofisi izlenmemektedir .

Stemin elastik modülüsünün azalması, uygulanan stresin kemiğe daha fazla aktarımına neden olur ve böylelikle stres kalkanının oluşması da azalır. Çimentonun elastik modülüsü kemikten daha az olduğu için, çimentolu stemlerde yk kemiğe oranla çimentoya daha fazla aktarılır. Bunun sonucu olarak, çimentolu protezlerde çimentonun etrafında kabuk şeklinde yeni bir kemik dokusu oluşurken bitişik femoral kortekste osteopeni görülebilir (68).

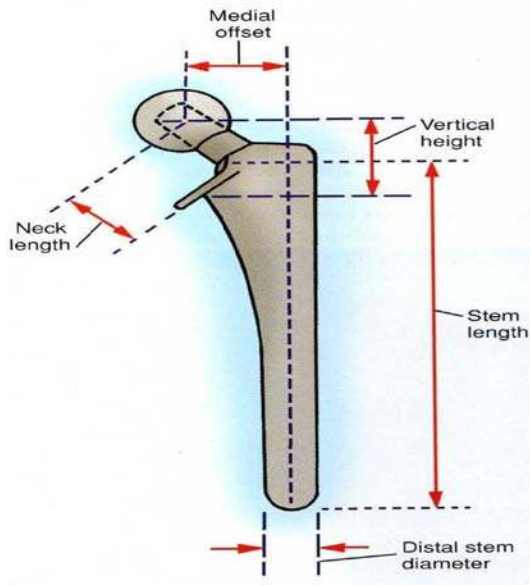
Proksimali poroz kaplı stemler, tamamı poroz kaplı stemlere göre daha az osteopeniye neden olmaktadır. Stemin geometrik şeklinin farklılığı stres kalkanı oluşumunda önemli olduğu görülmüştür. Örneğin distale doğru inceleme gösteren femoral komponentlerde, stres kalkanı oluşma oranının düştüğü; dolayısıyla proksimal kemik atrofisinin az olduğu gösterilmiştir (69). Bu durumla yakın ilişkili diğer bir faktör de stemin çapındaki değişikliklerin stres kalkanı üzerine etkisidir. Stemin eğilme sertliği, çapının dördüncü kuvvetiyle doğru orantılı olduğu için stem çapındaki minimal artış stemin elastiki rijiditesinde çok daha fazla değişime yol açar. Yapılan çalışmalarda 14 mm'den büyük çaplı poroz kaplı metalik stemlerde, stres kalkanı miktarının fazla olduğu; bu çapın altındaki stemlerde ise stres kalkanı miktarının daha az olduğu tespit edilmiştir (68,69).

Femoral stem, femura ne kadar fazla yerden sıkıca oturmuşsa ve sıkı kemikleşme oluşturmuşsa, stres kalkanı oluşturma kapasitesini de o kadar artırmıştır. Klinik olarak kabul edilebilecek stres kalkanı miktarını belirlemek zordur. Ancak bir süre sonra bu kemik kaybının dengelendiği ve iki yıldan sonra minimum düzeylere indiği tespit edilmiştir.

2.4.1 Çimentosuz Femoral Komponent

Femoral komponentler, artroplasti uygulanacak olan patolojik kalçada femoral baş ve femoral boynun yerine geçen, trokanter majör ile minör arasındaki kemik dokuların biyolojik şekline uygun olarak dizayn edilmiş materyallerdir. İdeal femoral rekonstrüksiyon, femur başının normal rotasyon merkezinin biyolojik şekline uygun olarak tekrar oluşturulması prensibine dayanır. Rotasyon

merkezinin oluşturulmasında, femoral steme ait başlıca üç faktör göz önüne alınmalıdır. Bunlar, dikey yükseklik (dikey ‘offset’), medial mesafe (medial ‘offset’) ve femur boynu versiyonu (anterior ‘offset’) şeklinde sıralanabilir (şekil 2-16).



şekil 2-16 Femoral komponentin özellikleri (Campbell’s Operative Orthopaedics, 2007, Türkçe Baskı)

Günümüzde kullanılan femoral stemlerin boyun uzunluğu genellikle 25-50 mm arasındadır. Femur başı merkezi ile stem sapının uzun eksenini boyunca çizilen aks arasındaki mesafe medial “offset” olarak tanımlanabilir. Total kalça artroplastisinde medial “offset” in uygun ayarlanamaması abdüktör kasların kuvvet kolunun kısılmasına yol açabilir. Bunun sonucu olarak da ekleme binen yük artmaktadır. Sonuçta ekleme erken aşınma ve yürürken topallama meydana gelebilir. Uzun medial “offset” varlığında ise steme binen iş yükü artar ve stemde kırılma meydana gelebilir.

Femoral komponentin versiyonu, femur boynunun koronal plandaki oryantasyonunu gösterir. Anteversiyon ve retroversiyon olmak üzere iki kavramla ifade edilir. Femur boynu; ayaklar tam öne bakarken koronal planda 10- 15 derece anteversiyona sahiptir. Artroplasti sonrası aşırı retroversiyon posterior kalça çıkığına neden olabilirken aşırı anteversiyon ise anterior kalça çıkığına neden olabilir.

Çimentosuz femoral komponentler çeşitli geometrik yapılarda dizayn edilerek, temel olarak; yaygın veya kısmi poroz kaplı, kumlanmış, pürüzlü, hidroksiapatit kaplı şeklinde uygulanmaktadırlar.

Poroz kaplı femoral stemlerin osteointegrasyonunun, güvenilir ve başarılı bir tespit formu olduğu kanıtlanmıştır. Tartışma konusu olan; stemin sertliği, geometrisi, poroz yüzeyinin genişliği gibi özellikleridir. Çimentosuz femoral komponentlerin üretiminde başlıca iki materyal öne çıkmıştır. Bunlar, pür titanyum boncukları veya kafesiyle kaplı titanyum alaşımlar ile ısı ile yüzeyi boncukla kaplanmış kobalt-krom alaşımlar şeklinde sıralanabilir.

Titanyum; iyi biyouyumu, yüksek yorgunluk dayanıklılığı ve düşük elastik modülüsü olduğu için tercih edilen bir materyaldir. Bu avantajlarına rağmen, titanyum; kobalt-krom alaşıma göre çentiklenmeye daha kolay maruz kalır, poroz kaplama bölgelerinde kolayca çatlaklar ve metalurjik hasarlar oluşabilir (70). Kobalt-krom alaşımlı stemler daha sert özelliktedir. Özellikle femur proksimalinde olmak üzere daha sık stres kalkanı oluştururlar. Özellikle kobalt krom stemlerde stres kalkanını azaltmak amacıyla, stemin sertliği yarıçapıyla orantılı olduğu için; stem distale doğru inceltilerek veya steme derin

uzunlamasına yarıklar oluşturularak stemde daha az sertlik, sonuç olarak da stem çevresinde daha az stres kalkanı oluşturulabilir.

Çimentosuz stemler anatomik, silindirik veya inceltilmiş geometriye sahiptirler. Her üç tip protezde de amaç rotasyonel ve aksiyel primer stabiliteyi sağlamak, kemik ve protez arasında en geniş alanda temas yüzeyi oluşturarak en uygun yük dağılımını sağlamaktır. Anatomik şekilli olan femoral stemlerde, metafizer bölümde arkaya doğru açılanma, distal bölümde ise femoral kanalın eğimine uygun olarak öne doğru bir açılanma mevcuttur. İnceltilmiş femoral komponentlerde uyluk ağrısının prevelansının ve stres kalkanı oluşumunun azaldığı bildirilmiştir (71). Silindirik distal tespit komponentlerinin stabilitesi diyafizyel tespit yöntemlerinin yeterliliğine dayanmaktadır. Diğer yandan başlangıç stabilitesini sağlamada, rotasyonel stabilitenin çok önemli bir belirleyici olduğu ortaya konulmuştur. Bu amaçla dikdörtgen kesitli, distale doğru incelen protezler geliştirilmiştir (Zweymuller protez).

Femoral stemler değişik oranlarda poroz yüzey ile kaplanabilirler. Yaygın poroz kaplı protez; yüzey alanının %80'inden daha fazlasında porlarla kaplı ve porlu yüzeyinin medüller kanalın en dar kısmına kadar uzanmasını sağlayan uzunlukta bir sapı olan protez olarak tanımlanabilir. Bu stemlerde sapın tüm uzunluğu boyunca osteointegrasyon ve biyolojik tespit sağlanabilir. Daha sert ve yaygın poroz kaplı stemlerde stres kalkanı daha fazla oluşur, implant çevresi osteopeni görülür. Çapın artmasıyla bu durum daha da artar. Proksimal yük transferi, femurda daha uygun bir stres paterni oluşturabileceği için proksimali poroz kaplı stemler kullanılabilir. Bu stemlerde daha az stres kalkanı

oluşmaktadır, böylece proksimal kemik stoğu korunabilmektedir. Tamamen proksimali poroz kaplı olmayıp da kısmi (yamalı) poroz kaplı stemlerde pürüzsüz alanlar partikül yıkıntı göçü için kanal görevi görmekte ve yüksek düzeyde distal endosteal osteolizise neden olabilmektedir.

Poroz kaplı stemlerde, gevşeme dışı nedenler sonucu yapılan revizyonlarda poroz yüzeyin %10'undan daha azının kemik tarafından kaplandığı gösterilmiştir (70). Bu durum, araştırmacıları, implant tespitinde kemik içe büyümesinin önemini sorgulamaya yöneltmiştir. Poroz kaplı implantların zamanla yorgunluk gösterebilmesi, implantlardan iyon serbestleşmesi ve yetersiz femoral yeniden yapılanması nedeniyle çimentosuz poroz kaplı olmayan femoral komponentler kullanılabilmektedir. Bu tür stemlerin yüzeyleri pürüzlendirilerek veya diğer yüzey işlemleri ya da kumlama metodları kullanılarak, kemikle makro kenetlenme oluşturmaları sağlanmıştır. Genel olarak erken stabilizasyonu amaçlayan porozsuz “pressfit” cerrahi tekniği, poroz kaplı stemlerin tekniği ile aynıdır. Bu tip implantlarda oluklar ve yivler ile rotasyonel stabilite sağlayabilmekte böylece primer tespit sağlanabilmektedir. Ancak bu stemlerin biyolojik tespit kapasiteleri sınırlıdır.

Son yıllarda biyolojik trikalsiyum fosfat ve hidroksiapatit kaplamalı çimentosuz femoral komponentler sıkça kullanılmaktadır. Protez yüzeyine ince bir tabaka halinde yerleştirilen bu materyaller kemik ile iyi bir uyum sağlayarak osteointegrasyona neden olurlar. Hidroksiapatit osteokondüktör etkisi ile iyi bir osteointegrasyon sağlar. Hidroksiapatitin kimyasal yapısı kemik mineral yapısına yakındır. Temas yüzeylerinde, haversian yapıların direkt olarak hidroksiapatit ile

birleştigi gösterilmiş ve arada fibröz yapı, inflamatuvar ve osteoklastik hücrelerin olmadığı iyi bir kemikleşme gözlenmiştir.

2.4.2 Çimentosuz Asetabuler Komponentler

Önceki çimentolu komponentlerin sonuçlarını iyileştirebilmek, alıcı kemik dokusunu korumak, gerektiğinde revizyonun kolay yapılabilmesini sağlamak ve çimentosuz kalıcı bir tespit elde etmek için çimentosuz asetabuler komponentler geliştirilmiştir (72). Günümüzde çimentosuz asetabular komponentlerin çoğu porlu hemisferik yapılı, titanyum ve kobalt-krom alaşımlı olarak dizayn edilmiştir. Hazırlanan asetabuler boşluğa sıkıca oturtulan komponentlerde, primer stabiliteyi, özellikle rotasyonel stabiliteyi sağlamak amacı ile; peg denilen çıkıntılar, yivler, spike denilen dikensi çıkıntılar veya vidalar kullanılmıştır.

Metal komponentlerin içinde, kendinden kilitlenen veya vidalanan çok yüksek molekül ağırlıklı polietilen, metal ve seramik insertler mevcuttur. Metal dış komponentlerin kalınlığı, yorgunluk kırığına izin vermeyecek kadar kalınlıkta olması gerektiği önerilirken; polietilen bölümün 5 mm'nin altındaki kalınlıklarda stresi karşılayamama riskinden dolayı, bu değerden daha kalın olması gerektiği bildirilmiştir (70).

Normalde asetabulum transvers aks ile 55 derece açı yapar. Asetabular komponentin stabilitesinin en fazla olduğu açı ise 45 derecedir. Ancak 35-55 derece arasındaki yerleşimler ve 15-20 derece anteversiyon açıları normal kabul edilebilir.

Komponent vida ile uygulanırken asetabuler kadran sistemi iyi bilinmeli damar ve sinirlerin anatomik lokalizasyonları iyi belirlenmelidir (Şekil 2-11). Vida ile komponent arasındaki uyumsuzluk problemi, polietilenin vida başlarıyla çizilmesine neden olabilir. Vida deliklerinden sızan, aşınan polietilen veya metal debrislerinin pelviste osteolize neden olduğu gösterilmiştir. Bu problemlere rağmen en iyi sonuçlar vida ile tespit edilmiş asetabuler komponentler ile alınmaktadır.

Çimentosuz asetabuler komponentlerin vidalarla tespiti ile ilgili endişeler nedeniyle; hazırlanan asetabuler oluğa, daha büyük çaplı yerleştirilen komponent tekniği olan “pressfit” tespit yöntemi güncellik kazanmaya başlamıştır. “Pressfit” bir komponent, asetabuler komponentin kemiğe olan periferik temasını en üst düzeye taşır, bu durum kemik içe büyümesi için daha büyük bir yüzey alanı sağlar. Bu teknik vidalı veya vidasız uygulanabilir.

İyi fonksiyon gören implantların incelenmesi mevcut gözenek kaplı alanın sadece üçte birinin kemik ile temasta olduğunu göstermiştir. Hidroksiapatit (HA) ve trikalsiyum fosfat gibi osteokondüktif faktörler ve transforming büyüme faktörü ve kemik morfojenik proteinleri gibi osteoindüktif faktörlerin çeşitli metal yüzeylerle temas eden kemik miktarını belirgin bir şekilde artırma kapasitesinin olduğu hem hayvan hemde insan çalışmalarında gösterilmiştir (73,74,75)

2.4.3 Total Kalça Artroplastisi Endikasyonları

Total kalça artroplastisi, modern tıp biliminin en önemli başarılarından birisidir. Charnley’e göre, endikasyonların belirlenmesinde, altın kurallar

konulmasını beklemek imkansız bir uğraştır (76). Temel endikasyon, hayatı sınırlayan ve azaltılamayan, cerrahi olmayan tedavi yöntemleriyle giderilemeyen ve tek cerrahi alternatifi kalça eklemi rezeksiyonu (Girdlestone rezeksiyon artroplastisi) olan ağrının giderilmesidir. Hasta yaşı, total kalça artroplastisi kararı vermek için en etkili faktörlerden biridir. Genelde 65 yaş ve üzeri hastalara yapılmakla beraber, Ankilozan Apondilit (AS) ve Juvenil Romatoid Artrit (JRA) gibi bazı patolojilerde genç hastalarda dahi total kalça artroplastisi uygulanabilmektedir. Total kalça artroplastisi uygulamasında, cerrahiye karar verdiren en önemli bulgu ağrıdır (77). Kalça eklemi hareket kısıtlılığı, stabilite kaybı ve deformite endikasyon koydurucu diğer kriterler olarak sayılabilir. (78).

Kalça ekleminin total kalça artroplastisi gerektirebilecek bozuklukları (70):

1. Artritler

- Romatoid artrit
- Juvenil romatoid Artrit (Still hastalığı)
- Ankilozan spondilit
- Dejeneratif eklem hastalığı(osteoartrit)
- Primer
- Sekonder
- Femur başı epifiz kayması
- Gelişimsel kalça displazisi
- Koksa plana (Perthes-Calve-Legg)
- Paget hastalığı

Travmatik çıkıklar

Hemofili

Asetabulum kırıkları

2. Avasküler Nekrozlar

-Kırık ve çıkıklar sonrası

-İdiopatik

-Femur başı epifiz kayması

-Hemoglinopatiler(orak hücreli anemi)

-Renal hastalıklar

-Kortikosteroid kullanımı sonrası

-Alkolizm

-Caisson hastalığı

-Lupus

-Gaucher hastalığı

3. Kalça füzyonu ve pseudoartroz

4. Başarısız rekonstruksiyon

-Osteotomi

-Kap artroplastisi

-Femur başı protezi

-Total kalça protezi

-Yüzey değıştirici artroplastisi

5. Proksimal femur ve asetabulumun tümörleri

6. Herediter bozukluklar(Akondroplazi v.b).

2.4.4 Total Kalça Artroplastisi Kontrendikasyonları

Total kalça artroplastisi % 1-2 oranında ciddi komplikasyon ve mortalite potansiyeli olan majör bir cerrahi girişimdir. Kalça eklemine aktif enfeksiyonu veya sistemik sepsis kalçaya yayılma olasılığı nedeniyle mutlak kontrendikasyonlar olarak sıralanabilir.

Başlıca göreceli kontrendikasyonlar ise, hastanın genel durumunun elektif büyük bir cerrahiye müsait olmaması, vücudun herhangi bir yerinde aktif enfeksiyonun olması, ilerleyici nörolojik hastalık, hızlı kemik yıkımı yapan hastalıklar, abdüktör kaslarda tam veya kısmi yetmezlik, nörotropik eklem, yeterli kemik stoğunun kalmaması şeklinde sıralanabilirler (70).

2.4.5 Ameliyat Öncesi Değerlendirme

Cerrahi sonrası komplikasyonların azaltılabilmesi için hasta ameliyat öncesi dikkatlice değerlendirilmelidir. Özellikle yaşlı hastalarda uygulanacak cerrahiyle beraber oluşabilecek kardiyopulmoner hastalıklar, enfeksiyon, tromboembolizm gibi durumlar için ameliyat öncesi önlemler alınıp gerekli konsültasyonlar sağlanmalıdır. Hastanın yürüme yaşı ve yürüme özelliği ile ilgili bilgiler alınmalı, ağrının başlama yaşı ve karakteristiği hakkında bilgi edinilmelidir.

Fizik muayeneye inspeksiyon ile başlanmalıdır (eski insizyon yarası, pelvik oblisite, uzunluk farkının görülmesi). Daha sonra kalça muayenesi ile birlikte yürüyüş ve postür analizi yapılmalıdır. Kalça eklem hareket genişliği ve kas kuvvetleri ölçülmeli, nörolojik muayene yapılmalıdır.

Fizik muayene, kalça eklemi ile beraber; vertebra, sakroiliak eklemler, alt ve üst ekstremitayı içine almalıdır. Özellikle kalça çıkığı olan hastalarda alt ekstremita uzunluk farkları tespit edilip not edilmelidir. Kalça addüksiyon kontraktüründe, bacak uzunlukları eşit olarak ölçülebilmemesine rağmen ekstremita kısalığı görülebilir. İleri derecede abduksiyon kontraktüründe ise karşı alt ekstremitenin daha uzun olarak ölçülebileceği unutulmamalıdır.

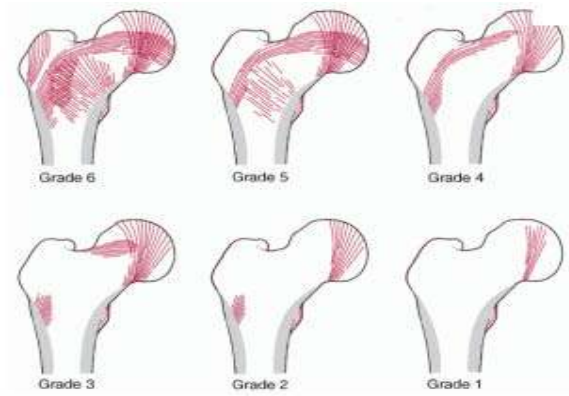
Abdüktör kasların kuvvetleri trandelenburg testi ile belirlenebilir. Bu yürüyüşte, hasta çıkık veya kas kuvvetinin güçsüz olduğu tarafa bastığında, abdüktör kolun kısalığı ve zayıflığı nedeniyle pelvis karşı tarafa düşer, hasta bu esnada karşı ayağını yere basarak kendini toparlamaya çalışır. Kalçanın fleksiyon deformitesinde ise dik duruş için lomber lordozun arttığı görülür. Tek taraflı kalça çıkığında ise skolyoz sık olarak izlenebilir.

Ameliyat öncesinde, rutin kan tetkikleri; tam kan sayımı, biyokimya parametreleri, kanama parametreleri, enfeksiyon belirteçleri (sedimantasyon, CRP) bakılmalıdır. Tüm bu tetkikler sonrasında anestezi bölümünce hasta ayrıntılı değerlendirilmeli ve komorbid hastalıklar tespit edilmelidir. Total kalça artroplastisinde rutin olarak ameliyat sırasında 1000-1500 ml kadar kan kaybı olabilmektedir. Bu nedenle kan transfüzyonu açısından hazırlıklı olunmalıdır.

Enfeksiyon riski açısından profilaktik olarak ameliyattan önce antibiyotik yapılmalıdır. Ayrıca venöz tromboembolizm profilaksisi için düşük molekül ağırlıklı heparin tedavisi ameliyat öncesi başlanmalı ve varis çorabı, elastik bandaj gibi tromboz riskini düşürebilecek malzemeler kullanılmalıdır.

Ameliyatta kullanılacak malzemenin temini ve kullanılacak tespit yönteminin değerlendirilmesi oldukça önemli ve titizlikle yapılması gereken bir aşamadır. Çimentolu veya çimentosuz malzeme kullanımının seçiminde L. Spotorno ve S. Romagnoli'nin tarif ettiği kriterlerle göre karar verilebilir (78). Bu kriterlerde hastanın yaşı, cinsiyeti, Singh İndeksi'nin değeri ve morfolojik kortikal indeks ölçüm değerine göre puanlama yapılarak seçilecek implant ve tespit yöntemi hakkında karar verilebilir

Singh indeksi, femur proksimalindeki osteoporozu değerlendirmek için kullanılan bir ölçümdür. Bu ölçüm, femoral başın ve trokanterik spongioz kemikteki trabeküler yapı değişikliklerinin tayinine dayanmaktadır (şekil 2-17) ve yedi evreye ayrılmıştır (79,80).



Şekil 2-17 Singh İndeksi'nde femur proksimalinin değerlendirilmesi (Campbell's Operative Orthopaedics, 2007)

Singh İndeksine göre ;

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

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

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

Evre 4: Aksesuar trabeküller tamamen kaybolmuştur.

Evre 3: Kemer şeklindeki trabeküllerin kısmi kaybı mevcuttur.

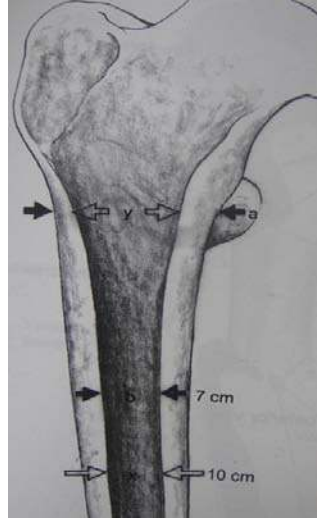
Evre 2: Kemer şeklindeki trabeküllerin hemen tamamen kaybı mevcuttur.

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

Singh'e göre; evre 7-6-5 de çimentosuz protez endikasyonu, evre 4-3 genç hastalarda çimentosuz, yaşlı hastalar ve evre 2-1 de ise çimentolu protez uygulama endikasyonları öncelikli olarak düşünülmelidir.

Çimentosuz stem kullanılacaksa, stem; sadece kanalın ön arka ve iç dış kısımlarını doldurmakla kalmamalı, aynı zamanda maksimum endosteal teması sağlamalıdır. Yaşla birlikte isthmusun endosteal genişlemesi soba borusu femoral yapıya neden olabilmektedir. Genç hastalarda proksimal femur trompet veya şampanya kadehi şeklinde olma eğilimindedir.

Endosteal temasın ne kadar olabileceğini önceden kestirmek için Dorr (81) ve Spotorno(79), proksimal femoral yapının özelliklerini nitelendiren indeksi geliştirmişlerdir (Şekil 2-18).



Şekil 2-18 Dorr İndeksi: x/y ve Morfolojik Kortikal İndeks: a/b (The Adult Hip 2007)

Dorr İndeks'i (kalkar kanal isthmus oranı) küçük trokanter seviyesindeki kanal çapının, on santimetre distalindeki kanal çapına oranıdır, bu oran bire yaklaştıkça stem, femur proksimal ve distalini kötü doldurması nedeniyle ve çimentolu stemler ön planda düşünülebilir.

Morfolojik kortikal indeks: küçük trokanter hizasında lateral ve medial dış korteksin arasındaki mesafe ile yedi santimetre distalindeki medüller kanalın genişliğinin oranı olarak tanımlanabilir. Normalde bu oran 3'ten büyük olmalıdır. Eğer oran 3'ten küçük ise öncelikli olarak çimentolu protez kullanımı düşünülmelidir.

Tüm bu değerlendirmeler sonucunda; Spotorno kriterleri ortaya çıkar. Buna göre; romatoid artritli hastaya değerlendirmede ek bir puan verilir. Toplam puanlama sonucunda seçilecek protezin çeşidi, sıfır ile dört puan arasında ise çimentosuz, beş puan ise tartışmalı olamakla beraber altı puan ve üzerindeyse çimentolu protez kullanımı yönünde değerlendirilir.

Ameliyat Öncesi Radyografik Değerlendirme

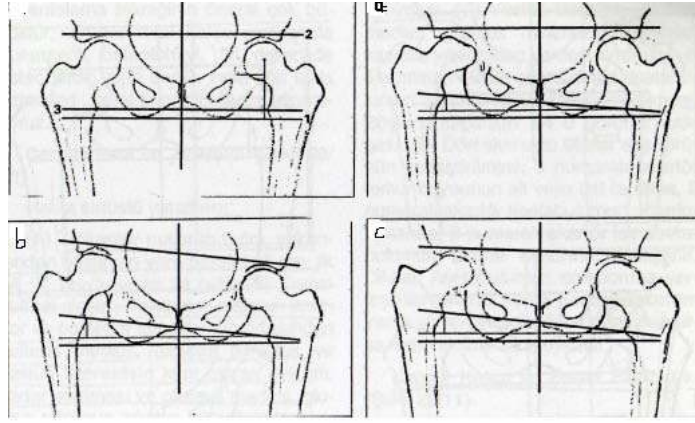
Proksimal femuru gösteren ön arka pelvis, kalça ve femurun proksimal lateral görüntüleri istenebilecek asgari radyolojik incelemelerdir. Ön arka kalça ve pelvis grafileri, kalçalar 15-20 derece iç rotasyonda çekilmelidir. Bu proksimal femur geometrisinin ve femoral “offset”in daha doğru resmini verir. Eğer hastalıklı kalça 15 derece iç rotasyona alınamıyorsa normal olan veya daha az etkilenmiş olan karşı kalça iç rotasyona alınarak röntgeni çekebilir (82,83). Birçok otorite tarafından tartışılan kalçanın tercih edilen lateral görüntülenmesi, kurbağa pozisyonunun daha geliştirilmiş şekli olan Lowenstein lateral grafisidir. Bu grafi, hasta supin pozisyonunda ve kalçası eksternal rotasyondayken çekilir. Böylece kalça, diz, ayak bileği masa yüzeyi ile temas halindedir.

Asetabular komponent için yeterli kemik stoğunun bulunup bulunmadığı, ideal oyma miktarının belirlenmesi, kemik grefte ihtiyacın olup olmadığı, osteofitlerin yerleşimlerinin tespiti için pelvis grafileri incelenmelidir. Kırık zemininde gelişen osteoartritli hastalarda asetabulumun ön ve arka duvarlarının değerlendirilmesi için Judet oblik grafileri gerekebilir. Genç hastalar ve kalça displazisi bulunan hastalar, medüller kanal çapı dar olabileceğinden ameliyat öncesi özellikle değerlendirilmeli ve küçük boy femoral komponentler hazırlanmalıdır.

Bacak uzunluk farklarının ortaya çıkarılması ve önlenmesi, gerekli planlamaların yapılabilmesi için uzunluk radyografileri gereklidir. Her iki tüber iskiumu birleştiren hat (a), her iki asetabulum çatısını birleştiren hat (b), her iki

trokanter minörü birleştiren hat (c) arasındaki paralellik ilişkilerine göre kısalık değerlendirilir (Şekil 2-19).

Çekilen grafiler yüksek kalitede olmalıdır. Böylelikle femur boynundaki trabeküler yapılar görülerek osteoporoz şiddetine karar verilebilir.



a; Ekstremité kısalığı

b: Pelvik oblisite

c: Her ikisi birlikte

Şekil 2-19 Pelvis ön-arka grafide uzunluk farkının ölçülmesi (Kalça Cerrahisi ve Sorunları R. EGE, 1994)

Her iki kalça göz yaşı damlasını birleştiren yatay çizgi ve bu yatay çizgiye her iki göz yaşı damlasından geçecek şekilde dik çizgi ile kalça rotasyon merkezi belirlenebilir. Buna göre normal erişkinlerde, pelvis ön arka grafide kalça rotasyon merkezinin ortalama koordinatları dikey olarak 14 mm, yatay olarak da 37 mm olarak belirtilmiştir (84,85).

2.4.6 Cerrahi Yaklaşımlar ve Uygulamalar

Cerrahi yaklaşımlar, hastanın ameliyat masasında lateral dekübit veya sırtüstü yatırılıp yatırılmayacağına, trokanter majörün rutin osteotomize edilip edilmeyeceğine, kalçanın anterior veya posteriordan çıkartılıp çıkartılmayacağına göre temel farklılıklar gösterir. Özgün cerrahi seçim esasen cerrahın kişisel tercihi ve eğitimine bağlıdır.

Genel olarak kullanılan yaklaşımlar: anterior, anterolateral, direkt lateral, trokanterik yaklaşım ile lateral, posterolateral, posterior, kombine anterolateral ve posterolateral yaklaşımlar olarak sıralanabilir.

Direkt lateral, anterolateral ve posterior yaklaşım en çok tercih edilen yaklaşımlardır. Anterolateral ve lateral yaklaşımlarda kalça öne doğru çıkartılırken, posterior yaklaşımda kalça arkaya doğru çıkartılır.

Anterolateral yaklaşım

Ana kas grupları çok fazla kesilmediği için ameliyat sonrası kalça çıkığı riskinin çok az olduğu bir girişimdir (86,87). Kesi, her ikisi de superior gluteal sinir ile innerve edilen gluteus medius ve tensor fasya lata kasları arasından derinleştirilir. Kalçanın üst kısımlarına daha iyi erişim sağlamak için gluteus medius'un ön lifleri ayrılır. Bu yaklaşımın en büyük dezavantajları trokanter majorün anteriorunda lokalize olan M. gluteus medius'un liflerinin ve trokanter majorün 5 cm proksimalinde ilerleyen N. gluteus superior'un zarar görmesi ve sonucunda topallama riskinin olması şeklinde sıralanabilir.

Direkt lateral yaklaşım

Abdüktörlerin anteriordaki kısmı ve kalça eklem kapsülünün ön kısmından geçerek kalça eklemine erişimi sağlayan bu yöntem Hardinge tarafından popülerize edilmiştir (88). Bu yaklaşımda insizyon büyük trokanteri ortalayarak femur cisminin ön sınırı boyunca sekiz santimetre ilerletilir. Proksimalde ise insizyon 5 cm kadar uzunlukta olup yaklaşık olarak spina iliaka anterior superior (SIAS) seviyesine kadar uzatılır. Önde gluteus medius ve vastus lateralis kas ve tendonlarından oluşan bir flep oluşturulur. Anterolateral yaklaşımda olduğu gibi en büyük avantajlarından biri posterior yumuşak dokuların korunmasıdır. En büyük dezavantajı ise, tokanter üzerindeki abdüktör mekanizmanın hasar görebilmesi nedeniyle ameliyat sonrası aksama meydana gelebilmesidir (89,90). Anterolateral yaklaşımla kıyaslandığında daha düşük oranda nörolojik komplikasyon oranları bildirilmiştir (91,92). Ameliyat sonrası erken dönemde çıkık ihtimali yüksek olan yaşlı ve nörolojik problemi olan hastalara uygun bir yaklaşım şeklidir. Direkt lateral girişim sonrası erken dönem çıkık riskinin %0,55 olduğu gösterilmiştir. Bu yaklaşımın bildirilen bir dezavantajı, posterolateral yaklaşımla kıyaslandığında direkt lateral yaklaşımda Heterotropik Ossifikasyon gelişme ihtimalinin belirgin olarak daha fazla olmasıdır (89,90).

Posterolateral Yaklaşım:

Posterolateral yaklaşım 1873 yılında Langenbeck tarafından tarif edilen posterior yaklaşım ile Kocher tarafından 1887 yılında tarif edilen distal kısım yaklaşımının kombinasyonu ile geliştirilmiştir. Kalça eklemine kolay ve hızlı

ulaşmanın güvenli bir metodudur. Kesi, hasta kırk beş derece lateral dekübit pozisyonda yatarken, süperior posterior iliak kanattan başlar; gluteus maksimus lifleri doğrultusunda trokanter majorün anterior sınırından geçer. Femur cismi boyunca distale devam ederek sonlanır. Abdüktör mekanizmaya zarar vermemesi bu yaklaşımın en önemli avantajıdır. Ancak en önemli dezavantajı yüksek oranlarda ameliyat sonrası kalça dislokasyonları oranlarının görölmesidir. Bu oran, yapılan bir metaanaliz çalışmada %3.23 olarak tespit edilmiştir (93,94,95). Yine önemli bir problem de bu yaklaşımla siyatik sinirin hasar görme riskidir (96).

Çimentosuz Asetabuler Komponent Uygulaması

Çimentosuz asetabuler komponentlerin çoğu “press-fit” tekniği ile uygulanmaktadır. “Press-fit” tekniği ile başlangıç stabilitesi sağlanamayan hastalarda vida tespitinden faydalanılmaktadır. Tercih edilen cerrahi yaklaşımdan sonra asetabulum sınırları ortaya konulur ve labrum asetabuler dudaktan tamamen temizlenir. Asetabulum içindeki ve çevresindeki osteofitler ve kotiloid fossa etrafındaki yumuşak dokular uzaklaştırılır. İlk oyma işlemleri, ameliyat öncesi şablon değerlendirilmesine göre ölçölen asetabulum çapının yaklaşık 6 ila 10 milimetre küçük oyucularıyla gerçekleştirilir. Oyma işlemleri esnasındaki ilk ve en önemli aşama, kotiloid fossanın tabanına doğru, asetabulumu medial yönde oymak için küçük çaplı oyucu kullanmaktır. Kotiloid fossanın en belirgin yan cephesinin ön ve arka kenarları ortadan kaldırılınca ve kotiloid fossanın medial duvarı ortaya konuluncaya kadar ve subkondral kemik ortaya çıkıncaya kadar,

oyma işlemi yapılır. ‘‘Press-fit’’ tespitinde son oyucudan bir veya iki milimetre daha büyük bir asetabuler komponent asetabuler boşluğa yerleştirilir. Asetabuler kadran sistemine göre güvenli bölge olan posterosuperior kısma genelde bir veya iki adet vida yerleştirilerek asetabuler komponentin başlangıç stabilitesi artırılabilir.

Gelişimsel kalça displazisi zemininde total kalça protezi uygulamaları sırasında kalça rotasyon merkezi normal konumuna indirilmeli ve asetabular rekonstrüksiyon gerçek asetabulumuza göre yapılmalıdır. Harris, küçük asetabular komponent kullanarak displazik kalçalarda asetabular rekonstrüksiyonu yalancı asetabulumda yaparak rotasyon merkezini süperiora almıştır (97). Bu durum erken dönem gevşemelere, ekstremité uzunluk farkının devamına neden olmakta ve gelecekteki revizyonlar için kemik stoğu kalmasını engellemekteydi. Bir diğer dezavantajı ise küçük asetabular komponentin ince ‘‘liner’’ nedeniyle erken aşınması idi (98). Ancak buna rağmen günümüzde bazı otörler ise lateralize olunmadığı sürece, süperiora konulan kalça rotasyon merkezinin, sonuçlara kötü tesir etmediğini savunmaktadır (99).

Gelişimsel olarak yüksek yerleşimli çıkık kalçalarda, asetabular rekonstrüksiyonu desteklemek için yeteri kadar kemik stoğu bulmak zordur. Yüksek çıkıklı hastalarda gerçek asetabulum hipoplaziktir. Gerçek asetabulumu ulaşmak için güvenilir bir yöntem, kapsülü takip ederek ulaşmaktır. Kapsül eksize edildikten sonra gerçek asetabulum fibröz ve yağ dokularından temizlenir. Gelişimsel kalça çıkığı olan hastalarda asetabular kemik stoğunun iyi olmadığı durumlarda, stabil şekilde asetabular komponenti yerleştirmek için çeşitli yöntemler bildirilmiştir.

Bunlar arasında, kemik grefti uygulamaları ve kontrollü medial duvar kırığı (kotiloplasti) uygulamaları sayılabilir.

Asetabular komponentin yetersiz medializasyonu ve lateral yerleşimli komponent, gevşeme riski taşır. Kalçadan geçen kuvvetler kalça merkezi mümkün olduğunca mediale ve biraz da anterior ve inferiore alındığı zaman en düşük olarak bulunmuştur (100). Tam olmayan çıkıkta femur başının asetabulum superolateral kısmını aşındırmasına bağlı olarak asetabulum rekonstrüksiyonu sıklıkla zor olmaktadır. Lateral ve süperior duvar yetmezliği olanlarda kemik deposu büyük yapısal greftler kullanılarak oluşturulabilir. Bunu sağlamakta kullanılan otojen greftler, allojen greftlere oranla daha başarılıdır. Otojen greft olarak sıklıkla femur başı kullanılır. Graft, boyutuna göre iki veya üç adet kanüle vida ile tespit edilmektedir. Ancak asetabular komponentin %40-45'inden fazlasını kaplayan yapısal greftlerin başarı şansı düşüktür (101). Graftın asetabular komponentin lateral kenarından taşan kısmı stres uygulanmadığı için zamanla resorbe olur. Çimentosuz, gözenekli asetabular komponentin vidalarla tespitiyle yeterli desteğin sağlanması için, komponentin en az %70'inin kemik tarafından örtünmesi gerektiği bildirilmiştir.

Çimentosuz Femoral Komponent Uygulaması

Ameliyat öncesi çekilen grafiler, femoral komponentin tipinin, ölçüsünün, "offset"inin nasıl olacağı ve femur boyun kesisinin ne seviyede yapılması gerektiği konusunda oldukça önemlidir. Femoral boyun kesisi yapıldıktan priformis fossa yumuşak dokulardan temizlenir ve kare osteotomla femoral kanal açılır. Priformis fossa femoral kanalı gösteren yüzeyel bir işarettir ve femoral kanalın açılması için genellikle uygun sahayı gösterir. Kanalı açarken uygun

lateralizasyon sağlanamazsa bu durum, varus pozisyonu veya küçük ölçülü femoral stem kullanımına neden olur. Metafizin raspalanması, ve proksimal diyafizin oyulmasının kombinasyonu ile femur hazırlanır. Oymanın amacı, proksimal diyafizin endosteal duvarlarından, kanalın çapından hafifçe geniş olan nihai implantın sıkışıp rotasyonel sağlamlığın sağlanabileceği bir alan yaratmaktır. Raspalamanın amacı femoral metafizi en geniş implantı on beş, yirmi derece anteversiyonda alabilecek şekilde biçimlendirmektir. Bazı stemler oyucu kullanılmadan sadece raspalama işleminden sonra uygulanabilmektedir.

Displastik kalçalarda aşırı anteversiyon ile birlikte femoral kanalda aşırı daralma varsa protezi uygun anteversiyonda yerleştirmek oldukça zordur. Protez antevert olarak yerleşme eğilimindedir. Bu durumda çıkık eğilimi ortaya çıkmaktadır (102). Subtrokanterik osteotomi yapılarak aşırı anteversiyon düzeltilebilir. Medüller kanal dar olduğu için küçük femoral komponent kullanılır. Küçük femoral komponentlerin kırılma riski olduğu unutulmamalıdır. Hafif displazili hastalarda asetabulum orjinal yerine yerleştirilip, femoral komponentin baş ve boyun uzunluğu ayarlanarak ekstremiteler arasındaki uzunluk farkı giderilebilir. Tam çıkıkta bu işlem zor olmakla birlikte aşırı uzatmaya bağlı siyatik sinir lezyonu riski mevcuttur. Bu durumda ideal olan sinir lezyonu riski olmadan optimum uzatmayı yapabilmektir. Kısaltma işlemi subtrokanterik osteotomiyle uzatma miktarı kadar kemik çıkarılmasıyla yapılır. Kısaltma işlemi sonrası derotasyonla da aşırı anteversiyon engellenebilir. Gelişimsel kalça displazili hastada trokanter majör de superior ve posteriora yer değiştirebildiği için, sıklıkla kullanılan yüksek femoral “offset” ile bu sorun aşılabılır. Bu sağlanamazsa trokanterik osteotomiyle trokanter majör distale ve anteriora kaydırılabilir.

2.4.7 Total Kalça Artroplastisi Komplikasyonları

Total kalça artroplastisinde komplikasyonlar ameliyat sırasında oluşanlar, ameliyat sonrası erken dönemde oluşanlar ve ameliyat sonrası geç dönemde oluşan komplikasyonlar şeklinde sıralanabilir. Ameliyat sırasında oluşan başlıca komplikasyonlar; damar ve sinir hasarları, femur ve asetabulumda meydana gelebilecek kırıklar, kanama, pelvik yapıların (özellikle mesane) yaralanması, kardiyovasküler yetmezlik şeklinde sıralanabilir. Ameliyattan sonra erken dönemde oluşabilecek komplikasyonlar başlıca, hemoraji ve hematoma oluşumu, protezde dislokasyon ve subluksasyon, erken dönem enfeksiyon, tromboembolizm şeklinde sıralanırken; geç dönem komplikasyonlar ise başlıca, geç dönem enfeksiyonlar (3 ay ve sonrası), heterotopik ossifikasyon, protezde gevşeme ve osteoliz şeklinde sıralanabilir.

Gelişimsel kalça displazisine bağlı gelişen komplikasyonlar primer cerrahiyle benzerlik göstermekle beraber, sinir yaralanmaları, ekstremiteler uzunluk farkı, heterotopik kemikleşme gibi komplikasyonlar daha sık görülmektedir (103).

Siyatik, femoral, obturator ve peroneal sinirler doğrudan cerrahi travma, traksiyon, ekartörlerin uyguladığı basınç, ekstremitenin pozisyonu ve uzaması, çimentonun termal veya basınç etkisiyle yaralanabilir. Primer artroplastide sinir hasar oranı % 0,7 ile % 3,5 arasında rapor edilmektedir. Revizyon cerrahisinde ise bu oran %2,9 ile % 7,6 arasında değişim göstermektedir (104,105). Yapılan bir çalışmada, peroneal sinir hasarı ortalama 2,7 cm (1.9- 3.7) uzatmalarda ortaya çıkarken; tam siyatik sinir hasarı ortalama, 4,4 cm (4- 5.1) uzatmalarda meydana

gelmiştir (106). Yine subgluteal hematoma oluşumu sonrası da siyatik sinir arazi gelişebilir. Nadir görülen bu durumun tedavisinde acil dekompresyon yapmak gerekir.

Total kalça artroplastisi sonrasında vasküler hasarlar nadirdir. Genellikle asetabuler komponent için transasetabular vida yerleştirilmesi sırasında veya ekartör uygulamaları sırasında yaralanmalar gelişebilir.

Değişik serilerde total kalça artroplastisi sonrasında oluşabilecek çıkık oranları %1 ile %10 arasında bildirilmiştir (107,108). Geçirilmiş kalça cerrahisi veya revizyon cerrahisi, posterior cerrahi yaklaşım, her iki komponentin hatalı yerleşimi (hatalı anteversiyon, retroversiyon, inklinasyon açıları), yetersiz ve zayıf yumuşak doku dengesi çıkık için başlıca sebepler olarak sıralanabilir.

Heterotopik Ossifikasyon, yumuşak dokuların içerisinde (en sık kas dokusu) kemik dokunun oluşmasıdır. Gerçek nedeni bilinmemektedir. Direkt lateral girişimler sonrası daha sık görülmektedir. Değişik serilerde farklı oranlar verilmekle birlikte Heterotopik Ossifikasyon, kalça artroplastisini takiben %10 ile % 70 arasında görülebilir (109,110). Günümüzde Heterotopik Ossifikasyon sınıflandırılması için Brooker'ın tanımlamış olduğu sınıflandırma kullanılmıştır (111). Hastaların %2-10'unda bu kemikleşmeler zamanla hareket kısıtlılığına neden olabilir. Bazı hastalarda ise geç dönemlerde azalan ağrı şikayetleri ön plandadır. Heterotopik Ossifikasyon radyografik olarak ameliyat sonrası üçüncü, altıncı haftalarda belirmeye başlar. Kemik miktarının artışı yaklaşık bir yılı bulur.

Tromboemboli total kalça artroplastisi sonrası gözlenen en ciddi ve bazen de ölümcül olan komplikasyonların başında gelir. Cerrahi sonrasında ilk üç ay içerisinde ölümlerin en sık sebebidir. Ameliyat sonrası derin ven trombozu

gelişme oranları ilk üç haftada en fazladır (112). Artroplasti uygulamasından sonra derin ven trombozu oluşma sıklığı %45-50, pulmoner emboli oluşma sıklığı %4.6-19.7, pulmoner emboliden ölüm sıklığı ise tedavi edilmeyen olgularda %2 olarak bildirilmiştir.

Günümüzde, total kalça artroplastisinden sonra görülen erken ve geç enfeksiyon oranı yaklaşık %0.4–3.9 arasında bildirilmektedir (113,114). Enfeksiyonların sebebi sıklıkla gram pozitif organizmalardır. Artroplasti sonrası enfeksiyon, üç dönemde incelenebilir. Bunlar, akut ameliyat sonrası enfeksiyon (ilk 3 ayda), gecikmiş derin enfeksiyon (3–24 ayda) ve geç hematogen enfeksiyon (24. aydan sonra) olarak sıralanabilir (115).

Osteoliz, total kalça artroplastisinde oldukça sık karşılaşılan bir durumdur. Osteoliz biyolojik bir uyumun olduğu kadar gevşemeye neden olabilecek patolojik bir sürecin de başlangıcı olabilmektedir. Osteolizin değerlendirilmesinde gerek asetabular taraf gerekse de femoral taraf için belirlenmiş net kuralları yoktur. Osteoliz, çimentosuz protezlerde makrofajların debrisleri (özellikle polietilen) fagosite etmesi sonucu ortaya çıkan mediatörlerin tetiklediği bir enflamatuvar yanıt olarak ortaya çıkabilmektedir. Gevşeme olsun ya da olmasın bir çok çimentosuz protez için osteoliz bildirilmiştir (116,117,118). Gevşeme, çok faktörlü bir durum olup hastaya ait faktörler, cerrahi teknikler, materyal geometrisi ve cinsi gibi bir çok faktörden etkilenmektedir.

3. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu çalışmamızda, Kasım 2003 ve Şubat 2010 tarihleri arasında Gazi Üniversitesi Tıp Fakültesi Ortopedi ve Travmatoloji Ana Bilim Dalı'nda, değişik etiyolojik nedenlerle 92 hastanın 102 kalçasına (10 hasta bilateral) uygulanan; çimentosuz, dikdörtgen kesitli, proksimal üçte biri plazma püskürtme üzerine hidroksiapatit kaplamalı, distali plazma püskürtmeli Zweymuller femoral komponentin (Zweymuller® SL-Plus) ve poroz kaplama üzerine hidroksiapatit kaplı asetabuler komponentin (EPF Plus® ,asetabular komponent) kullanıldığı total kalça artroplastisi (TKA) sonuçlarımızı değerlendirildik. Toplam 92 hastanın 68'inin kadın, 24'ünün erkek olduğu belirlendi. Ameliyat tarihindeki yaş dağılımı, en küçük 22, en büyük 80 olmak üzere ortalama 55,66 olarak tespit edildi. Ortalama takip süresi 34.9 ay olup, en kısa süreli takip süresi 10 ay en uzun süreli takip süresi ise 84 ay olarak belirlenmiştir. Toplam 43 hastanın sadece sağ kalçasına, 39 hastanın sadece sol kalçasına ve 10 hastanın da her iki kalçasına birden cerrahi uygulandı.

Hastalara ameliyat endikasyonları koyulurken, hayat kalitesini bozacak seviyede kalça ağrısının varlığı, yol yürüyememe ve günlük aktivitelerini yerine getirememe, kalça ekleminde hareket kısıtlılığı, topallama, ekstremitte uzunluk farkının olması, radyografik incelemeler sonucunda dejenerasyon bulgularının olması gibi faktörler belirleyici oldu.

Hastaların yaşı, cinsiyeti, ağrıların başlangıç zamanı, ağrıların karakteri, yürüyüş şekli, kullandığı ilaçlar, eşlik eden hastalıkları, daha önce geçirdikler

ameliyatlarda, fizik tedavi görüp görmedikleri sorgulandı ve kayıt altına alındı. Kalça muayenesi yapılarak eklem hareketlerinin açısal ölçümü, çevre kas kuvvetlerinin değerlendirilmesi, nörolojik ve vasküler muayene, eşlik eden deformitenin olup olmaması değerlendirildi. Ekstremiteler uzunluk farkı, SİAS ile medial malleol arası ölçülerek belirlendi.

Hastalar ameliyat öncesi ve sonrası kontrollerinde ön-arka pelvis ve ön-arka ,yan kalça radyografileriyle takip edildi. Enfeksiyon bulguları açısından 6. hafta ve 3. ay kontrollerde hastaların sedimantasyon ve CRP değerlerine bakıldı.

Ameliyat öncesinde hastaların ayrıntılı anamnezleri alınıp, sistemik muayeneleri yapıldı. Her hasta Anestezi ve Reanimasyon Ana Bili Dalı tarafından değerlendirildi. Bu bölümün önerileri doğrultusunda gerekli bölümlere danışılarak ameliyat onayları alındı. Hastalara ameliyatları hakkında olabilecek tüm risk faktörleri ayrıntılı bir şekilde anlatıldı ve ameliyat öncesi onamları yazılı ve sözlü olarak alındı.

Bütün hastalara, ameliyattan 12 saat önce doz ayarlaması yapılarak tromboemboli riski açısından düşük molekül ağırlıklı heparin profilaksisi ve ameliyattan 20 dakika önce 1 gram birinci kuşak sefalosporin verildi. Antibiyotiğe, ameliyat sonrası üç gün 3x1 gram dozunda devam edildi. Düşük molekül ağırlıklı heparin tedavisi ise 1 ay boyunca günde tek doz, doz ayarlaması yapılarak subkutan yoldan enoksiparin sodyum yapılarak uygulandı.

Riskli hastalarda (erkek cinsiyet, ankilozan spondilit, hipertrofik osteoartrit v.b) Heterotopik Ossifikasyon profilaksisi amacı ile ameliyat sonrası 75 mg/gün dozunda 6 hafta süreyle indometasin kullanıldı.

Cerrahi Teknik

Hastalar genel anestezi veya spinal ve epidural kombine anestezi altında, sırtüstü pozisyonda ameliyat edildi. Cerrahi yaklaşım olarak, bütün hastalarda direkt lateral yaklaşım (Hardinge yaklaşımı) tercih edildi.

Hasta ameliyat masasına supin pozisyonda yatırıldı. Ameliyat bölgesi ve çevresi iyice antiseptik solüsyon olan poviodeks scrup (%7.5 povidone iyot) ile temizlenip steril bir örtü ile kurulandıktan sonra, baticon (100ml de %10 serbest iyot, 10 gr polyvidon iodin) ile ayak parmak ucundan göğüs bölgesinde meme başı altına kadar geniş bir şekilde boyandı. Ameliyat edilecek taraf serbest kalacak şekilde steril örtüler ile örtme işlemi tamamlandı. Ardından kesi yapılacak bölge alkol ile tekrar temizlendikten sonra kurulandı ve steril iyot emdirilmiş dreyp uygulandı. Trokanter majör palpe edildikten sonra posterior üçte birinden geçecek şekilde lateral kesi yapıldı. Cilt, cilt altı ve fasya geçilerek trokanterik bursa çıkartıldı. Vastus lateralis ve gluteus medius lifleri beraber olacak şekilde anterior üçte biri kas liflerine paralel olarak femurdan sıyrılarak anteriora ekarte edildi. Künt diseksiyonla eklem kapsülüne ulaşıldı. Trokanterik osteotomi hiçbir hastada tercih edilmedi. Eklem kapsülünün, femur başının bulunduğu seviyeden, anterior kısmı çıkartıldı. Traksiyon, dış rotasyon ve addüksiyon manevrasıyla yerinden çıkartılabilen kalçalarda çıkık pozisyonda, yerinden çıkartılamayan kalçalarda ise olduğu pozisyonda, femur boyununa elektrikli testere ile osteotomi uygulandı. Osteotomi, trokanter minörün üzerinden ameliyat öncesi planlamaya göre (genelde 1,5 cm) yapıldı. Çıkartılan baş; greft olarak kullanılma ihtimali nedeniyle, steril olarak muhafaza edildi. İleri derecede ankiloze olmuş ya da

protrüze olmuş kalçalarda herhangi bir kırık riskine karşı femur boynu motorlu testere ile kesildikten sonra femur başı blok halinde ya da parçalanarak çıkartıldı. Asetabulumu ulaşıldıktan sonra, içindeki yumuşak dokular ve çevresindeki osteofitler temizlendi. Yüksek çıkıklı olgularda yalancı asetabulum bulunarak kapsülün kalanı dikkatle kesilerek, inferiorda gerçek asetabulumu ulaşılması sağlandı. Asetabulum, çapları artan oyucularla, kotiloid fossanın sınırları kaybolup, subkondral kemik ortaya çıkıncaya kadar, 45 derece inklinasyon ve yaklaşık 5-10 derece anteversiyon açısıyla oyuldu. Bu işlem sırasında asetabulumun medial duvarında hasar oluşturulmamasına özen gösterildi. Deneme asetabular komponent yerleştirildikten sonra röntgen çekildi. Direkt grafi ve klinik muayene sonrası stabilizasyonundan emin olunan asetabular deneme komponenti çıkartıldıktan sonra, yerine orjinal poroz kaplama üzerine hidroksiapatit kaplı asetabular komponent (Şekil 3-1) “pres-fitt” olarak yerleştirildi. Wasielewski’nin tarif ettiği, asetabular güvenli bölge olarak belirlenen posterosuperior kadrana en az iki adet vida ile asetabular komponent iliak kemiğe tespit edildi. Yüksek kalça çıkığı olan hastaların tümünde asetabular komponent gerçek asetabulumu yerleştirildi. Asetabular kemik miktarının yetersiz olduğu durumlarda, çıkarılan femur başı, otogreft olarak kullanılarak asetabulum superolateral duvarı rekonstrükte edildi. Femur başındaki osteofitler ve kırık dokular temizlenerek spongioz kemik ortaya çıkartıldı ve yarım ay şeklinde hazırlandı. Asetabulum superolateralindeki alıcı saha da spongioz kemik ortaya çıkıncaya kadar oyucu ile rekonstrükte edildikten sonra femur başı trabekülleri, asetabulumun yük taşıyan trabekül yerleşimine uygun olacak şekilde yerleştirilerek iki adet Kirschner teli ile

geçici tespit uygulandı. Ardından asetabulum oyucuları ile greft, yerleştirilecek komponentin boyutuna göre şekillendirildi ve iki adet, önceleri 6.0 mm son dönemde ise AO 4.5 mm kanüle vida ile tespit edildi. Asetabular komponent “pres-fitt” oturtulduğunda; kemik örtünmesinin %70 veya daha üzerinde olması durumunda, tespit için superolateral bölgeye greft uygulanmadı.

Asetabular komponent yerleştirildikten sonra, femur, diz eklemi 90 derece fleksiyondayken, addüksiyon ve dış rotasyona (dört rakamı pozisyonu) alınarak femoral taraf hazırlığına geçildi. Femoral kanal kutu osteotom (box osteotom) ile açıldıktan sonra en küçük raspayla başlanmak üzere femoral kanal raspalanmaya başlandı. Raspalama işlemi, 15 derece anteversiyonda, kanala santralize olacak şekilde gerçekleştirildi. Radyografik ve klinik olarak yeterli stabilitenin sağlandığını düşündüğümüz deneme raspa komponentinden sonra orjinal, dikdörtgen kesitli, proksimal üçte biri plazma püskürtme üzerine hidroksiapatit kaplamalı, distali plazma püskürtmeli zweymuller femoral komponent (Şekil 3-1) “pres-fit” olarak medüller kanala yerleştirildi. Ardından deneme komponentleri sonrasında en stabil tespiti sağladığımızı düşündüğümüz femoral başla birlikte eklem redükte edildi.

Yüksek kalça çıkıklı hastalarda, kalça ekleminin redüksiyonunun kolaylaştırılması ve ekstremité uzunluk farkının giderilerek femura uygun anteversiyonun ayarlanması için; subtrokanterik osteotomi yapıldı. Kısaltma yapılacak femurlara trokanter minörün hemen altından transvers osteotomi uygulandı. Kısaltma miktarının belirlenmesi için, deneme komponenti yerleştirildikten sonra bacağa traksiyon uygulandı ardından femur başı merkeziyle



Şekil 3-1 Zweymuller® SL-Plus femoral stem ve EPF Plus® asetabular komponent

asetabulumun üzerinde kalan kısım arasındaki mesafe ölçüldü ve bu mesafe kadar uygulandı. Ardından dikdörtgen kesitli femoral komponent uygun anteversiyon ile uygulandı. Dikdörtgen şekli rotasyonel stabiliteyi sağladığı için; osteotomi hattına ek tespit materyali uygulanmadı.

Bazı hastalarda, femoral komponent uygulamasından sonra oluşan femoral çatlak nedeniyle; bir veya iki adet kablo teli uygulanarak tespit sağlandı.

Eklem bolca %0,9 izotonik solüsyonla yıkandıktan sonra kanama kontrolü yapılarak eklem içine bir adet dren konuldu.

Yara kapatıldıktan sonra elastik bandaj uygulandı. Cerrahi sonrasında birinci günde rehabilitasyona başlandı. Hastalara, her iki kalçasına ağrının izin verdiği ölçüde, çift koltuk değneğiyle yük vermeleri söylendi. Osteotomi yapılan veya asetabulumuna femur başı grefti koyulan hastalara ise kısmi yük vermeleri söylenerek radyografik takiplerinde konsolidasyon görüldükten sonra tam yük vermeleri söylendi. Aşırı kalça fleksiyonuna bağlı oluşabilecek kalça çıkığı

engellemek için; en az iki ay, tuvalet yükselticisi kullanılması önerildi. Ameliyat sonrası çıkık riskinden kaçınmak için ilk üç ay, ayakkabı ve çorap giyme gibi günlük ihtiyaçlar için yardım almaları gerektiği belirtildi. Diz eklemine kalça eklemine üst seviyesine çıkarabilecek hareketlerden kaçınmaları gerektiği ve ameliyatlı taraf üzerine yatmamaları gerektiği konusunda tüm hastalara tavsiyelerde bulunuldu.

3.1 Klinik Değerlendirme

Hastalar, klinik olarak Harris Kalça Skorum Sistemi ile değerlendirildi.. Bu değerlendirme sistemine göre hastalar ağrı skoru, fonksiyon skoru (yürüyüş biçimi, merdiven inip çıkabilme, çorap ayakkabı giyebilme, oturma, toplu taşıma araçlarına binebilme) deformite skoru ve hareket skorları yönünden değerlendirildi (119). Elde edilen sonuçların istatistiksel analizi “ Statistical Package for Social Sciences-17” (SPSS-17) programı kullanılarak yapıldı. Sonuçların değerlendirilmesinde “Eşleştirilmiş Örneklerde Wilcoxon Testi” kullanıldı. İstatistiksel olarak $p < 0,05$ olması durumunda sonuçlar anlamlı kabul edildi.

Modifiye Harris Kalça Değerlendirme Skalası

1-Ağrı(44 puan)

Ağrı yok veya önemsemiyor -44

Çok hafif, ara sıra, hareketlerini etkilemiyor -40

Hafif dereceli ağrı, orta derecede hareketlerini etkilemiyor nadiren ileri

aktivitelerinde aspirin almasını gerektiren ağrısı oluyor -30

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

Belirgin ağrı, hareketlerinde ciddi kısıtlama -10

Yatakta, ağrı tam sakat bırakıcı, yatalak -0

2-Fonksiyonel(47 Puan)

Aksama

Yok -11, hafif -8, orta -5, ağır -0

Destek

Yok-11, Uzun yürüyüşlerde baston-7

Devamlı baston-5 , Tek koltuk değneği-3

Çift baston-2, Çift koltuk değneği yürüyemiyor-0

Yürüme mesafesi

Sınırsız -11, Yalnızca evde -2

Altı blok -8 ,Yatalak veya sandalyede -0

İki veya üç blok -5

Merdiven

Normal parmaklıkları kullanmadan -4

Normal parmaklıkları kullanarak -2

Herhangi bir şekilde -1

Merdiven kullanamıyor -0

Ayakkabı ve çorap giyme

Kolaylıkla -4, Zorlukla -2, Giyemiyor -0

Oturma

Normal sandalyede bir saat rahatça oturabiliyor -5

Yüksek sandalyede yarım saat oturabiliyor -3

Herhangi bir sandalyede rahatça oturamıyor -0

Toplu taşıma araçlarına binebilme

Evet -1 Hayır -0

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

Fleksiyon kontraktürü 30° az evet- hayır-

Abduksiyon kısıtlılığı 10° az evet- hayır-

Ekstansiyonda iç rotasyon 10° den az evet- hayır-

Ekstremité uzunluğu 3,2 cm'den az evet- hayır

4-Hareket aralığı(*Normal)

Fleksiyon* 140 derece ,Abduksiyon* 40 derece , Adduksiyon* 40 derece

Dış rotasyon* 40 derece, iç rotasyon* 40 derece

Hareket aralığı skalası

211°-300° -5, 61°-100° -2

161°-210° -4, 31°-60° -1

101°-160° -3 0°- 30° -0

Harris Kalça Skorlaması'na göre olgular toplam 100 puan üzerinden değerlendirilir. Toplam puan 90-100 arası ise mükemmel, 80-89 puan arası ise iyi, 70-79 arası ise orta ve 70 puandan az ise kötü sonuç olarak kabul edilir.

3.2 Radyolojik Değerlendirme

Ameliyat öncesi tüm hastalara 1 metre mesafeden her iki kalça görülecek şekilde ön arka pelvis grafisi ve lateral kalça grafisi çekildi. Ameliyat sırasında çekilen grafilerle, uygun komponent açıları ve stabiliteleri değerlendirildi. Hastalar cerrahi sonrası birinci ayda, rutin kontrolleri için, pelvis ön arka ve kalça lateral grafileri çekilerek değerlendirildi. Ardından ilk yıl her üç ayda bir, diğer senelerde ise altı ayda bir röntgen grafileri çekilerek takibe aklındılar. .

Gelişimsel Kalça Displazisi olan hastalar radyolojik olarak Crowe'un tanımladığı sınıflama esas alınarak değerlendirildi (120). Ön arka pelvis direkt grafisinde, pelvis yüksekliği, femur baş ve boynun birleşme noktası ve gözyaşı damlasının (teardrop) belirlenmesi Crowe sınıflandırmasının temelini oluşturur. Normal kalçalarda gözyaşı damlasından çizilen transvers çizgi ile baş ve boyun birleşme noktaları arasındaki mesafe sıfıra yakındır. Yine normal kalçalarda femur başının vertikal çapı ile pelvisin vertikal uzunluğu (iliak kanatın en üst noktası ile tuber iskiumun en alt noktası arasındaki mesafe) arasındaki oran %20'dir. Crowe sınıflandırmasına göre, gözyaşı damlasıyla baş boyun birleşme noktası arasındaki mesafenin, pelvis yüksekliğine oranının hesaplanması çıkığın derecesini verir (Şekil 3.2).

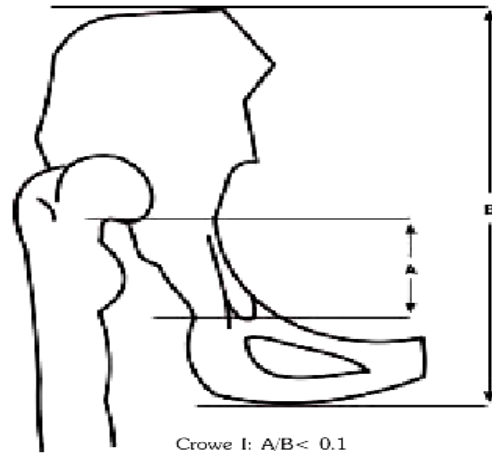
Buna göre;

Tip 1: % 50' den az çıkık (pelvis vertikal yüksekliğinin % 10'undan az)

Tip 2: % 50 - % 75 arası çıkık (pelvis vertikal yüksekliğinin % 10 - % 15 arası)

Tip 3: % 75 - % 100 arası çıkık (pelvis vertikal yüksekliğinin % 15- %20 arası)

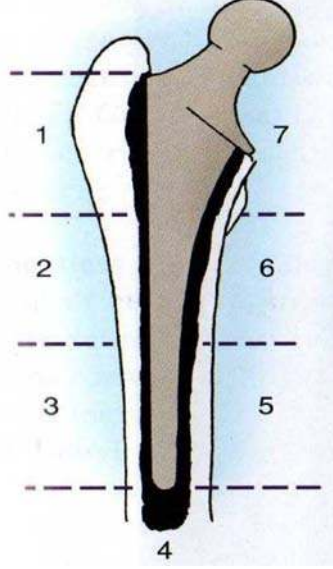
Tip 4: % 100 veya daha fazla çıkık (pelvis vertikal yüksekliğinin % 20 ya da daha fazlası)



Crowe I: $A/B < 0.1$
Crowe II: $A/B 0.1 - 0.15$
Crowe III: $A/B 0.15 - 0.20$
Crowe IV: $A/B > 0.20$

Şekil 3-2 Crowe Sınıflandırılması şematik görünümü

Femoral komponent değerlendirilirken, femur Gruen ve arkadaşları tarafından belirlenen 7 zona ayrılmıştır (121) (Şekil 3-3). Bu zonlarda, Engh ve arkadaşları tarafından tespit edilen kriterlere bakılarak femoral stemin stabilitesi değerlendirilmiştir (122).



Şekil 3-3 Femoral komponent çevresindeki “zone”lar (Campbell’s Operative Orthopaedics, 2008)

Buna göre çimentosuz femoral komponent değerlendirilirken aşağıdaki kriterler göz önünde bulundurulabilir. Bu kriterler, yaygın derecede poroz kaplı femoral komponentleri tarif etmek için geliştirilmiştir.

1-Stabil kemik fiksasyon: Bu tür fiksasyonun varlığında femoral komponentte hiçbir çökme bulgusu yoktur. Femoral sap etrafında minimal radyopak çizgilenme görülebilir ya da görülmez. Poroz yüzeyin distalinde kortikal hipertrofi bulunabilir. Değişen oranlarda proksimal stres koruyucu kılıf bulunabilir.

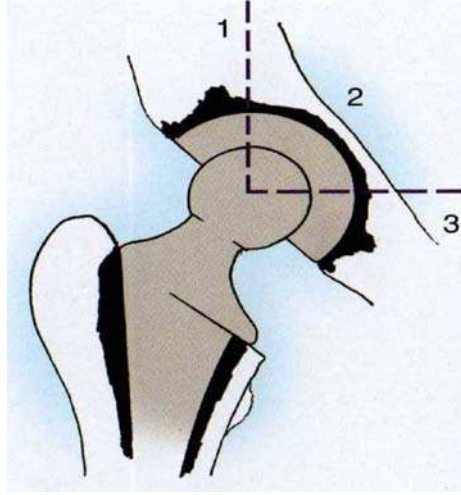
2-Stabil fibröz fiksasyon: Bu tür fiksasyon gelişiminde ilerleyici femoral migrasyon yoktur ve femoral sap etrafında radyopak çizgilenme görülebilir. Bu çizgiler sapı paralel tarzda çevreleyebilir ve saptan 1 mm genişliğe kadar uzanan radyolusen boşluklarla ayrılırlar. Geniş bir radyopak hat gözlenmez. Ayrıca femoral kortekste herhangi bir hipertrofi bulgusu izlenmez.

3-İnstabil implant: Stemin femoral kanal içinde ilerleyici migrasyonu ve çökmesi söz konusudur. Stem çevresinde, en azından parsiyel olarak diverjan, geniş radyoopak çizgiler bulunur. Femoral komponentin boyun kısmının hemen aşağısında ve uç kısmında kortikal dansite artışı ve kalınlaşma bulguları vardır. Gruen'in belirttiği bölgelerde kemik yüzey ile implant arasında 2 mm'den daha fazla bir boşluğun olması instabilite lehine yorumlanabilir.

İyi tespit edilmiş olan femoral komponentlerde, proksimalde oluşan stres kalkını sonucu meydana gelen osteopeni gevşeme lehine değerlendirilmemelidir. Kortikal atrofi veya endosteal nokta uzantılarının proksimalinde olan stres ayrılması iyi tespit edilmiş implantın bir göstergesidir. Aşırı olması durumunda femur proksimalindeki, kemik kalitesini düşürür.

Femoral komponentin vertikal migrasyonu değerlendirilirken, trokanter minörün hemen bittiği yer ile protezin superomedial kısmı arasındaki mesafe ölçülür. Bu mesafe 5 mm'den daha fazla bir değişim gösterirse vertikal migrasyonun varlığından bahsedilir. Diğer bir yöntem de trokanter majörün tepesiyle femoral stemin superolateral köşesi arasındaki mesafenin ölçümüdür. Bu mesafe de 5 mm üzerinde değişiklik gösterirse yine vertikal migrasyondan söz edilir (123, 124). Biz, çalışmamızda; vertikal migrasyonu ölçmek için ikinci yöntemi kullandık.

Asetabuler komponent değerlendirilirken; asetabulum, DeLee ve Charnley'in ifade ettiği gibi (125) 3 zona ayrıldı (Şekil 3-4). Callaghan ve arkadaşları (126) tarafından tanımlanan kriterler dikkate alınarak asetabular komponentin stabilitesi değerlendirildi (şekil 3-4).

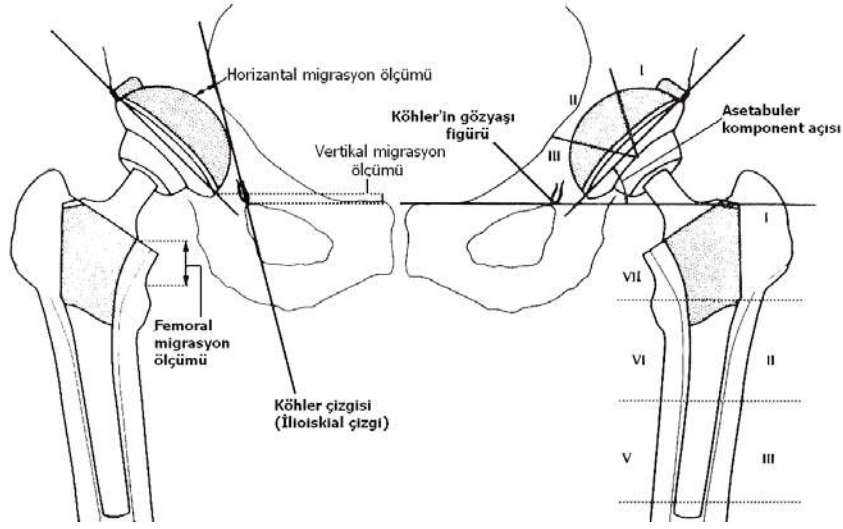


Şekil 3-4 Asetabular komponent çevresindeki “zone”lar (Campbell’s Operative Orthopaedics, 2008)

Callaghan’ın ifade ettiği kriterler göz önünde bulundurularak, asetabular komponent açısı, asetabulumun horizontal ve vertikal plandaki konumları belirlendi. Bu ölçümler sonucunda asetabulumda herhangi bir gevşeme bulgusu olup olmadığına karar verildi.

Asetabular kap açısı; ön arka pelvis filminde, asetabular komponentin eklem tarafındaki her iki ucunu birleştiren hat ile, her iki göz yaşı damlasını birleştiren hat arasındaki açı ölçülerek değerlendirildi.. Bunun normal değeri 35-55 derece arasındadır.

Asetabular komponentin alt köşesinin, her iki göz yaşı damlasını birleştiren hat ile olan mesafesinin ölçümü, vertikal migrasyonu değerlendirmede kullanıldı (şekil 3-5).



Şekil 3-5 Callaghan'ın radyolojik izleme parametreleri (JJ Callaghan, JBJS, 1988)

Asetabular komponentin dış çeperinin merkezi ile Köhler çizgisi arasındaki mesafenin ölçümü ise horizontal migrasyonu değerlendirmede kullanıldı (şekil 3-5).

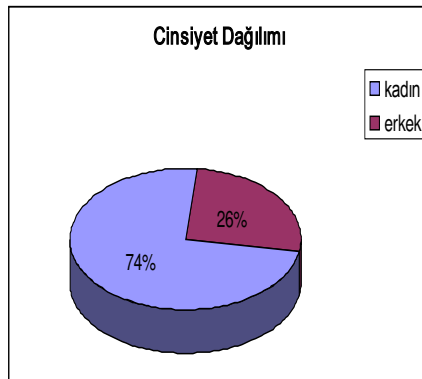
Callaghan'ın kriterleri esas alındığında çekilen grafiler sonucunda, 2 dereceden fazla asetabular kap açısı değişikliği, horizontal ve vertikal migrasyonun 2 mm'den fazla olması gevşeme lehine değerlendirildi.

Heterotopik Ossifikasyon'un değerlendirilmesi, Brooker sınıflamasına göre yapıldı (111). Buna göre; evre 1'de, yumuşak doku içinde kemik adacıkları, evre 2'de proksimal femur veya pelvisten uzanan, karşılıklı yüzeyler arasında en az 1 cm olan kemik çıkıntı oluşumu, evre 3'te proksimal femur veya pelvisten uzanan, karşılıklı yüzeyler arasında 1 cm'den az mesafe olan kemik çıkıntı oluşumu ve evre 4'te de ankiloz oluşumu mevcuttur.

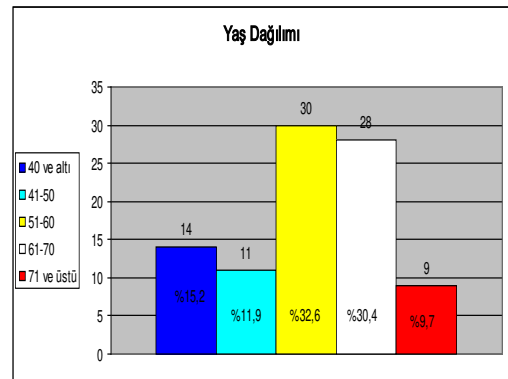
4. BULGULAR

Ortopedi ve Travmatoloji Ana Bilim Dalı'nda, değişik etiyolojik nedenlerle 92 hastanın 102 kalçasına (10 hasta bilateral) uygulanan; çimentosuz, dikdörtgen kesitli, proksimal üçte biri plazma püskürtme üzerine hidroksiapatit kaplamalı, distali plazma püskürtmeli Zweymuller femoral komponentin (Zweymuller® SL-Plus) ve poroz kaplama üzerine hidroksiapatit kaplı asetabuler komponentin (EPF Plus® ,asetabular komponent) kullanıldığı total kalça artroplastisi sonuçları değerlendirildi.

Toplam 92 hastanın 68'inin (%74) kadın, 24'ünün (%26) erkek olduğu belirlendi (Şekil 4-1). Ameliyat tarihindeki yaş dağılımı, en küçük 22, en büyük 80 olmak üzere ortalama 55,66 olarak tespit edildi (Şekil4-2).



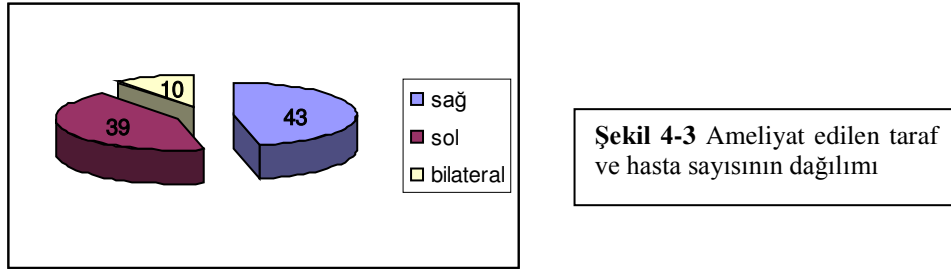
Şekil 4-1 Cinsiyet Dağılımı



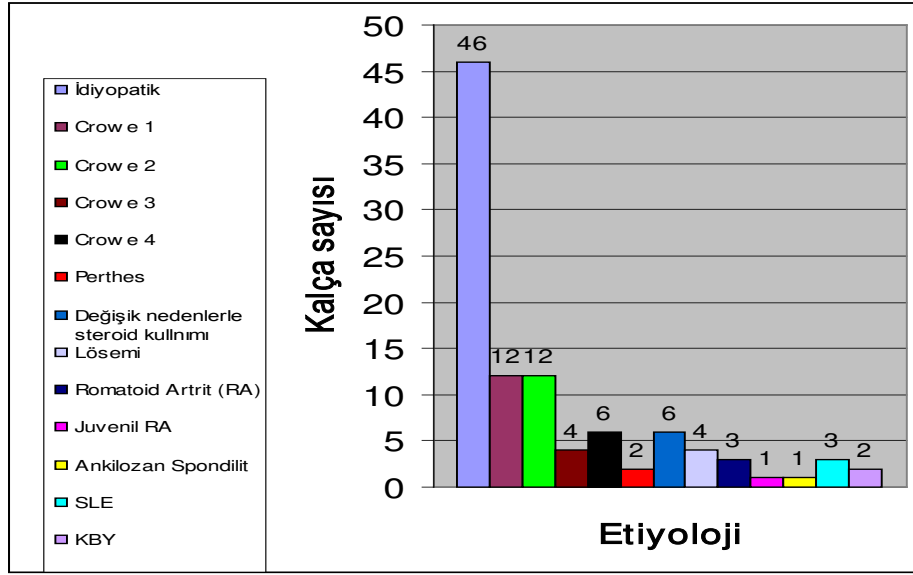
Şekil 4-2 Yaş Dağılımı

Ortalama takip süresi 34.9 ay olup, en kısa takip süresi 10 ay en uzun takip süresi ise 84 ay olarak belirlendi. 43 hastanın sadece sağ kalçasına, 39 hastanın

sadece sol kalçasına ve 10 hastanın da her iki kalçasına birden total kalça artroplastisi uygulandı (Şekil 4 -3).



Artroplastisi uygulanan kalçaların etiyolojik değerlendirilmesi yapıldığında; 46 kalçada (% 46,92) idiopatik koksartroz, 12 kalçada (%12,24) Crowe tip 1 Gelişimsel Kalça Displazisi, 12 kalçada (%12,24) Crowe tip 2 Gelişimsel Kalça Displazisi, 4 kalçada (%4,08) Crowe tip 3 Gelişimsel Kalça Displazisi, 6 kalçada (%6,12) Crowe tip 4 Gelişimsel Kalça Displazisi, 2 kalçada (%2,04) Perthes Hastalığı, 4 kalçada (%4,08) Akut Lenfoblastik Lösemi (ALL) nedeniyle kemik iliği nakli sonrası steroid kullanımına bağlı avasküler nekroz, 2 kalçada (%2,04) Kronik Böbrek Yetmezliği (KBY) sonrası steroid kullanımına bağlı avasküler nekroz, 3 kalçada (3,06) Sistemik Lupus Eritamatozis (SLE) sonrası steroid kullanımına bağlı avasküler nekroz, 1 kalçada (%1,02) Ankilozan Spondilit, 3 kalçada (3,06) Romatoid Artrit (RA), 1 kalçada (%1,02) Juvenil RA sonucu steroid kullanımına bağlı avasküler nekroz ve 6 kalçada da (%6,12) değişik nedenlerden dolayı steroid kullanımına bağlı avasküler nekroz saptandı (Şekil 4-4).



Şekil 4-4 Artroplasti Uygulanan Kalçaların Etiyolojik Dağılımı

Hastalara yüzey seçenekleri olarak, seramik-seramik, metal-metal ve polietilen-metal seçenekleri kullanıldı. Toplamda 31 seramik-seramik yüzey (%31,62), 42 metal-metal yüzey (%42,84), 29 polietilen-metal yüzey (%29,58) kullanılmıştır. 24 kalçaya (%24,48) 32 mm femoral baş seçeneği kullanıldı ve tümü seramik-seramik yüzeyliydi. 4 kalçaya (%4,8) 36 mm femoral baş seçeneği kullanıldı ve tümü seramik-seramik yüzeyliydi. Crowe tip 4 GKD nedeniyle küçük asetabular yatağı olan 2 kalçaya (%2,4) ise 22 mm femoral baş polietilen-metal yüzey ile uygulandı. 72 kalçaya (%73,44) 28 mm baş seçeneği kullanıldı ve bunların 3'ü seramik-seramik, 42'si metal-metal ve 27'si ise polietilen-metal yüzeyliydi. (%24,48).

GKD'si olan 12 kalçaya (%12,24), asetabular örtünme yetersiz olduğu için, femur başından alınan otogreft asetabulumun superolateraline yerleştirildi.

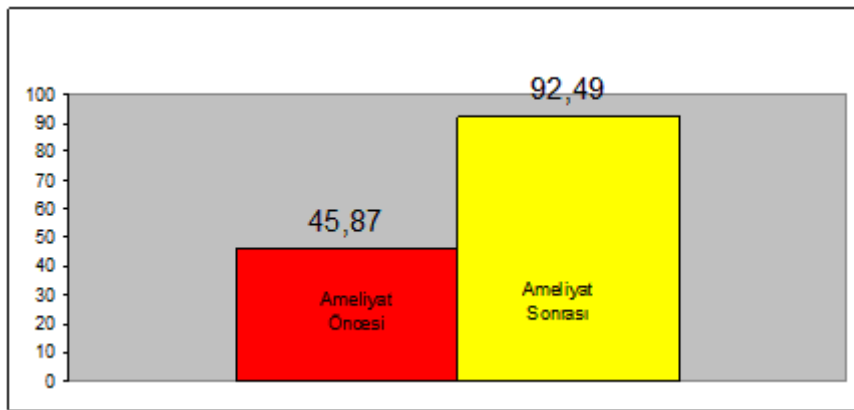
Toplam 3 kalçada Crowe tip 1, 5 kalçada Crowe tip 2, ve 4 kalçada ise Crowe tip 3 GKD tespit edildi.

Toplam 6 femura kısaltıcı osteotomi uygulandı ve bunların tamamında etioloji; Crowe tip 4 GKD'ydı. Osteotomi sonrası herhangi bir tespit materyali kullanılmadı.

4.1. Klinik Bulgular

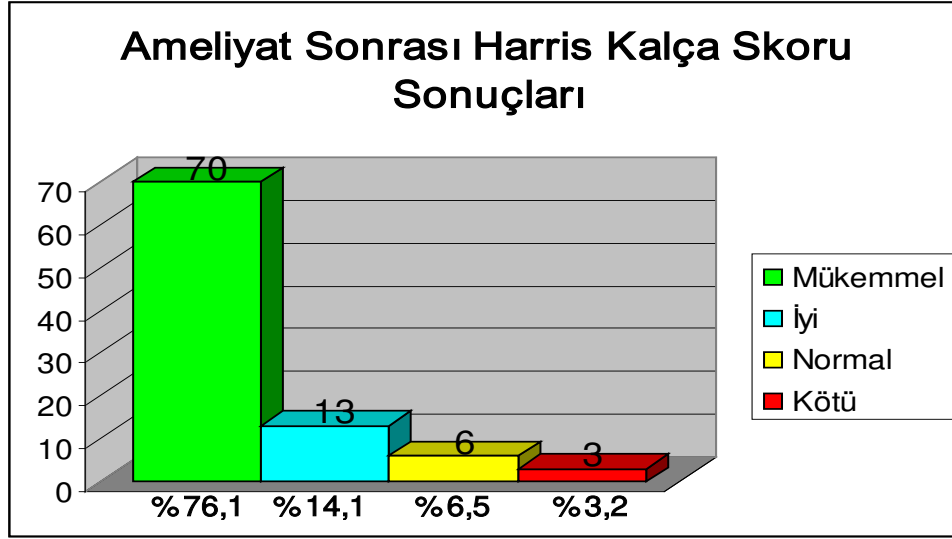
Hastaların, ameliyat öncesi ve son kontrollerdeki Harris Kalça Skoru değerlendirilerek klinik olarak; ağrı, fonksiyon, deformite, kalça hareket açıklıkları hakkında bilgi edinildi.

Ameliyat öncesi, ortalama Harris Kalça Skoru 45,87 (30-67) iken, ameliyat sonrası ortalama Harris Kalça Skoru 92,49 (68-100) olup aradaki anlamlı istatistiksel fark ($p<0,001$) şekil 4-5 ve şekil 4-6'da görülmektedir.



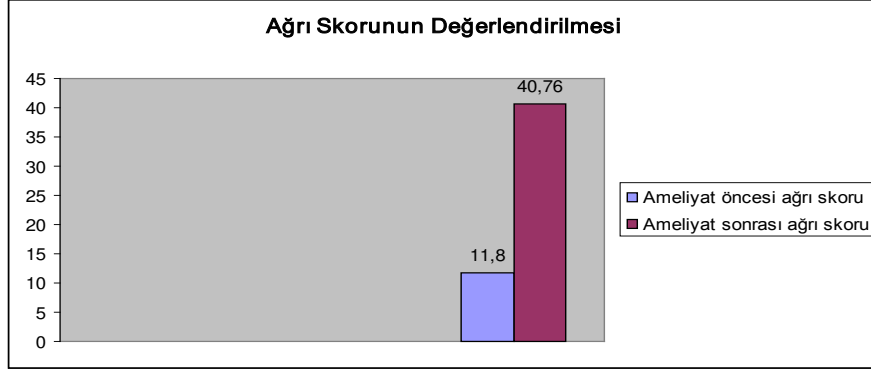
Şekil 4-5 Artroplasti uygulanan hastaların, ameliyat öncesi ve sonrası Harris Kalça Skorları arasındaki fark grafiği.

Ameliyat sonrası 70 hastada Harris'in tanımladığı kriterlere göre mükemmel sonuçlar, 13 hastada iyi sonuçlar, 6 hastada normal sonuçlar ve 3 hastada ise kötü sonuçlar gözlenmiştir.



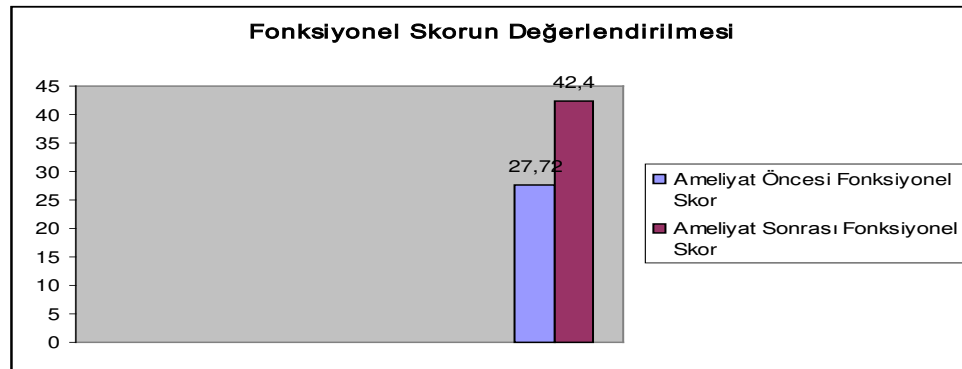
Şekil 4-6 Ameliyat sonrası Harris Kalça Skorlamasına göre hasta memnuniyet derecesi.

Tek başına ağrı skoru değerlendirildiğinde, ameliyat öncesi ortalama skor 11.80 (10-20) olarak bulundu. Ameliyattan sonra ortalama ağrı skoru ise 40.76 (20-44) olarak tespit edildi (Şekil 4-7). Ağrı skorundaki bu artış istatistiksel olarak anlamlı olduğu değerlendirildi ($p < 0,001$).



Şekil 4-7 Ameliyat öncesi ve sonrası ağrı skorunda görülen değişiklik.

Hastalara, fonksiyonel Harris Kalça Skorları uygulandığında, ameliyat öncesi ortalama değer 27,72 (8-45) olarak tespit edilirken ameliyat sonrası bu değer ortalama 42,40 (20-47) olarak tespit edilmiştir (Şekil 4-8). Diğer skorlamalarda olduğu gibi ameliyat sonrası fonksiyonel skordaki bu artış da istatistiksel olarak anlamlı ($p < 0,001$) bulunmuştur.



Şekil 4-8. Ameliyat öncesi ve sonrası fonksiyonel skorda görülen değişiklik.

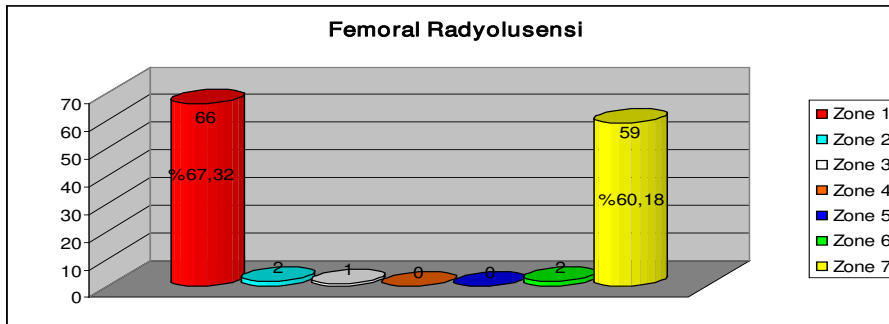
4.2. Radyolojik Bulgular

Hastaların son kontrolünde çekilen pelvis ve kalça iki yönlü röntgen grafileriyle, erken ameliyat sonrası çekilen röntgen grafileri mukayese edildi.

Femur zone 1’de 66 kalçada (%67,32), zone 7’de 59 kalçada (%60,18), zone 2’de 2 kalçada (%2,04), zone 3’de 1 kalçada (%1,02), zone 6’da 2 kalçada (%2,04), radyolusensi gözlendi (Şekil 4-9).

Zone 1 ve 7 dışındaki hiçbir bölgede 2mm ve üzeri radyolusensi izlenmedi. Femoral stem çevresinde kortikal hipertrofi bir kalçada zone 5’te, diğer kalçada ise zone 2 ve zone 6’da olmak üzere toplam iki kalçada tespit edildi. Ancak bu hastaların hiçbirinde klinik olarak eşlik eden herhangi bir uyluk ağrısı şikayeti mevcut değildi.

Ameliyat edilen kalçaların hiçbirinde, femoral komponentde belirgin varus veya valgus yerleşim anormalliği ve 5 mm veya daha fazla vertikal migrasyon tespit edilmedi. Sadece 1 kalçada 2mm femoral komponentte migrasyon olduğu görüldü ancak bu migrasyon, diğer radyolojik parametreler ve hastanın kliniğiyle birlikte değerlendirildiğinde anlamlı olarak değerlendirilmedi.



Şekil 4-9. Femoral radyolusensinin Gruen’in ‘zone’ larına göre dağılımı

Gelişimsel Kalça Displazisi olan toplam 6 femura kısaltıcı osteotomi uygulandı ve bunların tamamı Crowe tip 4 GKD'ydı.

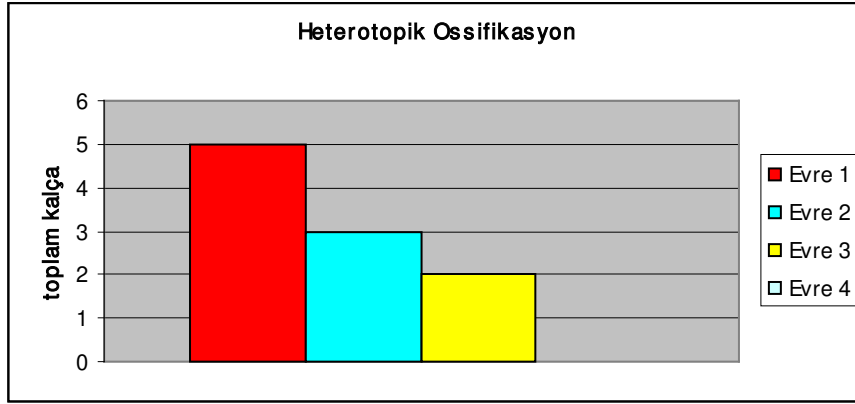
Asetabular komponent, DeLee ve Charnley'in tanımladığı radyolojik bölgelere göre değerlendirildiğinde, toplam 42 (%42,84) kalçada radyolusen alan görüldü. Toplam 34 kalçada (%34,68) zone 2'de, 21 kalçada (%21,42) zone 3'te, 18 (%18,36) kalçada ise zone 1'de radyolusensi saptandı.

Vertikal veya horizontal migrasyon hiçbir asetabular komponentte görülmedi. Asetabular komponent açısı ortalama 47,25 olarak saptandı. En küçük asetabular komponent açısı 28 derece, en büyük asetabular komponent açısı ise 70 derece olarak tespit edildi.

Asetabulumun superolateral kısmına yerleştirilen, toplam 12 femur başı otogreftinin sadece 1 tanesinde kaynama tespit edilmedi. Hasta ameliyat sonrası 12. ayda kontrol edildi. Uygulanan greftlerin 3 tanesinde, yük taşımayan lateral sınırlarında rezorpsiyon tespit edildi. Asetabular komponentin temasta olduğu kısımlarda ise greft resorpsiyonu görülmedi.

4.3. Komplikasyonlar

Toplam 10 kalçada (%10,2) Heterotopik Ossifikasyon görüldü (5 erkek 5 kadın) . Brooker sınıflamasına göre 5 kalçada evre 1, 3 kalçada evre 2 ve 2 kalçada da evre 3 Heterotopik Ossifikasyon saptandı (Şekil 4-10).



Şekil 4-10. Heterotopik Ossifikasyon'un dağılımı

Ameliyat sırasında, 4 kalçada (%4,08), femoral komponent uygulanırken femurda çatlak oluştu. Tespit için ikişer adet kablo uygulandı.

Femura kısaltıcı osteotomi yapılan 6 kalçadan birinde kaynamanın tam olarak gerçekleşmediği görüldü. Hasta 10. ayda kontrole geldi. Hastanın Harris Kalça Skoru 98 olarak değerlendirildi ve radyolojik olarak kaynamama dışında ek instabilite yaratabilecek bir bulguya saptanmadı. Hasta aylık kontrollere çağırıldı.

Bir hastada, ameliyattan önce olmayan ve ameliyattan sonra başlayıp hastanın 50. ay kontrolünde de var olan uyluk ağrısı şikayeti mevcuttu. Bir hastada ameliyat sonrasında başlayan ve 22. ay kontrolünde de devam eden pretibial bölgede uyuşma şikayeti tespit edildi. Crowe tip 2 GKD'si olan bir hastada siyatik sinir arazına bağlı ameliyat sonrası düşük ayak tespit edildi. Aynı hastanın 27. ay kontrolünde kas kuvvetinin 3/5 olduğu ve kısmen düzelme olduğu görüldü. İki hastada, femoral sinir arazına bağlı olarak diz ekstansiyon gücünde

kayıp ve uyluk medialinde hipoestezi şikayeti meydana geldi. Her iki hastanında 3. ay kontrolünde bu şikayetlerinin geçtiği görüldü.

Bir hastanın son çekilen grafisinde (5.yıl), femoral başın asetabular soket içerisinde, yukarı doğru yer değiştirdiği görüldü. Harris Kalça Skoru 95 olan hastanın klinik şikayeti yoktu. Radyolojik olarak da herhangi bir gevşeme bulgusu olmayan hastanın kalçasında, polietilen aşınması veya kırılması olduğu düşünüldü. Hastanın klinik olarak şikayeti olmamasına rağmen; femoral komponent ve asetabular metal komponentte oluşabilecek gevşeme ve sonuç olarak yapılacak revizyonun metal debrisler nedeniyle daha komplike işlemleri içerebileceği düşünüldü. Bu sebepten dolayı hasta ameliyat edildi. Ameliyat sırasında polietilen komponentin aşındığı ve kırıldığı görüldü. Yeni bir komponent ve femoral baş yerleştirilerek revizyon cerrahisi uygulandı. Klinik ve radyolojik olarak görülen komplikasyonlar tablo 4-1’de özetlenmiştir.

Komplikasyon	Görülme sıklığı
Heterotopik Kemikleşme	10 (%10,2)
Nöropraksi	4 (%4,08)
Uyluk ağrısı	1 (%1,02)
Femurda çatlak	4 (%4,08)
Osteotomi hattında kaynamama	1 (%16,6) (toplam 6 osteotomi)
Polietilen insertte aşınmaya bağlı kırık	1 (%1,02)
Asetabular çatı olarak yerleştirilen femur başı otogreftinde kaynamama	1 (%8,33) (toplam 12 otogreft)

Tablo 4-1. Komplikasyonlar ve dağılımları

5. TARTIŞMA

Total kalça artroplastisindeki amaç, altta yatan etiyolojik neden ne olursa olsun, kişinin günlük işlerini idame ettirebileceği, ağrısız ve fonksiyonel bir kalça eklemi elde etmektir.

Total kalça artroplastisi, ortopedik cerrahide en başarılı girişimler arasında yer almaktadır. Birçok çalışmada, hasta tatmini, fonksiyonel ilerleme ve klinik başarı yüz güldürücü olarak karşımıza çıkmaktadır. Yapılan bir çalışmada; Amerika Birleşik Devletleri'nde, sadece bir yılda 250.000 primer total kalça artroplastisi girişi yapıldığı rapor edilmiştir (127). Literatüre bakıldığında, TKA cerrahisinde primer koksartroz en başta gelen etiyolojik nedendir. Çalışmamızda, 102 kalçanın 46'sında (%46,92) primer koksartroz görülmüştür. Furnes ve arkadaşlarının uyguladıkları 53698 total kalça artroplastisi girişimlerinde de, başta gelen etiyolojik neden %69 oranıyla primer koksartrozdur (128). Engh ve arkadaşlarının 215 hastalık artroplasti serisinde de primer koksartroz %75 oranında görülmektedir (129). Bizim çalışmamızda GKD zemininde koksartroz nedeniyle 34 hastaya (%34,68) TKA uygulanmıştır. Furnes'in çalışmasında bu oran %1,4 Engh'in çalışmasında bu oran %2, Callaghan ve arkadaşlarının 320 hastalık serilerindeki bu oran % 4 olarak kaydedilmiştir (130). Bazı çalışmalarda (131) bu oran %10 seviyelerine çıkmasına rağmen, bizim çalışmamızdaki GKD oranı oldukça yüksektir. GKD koruyucu hekimlik uygulamaları dahilinde, erken tespit edilip tedavi edilmesi gereken bir hastalıktır. Ülkemizin hem sosyoekonomik gerçekleri hem de koruyucu hekimlik uygulamalarındaki

yetersizliđi nedeniyle; GKD sıklıđının geliřmiř űlkelere göre daha fazla oranda olduđu görülmektedir.

Çalışmamızdaki yaş ortalaması 55,66 olarak tespit edilmiştir. Gelişimsel Kalça Displazisi olan hastalarda ortalama ameliyat olma yaşı 50.4 olarak saptanmıştır. GKD'li hastalarda ortalama ameliyat olma yaşının daha az olması, mevcut patolojinin çocukluk çağından beri var olması ve eşlik eden deformasyonlar nedeniyle açıklanabilir. Çalışmamızdaki diğer bir demografik özellik olan cinsiyetin dağılımına bakılacak olursa, %74 kadın ve %26 erkek cinsiyet tespit edilmiştir. Gerek cinsiyet oranını gerekse de yaş dağılımını literatürle karşılaştırdığımız zaman, sonuçların paralellik gösterdiği tespit edilmiştir (128,129,130,131,132,133,134).

Total kalça artroplastisinde çeşitli cerrahi insizyonlar tanımlanmıştır. En sık kullanılan insizyonlar, direkt lateral ve posterolateral insizyonlardır. Biz cerrahi girişim olarak direkt lateral (Hardinge) girişimi tercih ettik. Direkt lateral girişim sonrası çıkık oranı (yaklaşık % 0,55) ve enfeksiyon oranı daha az sıklıkla görülmektedir. (89,90,91,92). Çalışmamızın sonuçlarına bakacak olursak; hastalarımızda ameliyat sonrası erken veya geç dönemde henüz bir enfeksiyon bulgusuna veya kalça çıkığına rastlamadık. Bu her iki komplikasyona neden olabilecek birçok faktör olmasına rağmen; lateral insizyon tercihimizin, elde ettiğimiz sonuçlar üzerinde etkisi olduğunu düşünüyoruz. Direkt lateral girişimlerde abdüktör kol hasar görebileceği için ameliyat sonrasında hastalarda aksama meydana gelebilmektedir Usulüne uygun yapılan lateral Hardinge keside, abdüktör kolun sadece ön kısmı kaldırıldığı ve arka kısımda kalınca bir kas tendon

kısmı bırakıldığı için trandelenburg yürüyüşü görülme riski azalmaktadır (88). Bizim çalışmamızdaki hastaların, ameliyat öncesi ve sonrası yürüyüş şekilleri değerlendirildiğinde; hastalarımızda, uygulamış olduğumuz direkt lateral girişimden dolayı trandelenburg yürüyüşü saptanmamıştır.

Hastalar ameliyat öncesi ve sonrası Harris Kalça Skoru'na göre klinik olarak değerlendirildiklerinde, aradaki farkın istatistiksel olarak anlamlı ($p<0.001$) olduğu tespit edilmiştir. Ameliyat öncesi Haris Kalça Skoru ortalaması kötü grupta yer alırken ameliyat sonrası ortalama skor mükemmel olarak değerlendirilmiştir. Ameliyat öncesi 45,87 olan Haris Kalça Skoru ameliyat sonrası 92,49 seviyesine ulaşmıştır. Gröbl ve arkadaşlarının yaptığı, 202 Zweymuller femoral komponent kullanılan TKA işleminde, ortalama 180 ay izlenen hastalarda Harris Kalça Skoru ortalama 85,4 olarak raporlanmıştır (135). Başka bir klinik retrospektif çalışmada; Zweymuller femoral komponent kullanılan 133 hastanın ortalama 120 aylık takibinde, Harris Kalça Skoru ortalama değeri 85 olarak tespit edilmiştir (136). Çimentosuz TKA uygulanan başka bir seride 10 yıllık takipler sonunda Haris Kalça Skoru ortalama 92 puan rapor edilmiştir (137). Tüm bu literatür bilgileri ışığında, bizim çalışmamızdaki Haris Kalça Skoru ortalama değerleri incelendiğinde sonuçlarımızın literatüre paralellik gösterdiğini görmekteyiz. Ancak; elde ettiğimiz sonuçları diğer çalışmalarla tam olarak mukayese edebilmemiz için, daha uzun süreli takiplere ihtiyacımız olduğunu düşünmekteyiz.

Biz çimentosuz femoral komponent olarak; titanyum, inceltilmiş (tapered), dikdörtgen kesitli, proksimal üçte biri plazma püskürtme üzerine

hidroksiapatit kaplamalı, distali plazma püskürtmeli Zweymüller komponent kullandık. Bu komponent, “presfit” olarak yerleştirilir ve dikdörtgen olan geometrik şekli, rotasyonel stabiliteyi sağlayarak oldukça stabil bir primer tespit sağlar. Daha sonra osteointegrasyon dönemi başlar ve proksimal kısmın hidroksiapatit kaplı olması bu sürecin daha etkin olmasına neden olur (6. ve 10. haftalarda). Literatüre baktığımız zaman Zweymüller femoral stemle ilgili oldukça başarılı sonuçlar bildirilmiştir. Grubl ve arkadaşlarının 202 protez üzerinde yaptığı klinik retrospektif bir çalışmada, 10 yıllık takiplerde hiçbir kalçada gevşeme bulgusu saptanmamıştır (136). Carcia ve arkadaşlarının yaptığı başka bir klinik retrospektif çalışmada da 104 Zweymüller femoral stemin hiçbirinde gevşeme bulgusu tespit edilmemiştir (138). Yine benzer bir çalışmada Peitzrak ve arkadaşlarının 180 hastanın ortalama 6 yıllık takiplerinde, Zweymüller femoral stemlerde herhangi bir gevşeme bulgusu saptamamıştır (139). Korovessi ve arkadaşlarının yaptığı bir çalışmada ise 148 hastanın 11 yıllık takiplerinde sadece 4 kalçada femoral stem aseptik gevşeme nedeniyle revize edilmiştir ve toplamda % 30 oranında femoral stem çevresinde radyolusensi saptanmıştır (140).

Gruen’in tanımladığı “femoral zone”lar ile Engh ve arkadaşlarının tanımladığı radyolojik kriterler (122) ışığında femoral implantın stabilitesi değerlendirilebilmektedir. Çalışmamızdaki femoral komponentlerin etrafındaki radyolusen alanlar değerlendirildiğinde; Gruen zone 1 ve 7’de bu radyolusen alanların oldukça fazla görüldüğü tespit edilmiştir. Bu oranlar zone 1 için %67,32 (66 kalça), ve zone 7 için ise %60,18 (59) olarak tespit edilmiştir. Zweymüller, 6

yıl takip ettiği hastalarda femoral stemlerde, 95 stemin 45' inde (%42) radyolusen hatları tespit etmiştir. Bu radyolusen hatların %78'i Gruen zone 1 ve 7'de tespit edilmiştir. Sadece bir hastada osteoliz sonucu gevşeme görülmüştür. Aynı çalışmada 10. yıl takiplerde de bu radyolusen hatların oranının değişmediği görülmüş ve sadece bir hastada daha osteoliz görülmüştür. Sonuçta, röntgenografik olarak var olan radyolusensi bulgularının, stem ömrünü tehlikeye atmayacak bulgular olduğunu belirtmiştir (140). Bizim  alışmamızda da Gruen zone 1 ve zone 7'de yüksek oranda radyolusensi saptanmıştır. Bu durum hastaların kliniğiyle birlikte bir bütün olarak değerlendirildiğinde anlamlı bir klinik sonuç ifade etmemiştir. Garcia-Cimbrelo ve arkadaşlarının (141) , Pieringer ve arkadaşlarının (142), ve Pospischil ve Knahr'ın (143) yapmış oldukları klinik retrospektif çalışmalarda bizim sonuçlarımıza benzer bulgular yayınlamışlardır.

Stres kalkanı (stres shielding), özellikle çimentosuz femoral komponent uygulamaları sonrasında sıkça görülen ve kemiğin komponente uyum süreci sonucu gelişen bir durumdur. Stres kalkanı, radyolojik olarak femur proksimalinde oluşan radyolusen hatlarla tespit edilir. Stres kalkanının oluşumunda stemin anatomik ve matalurjik özellikleri oldukça önemli bir yere sahiptir. Kobalt krom protezler titanyuma göre elastik modülüsü daha fazla olduğu için stres kalkanı oluşumuna daha çok neden olurlar. Bu durum, femoral komponentin distaline stres iletimini artırır. Böylece stres kalkanı femoral stem çevresinde yaygın olarak görülebilir. Kobalt kromun elastik modülüsü kemiğe göre fazla olduğu için, bu sertlik özelliği nedeniyle; yükü femoral komponent, kemiğe göre daha fazla taşır ve femurda az kullanım osteopenisi gelişir. Titanyum

femoral komponentlerin elastik modülüsü kobalt krom komponentlere oranla daha az olduğu için, kemik stres transferinde daha etkin bir rol alır ve stem çevresinde oluşan stres kalkanı daha ılımlı oranlarda görülür. Stres kalkanı oluşumunda femoral komponentin geometrik özellikleri de oldukça önemlidir. Zweymuller gibi distale doğru inceltilmiş titanyum femoral komponentlerde stres proksimalden distale doğru daha kademeli olarak dağılır. Dolayısıyla zone1-7 dışında stres kalkanı sık izlenmez. Bizim sonuçlarımızda, diğer 5 bölgede toplam %5,1 oranında radyolusensi görülmüştür. Bu durum stres transferinin distale fazla iletilmediğini gösterir ve literatürdeki bilgilerle paralellik gösterir. Ancak bu radyolusen hatlarda, sonraki kontrollerde olabilecek artışlar, düzensizleşmeler osteoliz lehine yorumlanabilir.

Zone 1 ve 7'deki radyolusen hatların sıklığının fazla olmasının nedeni halen araştırılmakta ve üzerinde tam bir fikir birliği sağlanamamaktadır. Başlıca nedenler, spongioz kemiğin bu bölgede fazla olması, komponentin yerleştirilirken bu bölgenin raspalanması sırasında kemik rezervin büyük kısmının bölgeden uzaklaştırılması ve ameliyat sırasında hastanın mevcut kemik rezervinin az olması şeklinde sıralanabilir (144,145,146).

Özellikle, proksimali poroz kaplı femoral komponentlerde poroz yüzeyin bittiği bölgede, endosteal kemik yoğunlaşmaları radyolojik olarak kortikal hipertrofi şeklinde karşımıza çıkabilir. Bu durum, stabil kemik tespitini gösteren önemli bir bulgudur. Çalışmamızdaki Zweymuller femoral komponentlerde de sık olmamakla birlikte radyolojik olarak kortikal hipertrofi görülebilir. Bizim çalışmamızda, bir kalçada zone 5'te, bir kalçada ise zone 2 ve 6' da olmak üzere

toplam iki kalçada kortikal hipertrofi izlenmiştir. Kortikal hipertrofinin, Zweymüller femoral komponentlerde; proksimaldeki stres dengesizliği sonucu distalde meydana gelen bir uyum süreci sonrasında meydana gelebileceği ve böylece komponentte bir instabilite habercisi olabileceği unutulmamalıdır (147). Bizim çalışmamızda, hipertrofi olan kalçalarda zone 1 ve 7 de radyolusensi mevcuttu ancak hastalarda instabiliteyi düşündürecek herhangi bir klinik bulguya rastlanmamıştır.

Callaghan'ın radyolojik kriterleri göz önünde bulundurularak (126), asetabular komponent etrafındaki radyolusen bölgeler incelendiğinde; bizim çalışmamızda; poroz kaplama üzeri hidroksiapatit kaplamalı komponent kullanıldı ve toplam 42 kalçada (%42,84) radyolusensi görüldü. Toplam 34 kalçada (%34,68) zone 2'de, 21 kalçada (%21,42) zone 3'te, 18 (%18,36) kalçada ise zone 1'de radyolusensi saptandı. Literatür bilgileriyle karşılaştırıldığında ; Bidar ve arkadaşlarının 111 hastayı ilgilendiren ortalama 13 yıllık takiplerinde gevşeme lehine değerlendirilmeyen radyolusensi oranı % 48,5 olarak tespit edilmiştir (148). Garcia ve arkadaşlarının retrospektif klinik çalışmalarında, ortalama 11 yıllık izlemi olan 104 kalçada erken ameliyat sonrası takipte %30 olan radyolusensi oranı son takiplerde %12,48 olarak tespit edilmiştir (138). Callaghan ve arkadaşlarının yaptığı, 50 kalçayı içeren bir çalışmada; 2 yıllık takipler sonrasında, zone 2'de %20, zone 3'te ise %48 olarak radyolusensi saptanmıştır (126).

Literatür incelendiğinde asetabular komponent çevresinde, instabiliteye neden olmayan değişik oranlarda radyolusen hatların görüldüğü seriler

yayınlanmıştır. Bu radyolojik sonuçların ortaya çıkmasında asetabular komponentin yüzey özelliklerinin yanı sıra asetabular komponent geometrisi de önemli yere sahiptir. Çevresi daha geniş, hemisferik olmayan asetabular komponentlerin, büyük hemisferik geometriye sahip asetabular komponentlere oranla periferik zorlanmaları daha fazla artırdıkları görülmüştür (149). Bizim çalışmamızda kullandığımız asetabular komponentin önemli bir özelliği, periferik kısmının farklı yarıçaplara sahip olması nedeniyle periferde sıkı tutunmaya neden olmasıdır. Geometrik yapılarda meydana gelen farklılıklardan dolayı komponent çevresinde farklı osteointegrasyon alanları ortaya çıkmaktadır. Bu durum, implant çevresinde instabiliteye yol açmayan farklı oranlarda radyolusen alanların oluşmasına neden olmaktadır. Bizim çalışmamızda tespit edilen bu radyolusen alanlar kalçalarda herhangi bir instabiliteye yol açmamıştır.

Asetabular komponentin yerleştirilme açısı erken dönem çıkıklar, erken ve geç dönem gevşemeler, ekstremité uzunluk farklarının oluşması, pelvik osteoliz oluşumu nedeniyle oldukça önemlidir (150,151). Çalışmamızda, asetabular komponent açısı ortalama 47,25 (28-70) olarak saptandı. McCollum ve Gray yaptıkları çalışmalarda güvenli asetabular komponent açısı aralığını 30-50 derece arasında saptamışlardır. Lewinnek ve arkadaşları da yaptıkları benzer bir çalışmada çalışmalarda aynı değerleri bildirmişlerdir (152,153). Moskal ve arkadaşlarının yaptığı retrospektif bir çalışmada ortalama açı , 43.57 derece (24-64) olarak tespit edilmiştir (154). Literatüre baktığımızda bizim çalışmamızdaki ortalama asetabular komponent açısının diğer çalışmalarda tespit edilen açılarla benzer olduğunu görmekteyiz. Bizim çalışmamızda güvenli aralığın dışında

yerleştirilen asetabular komponentlerde herhangi bir gevşeme bulgusu görülmemiştir. Özellikle polietilen-metal ve seramik-seramik yüzey seçeneklerinin kullanıldığı total kalça artroplastisinde asetabular komponent açılarının güvenli aralıkta olmasına dikkat edilmelidir. Güvenli aralıkta meydana gelebilecek açı sapmaları polietilen yüzeylerde aşınmalara neden olabileceği gibi seramik yüzeylerde ise aşırı yüzey stresleri oluşturarak kırıklara neden olabilmektedir. Bizim çalışmamızda polietilen aşınmasına bağlı 5. yılda revizyon yapılan bir hastamızda komponent açısı 55 derece olarak ölçüldü. Çalışmamızdaki güvenli aralığın dışında yerleştirilen asetabular komponentlerin ömrünü daha net olarak değerlendirebilmek için daha uzun süreli takiplere ihtiyaç olduğunu düşünmekteyiz.

Çalışmamızda, Gelişimsel Kalça Displazisi olan hasta sayısı toplam 34 olarak belirlendi. Bu kalçalardan 12' sinde (%36,6), asetabular örtünme yetersiz olduğu için, femur başından alınan otogreft asetabulumun superolateraline yerleştirildi. Otogreft uygulanan kalçaların 3'ünde Crowe tip 1, 5'inde Crowe tip 2 ve 4'ünde ise Crowe tip 3 GKD mevcuttu. Literatürde otojen femur başı grefti uygulanarak asetabulumu rekonstrükte edilen GKD'li hastalarla ilgili birçok çalışma yayınlanmıştır. Toplam 87 displastik kalçayı retrospektif olarak ortalama 18,5 yıl takip eden Saito ve arkadaşlarının çalışmasında; femur başı otogrefti kullanılan toplam kalça sayısı 37 (%42,4) olarak tespit edilmiştir ve bütün greftlerde radyolojik olarak kaynama saptanmıştır (155). Kim ve arkadaşlarının ortalama 11 yıl takip ettikleri, 84 kalçaya uygulanan femoral baş greftlerinin tümünde yine benzer şekilde kaynama görülmüştür (156). Morsi ve arkadaşlarının

33 displastik kalçaya uyguladıkları femoral baş otogreftlerinin sadece 3 tanesinde kaynamama görülmüştür (157). Hendrich ve arkadaşlarının yaptığı klinik retrospektif bir çalışmada 56 kalçanın 11 yıllık takiplerinde otojen femur başı ve çimentosuz asetabular komponent uygulanması sonrasında sağ kalımın %88,9 olduğu saptanmıştır (158). Farrel ve arkadaşlarının yaptığı bir çalışmada ise femur başı otogrefti uygulanmış 28 kalçanın 5 tanesinde, revizyon uygulanması sırasında, greftin kaynamadığı görülmüş ancak diğer kalçaların 11 yıllık takibinde; greftlerin kaydığı ve mediolateral greft çapında sadece 1 mm resorpsiyon olduğu saptanmıştır (159). Bizim çalışmamızda da olduğu gibi tüm bu çalışmalarda en fazla greft Crowe tip 2 GKD’de kullanılmıştır. Bizim çalışmamızda, sadece 1 hastada birinci yıl kontrolünde çekilen direkt grafide otojen femur başı greftinde tam kaynama bulgusu göremedik. Toplam 4 hastada ise asetabular komponentin lateralinden taşan, yük taşımayan greft kısmında resorpsiyon saptandı. Sonuçlarımız, diğer çalışmalarla birlikte değerlendirildiğinde, resorpsiyonun en fazla otojen greftin yük taşımayan lateral kısımdan olduğu görülmektedir.

Asetabulumun %30’undan fazlasını kaplayan greftlerde başarısızlık oranlarının daha fazla olduğu bildirilmiştir (101). Bu literatür bilgisi ışığında biz de Harris’in belirttiği gibi (160) asetabular komponentin % 70’inden fazla kısmının canlı kemik dokuyla desteklenmesi gerektiğini düşünüyoruz. Uzun dönemde meydana gelebilecek başarısızlıklarda; sklerotik ve kistik dejenerasyona uğramış femur başı kullanılması ve greftin asetabular komponentin %30’undan fazlasını örtmesi gibi nedenler yer alabilir.

Greftin stabilizasyonu, ameliyat sırasındaki tespitinin sağlamlılığıyla yakından ilişkilidir. Biz grefti tespit ederken ; son yıllarda 2 adet 4,5 mm'lik AO vidası kulalnıyoruz. Daha büyük çaplı vidaların (6.0 mm), greftin yapısal bütünlüğüne zarar verdiğini düşünüyoruz. Grefti tespit ederken dikkat edilmesi gereken diğer bir husus da kaynamanın oluşabileceği karşılıklı kemik yüzeyler için uygun bir mikroçerçeve ortaya çıkartmaktır. Bu nedenle femur başının ve iliak kemiğin spongioz yüzeyleri ortaya çıkartılmalı ve tespit sırasında, her iki sahadaki trabeküllerin yönünün aynı olmasına özen gösterilmelidir.

Gelişimsel kalça displazisi olan hastalarda, femur hipoplazik olabileceğinden ve artmış femoral anteverسیون açısı nedeniyle femoral komponent yerleştirilirken dikkatli olunması gerekmektedir. Özellikle; ekstremitenin, 4 cm'den daha fazla uzatılacağı ameliyatlarda, damar sinir hasarını engellemek için femoral osteotomi ile femurun kısaltılması gerekmektedir (104,105,106). Literatürde tanımlanmış çok farklı osteotomi teknikleri bulunmaktadır. Bunlar, transvers, basamaklı (step-cut), oblik veya çift chevron şeklinde sıralanabilirler (161,162,163,164). Basamaklı osteotomi rotasyonel stabilizeyi sağlaması açısından iyi bir yöntem olmakla beraber uygulanması teknik açıdan zordur ve femoral komponentte varusa yönelime neden olabilmektedir. Çift chevron osteotomisi ise yine teknik açıdan zordur ve anteverسیون ayarlamasında yetersiz kalabilir. Transvers subtrokanterik osteotomi hem uygulama kolaylığı hem de anteverسیونu rahatça ayarlayabilme konforu nedeniyle sıkça tercih edilebilen bir yöntemdir. Biz de çalışmamızdaki artroplasti uygulamalarında, kısaltıcı osteotomi olarak transvers osteotomi tekniğini tercih

ettik. Toplam 6 femura kısaltıcı osteotomi uyguladık ve bunların tamamında etiyojoloji; Crowe Tip 4 GKD olarak tespit edildi. Yukarıda sayılan bütün yöntemlerden sonra, osteotominin tespiti amacıyla, serklaj telleri, plaklar kullanılabilmektedir. Çalışmamızdaki hastalarımıza uyguladığımız Zweymuller femoral komponentin, dikdörtgen kesitli geometrisi nedeniyle; rotasyonel stabiliteyi yeterli miktarda sağladığını düşündüğümüz için transvers osteotomilerden sonra ek herhangi bir tespit materyali kullanmadık. Osteotomi uyguladığımız hastaların biri hariç hepsinde osteotomi hattında tam kaynama tespit ettik. Sadece bir hastamızın onuncu ay kontrolünde, osteotomi hattında tam olarak kaynama elde edemedik. Bu hastamızın Harris Kalça Skoru 98 olarak tespit edildi ve klinik olarak herhangi bir şikayeti olmaması nedeniyle hasta rutin poliklinik takibine alındı.

Çalışmamızda femoral stemin yerleştirildiği 2 hastada osteotomi hattının hemen altında çatlak meydana gelmiş ve 2 adet kablo ile tespit edilmiştir. Bu hastaların takiplerinde tam kaynama olduğu görülmüştür. Reikaras ve arkadaşları ortalama 8 yıl takip ettikleri ve subtrokanterik oblik osteotomi uyguladıkları 56 kalçanın sonuçlarını yayınlamışlardır. Buna göre; 1 hastada tekrarlayan çıkık, 1 hastada kaynamama, 2 hastada siyatik sinir arazı, 1 hastada da femoral komponentte çökme tespit etmişlerdir (165). Bruce ve arkadaşlarının yaptığı klinik retrospektif bir çalışmada ise 9 hastanın ortalama 56 ay takipleri sonucunda 1 kalçada çıkık ve 2 kalçada ise sırasıyla ,femur proksimalinde ve diyafizinde kırık oluşmuştur (161).

Hastalarımıza, yüzey seçenekleri olarak, seramik-seramik, metal-metal ve polietilen-metal seçeneklerini kullanıldı. Toplamda 31 kalçada seramik-seramik yüzey (%31,62), 42 kalçada metal-metal yüzey (%42,84) ve 29 kalçada polietilen-metal yüzey (%29,58) tercih edildi. Son yıllardaki uygulamalarımızda, 65 yaş ve üzeri hastalarda polietilen metal kombinasyonu tercih edilirken, 65 yaş altı genç ve aktif hastalarda seramik seramik ve metal metal kombinasyonlar tercih edilmiştir. Bilinen malignite öyküsü ve böbrek hastalığı olan ve üreme çağındaki kadınlara seramik seramik kombinasyonlar ön planda düşünüldü. Bizim serimizdeki hastalarda , sadece bir hastada polietilen aşınmasına bağlı olarak, insertte kırılma izlenmiştir. Bu durum hastanın 5. yıl (63. ay) rutin kontrolünde asemptomatikken tespit edilmiştir. Kilinik olarak şikayeti olmayan (Haris Kalça Skoru 95) hastanın, sadece Gruen zone 7’de, gevşeme lehine değerlendirilmeyen radyulusensi hattı mevcut olup asetabular komponentin inklinasyon açısı 55 derece olarak saptanmıştır. Femoral baş seçeneği olarak da polietilenin karşısına 28 mm metal baş kullanılmıştır. Aşınmanın çevre kemik dokuya daha fazla zarar vereceği ve daha sonra yapılabilecek revizyonda metal debrisin revizyonu güçleştirebileceği düşünüldüğünden, erken dönemde hastaya revizyon ameliyatı yapılarak seramik seramik yüzey değişimi uygulanmıştır.

Grubl ve arkadaşlarını yaptığı, 208 Zweymuller femoral komponent kullanılan total kalça artroplastisinin, ortalama 120 aylık takibinde polietilen aşınmaya bağlı revizyon sadece 2 kalçada görülmüştür (136). İleri derecede çarpaz bağlanmış, ultra yüksek molekül ağırlıklı polietilen kullanımı TKA cerrahisinde son yıllarda oldukça yaygın olarak kullanılmaktadır. Taşıyıcı yatak

yüzeylere uygulanan materyallerin yüzey pürüzlülüğü, parlaklığı, sürtünme katsayısı, bu yüzeylere etki edebilecek üçüncü cisim partiküllerinin varlığı, komponentlerin uygulanma teknikleri ile tasarım ve imalat teknikleri, geniş femoral başların kullanımı gibi implanta ait faktörlerin yanında; yaş, kilo, cinsiyet, protezin kullanım şekli gibi hastadan kaynaklanan faktörler de aşınmada etkin olabilmektedir (166). Çarpaz bağlanma polietilendeki aşınma direncini artırmaktadır. Total kalça artroplastisinde, polietilen aşınmasının birincil mekanizması adhezyon ve abrazyon şeklinde olmaktadır. Asetabular polietilenin, eklem yüzeylerinde, eklem fleksiyon ekstansiyon aksı yönünde uzamış fibriller oluşur. Bu yönlenmiş fibriller, materyali salınma hareketi yönünde sertleştirirken yatay yönde zayıflatırlar. Kalçanın rotasyon ve abduksiyon, addüksiyon hareketleri gibi çarpaz hareketleri, bu fibrillerden mikron altı ölçekte parçacıklar meydana gelmesine neden olur. Yüksek çarpaz bağ, bu aşınma mekanizmasını azaltmaktadır (166, 167,168). Yüksek çarpaz bağın diğer büyük avantajı da; büyük çaplı femoral baş seçenekleriyle birlikte rahatlıkla kullanılabilmesidir.

Literatürü incelediğimizde; seramik-seramik yüzeylerin, metal-metal yüzeylere göre aşınmaya daha dirençli olduğu ve her iki yüzeyin de polietilen-metal kombinasyonlarına oranla aşınmaya daha dirençli olduğu görülmektedir.(169,170,171). Femoral başın çapının artırılması; aşınmaya ters yönde etki ederken, eklem çıkıklarını engelleyerek daha geniş eklem hareket açıklığı elde edilmesine yardımcı olmaktadır. Femoral baş çapının artırılmasının bir diğer etkisi de asetabular insertin kalınlığının azalması doğal sonucunu yanında getirir. Bartel ve arkadaşları, polietilen kalınlığının 5 milimetrenin altına

düşmesi durumunda erken aşınma meydana gelebileceğini göstermişlerdir (70). Buradan yola çıkarak biz de, küçük asetabular komponentlerin uygulama zorunluluğu olduğu; özellikle genç nüfustaki Crowe tip 4 kalçalarda polietilen insert kullanımı sırasında 22 mm ve 28 mm baş seçeneklerinin tercih edilerek insert kalınlığının yeterli miktarda olmasına dikkat etmekteyiz. Ancak bu hastalarda uygun asetabular çapa ulaşmaya çalışarak seramik-seramik veya metal-metal kombinasyonu elde etmenin öncelikli olduğu kanaatindeyiz.

Heterotopik Ossifikasyon (HO), yumuşak dokuların içerisinde (en sık kas dokusu) kemik dokunun oluşmasıdır. Bizim serimizde toplam 10 kalçada görülmüştür. (%10,2). Brooker sınıflamasına göre evre 1 HO 5 kalçada, evre 2 HO 3 kalçada ve evre 3 HO ise 2 kalçada görülmüştür. Spiranelli ve arkadaşlarının direkt lateral kesi ile ameliyat edip 96 ay takip ettikleri 181 kalçayı içeren klinik retrospektif bir çalışmada HO %28,7 oranında görülmüş ve %17.7 ile en fazla evre 1 HO tespit edilmiştir (172). Benzer bir çalışmada ise Kaczmarek ve arkadaşlarının ortalama 10.5 yıl takip ettikleri 167 kalçada daha yüksek bir oranda (%68) HO bildirmişlerdir (173). Literatürde geniş serilerde Heterotopik Ossifikasyon kalça artroplastisini takiben geniş bir değişkenlik göstererek %10 ile % 70 rapor edilmiştir (109,110). Özellikle direkt lateral yaklaşımda HO görülme riski daha fazla olmasına rağmen, bizim çalışmamızdaki bu oran literatür ortalamasının alt sınırına yakın bulunmuştur. Heterotopik Ossifikasyon, temel patolojinin yumuşak dokuların içinde osteoid oluşturan hücrelerin meydana getirdiği mekanizması tam olarak aydınlatılamamış bir problemdir. Osteoid oluşturma yeteneğine sahip osteoblastik hücrelerin potansiyel

kaynakları; sessiz puliripotent mezenşimal hücreler, fibroblast gibi yerel hücre dizilerinin metaplazisi ve medüller kanalın enstrümantasyonu sonucunda osteoprogenitör hücrelerin transplantasyonu olarak sayılabilir. Ayrıca cerrahi travma sonrasında, açığa çıkan kemik morfojenik proteinlerinin ve kemik partiküllerinin de bu başkalaşıma katkısı olduğu düşünülmektedir (174,175). Bunun kliniğe yansması pulsatil jet lavajların kullanılarak ortamdan HO'ya sebep olacak materyalin uzaklaştırılmasıdır. Biz de direkt lateral kesi ile ameliyat ettiğimiz hasta serimizde son yıllarda rutin olarak pulsatil jet lavajı kullanmaktayız.

Bizim hastalarımızda HO'ya ikincil herhangi bir klinik muayene bulgusu görülmedi. Erkek cinsiyet, hipertrofik osteoartrit, daha önce HO öyküsü varlığı, ankilozan spondilit, direkt lateral cerrahi yaklaşım, femoral veya trokanterik osteotomilerin yapılması, hematoma, ve enfeksiyon gibi risk faktörleri HO oranını artırmaktadır. Steroid olmayan anti enflamatuvar ilaçlar, prostaglandin ve diğer mediatörlerin üretimini inhibe ettikleri için HO profilaksisinde kullanılabilirler. Klinikte bu amaçla en yaygın kullanılan etken madde indometazindir (176,177,178). Biz de kliniğimizde yukarıda belirtilen risk faktörlerine sahip olan hastalara 6 hafta, 75 mg/gün dozda indometazin tedavisi vermekteyiz.

Çalışmamızdaki 4 kalçada (%4,08) ameliyat sırasında, femoral komponent yerleştirilirken, femurda çatlak meydana gelmiştir. Bu hastalarda tespit için ikişer adet kablo ile serklaj uygulanmıştır. Bu hastaların 2'sinde; Crowe tip 4 GKD mevcuttu. Panagiotis ve arkadaşlarının, 350 hastayı içeren bir çalışmada; Zweymuller femoral komponentin uygulanması esnasında toplam 5 femurda

çatlak geliştiği raporlanmıştır (179). GKD zeminindeki femur hipoplazik olduğu için isthmus dar olarak karşımıza çıkmaktadır. Femoral kısaltma da yapılan bu hastalarda isthmusun dar olması nedeniyle femoral çatlak oluşma riski belirgin olarak artmaktadır. Femoral komponent yerleştirilirken komponentin varus veya valgusta yerleştirilmesi, femurda çatlağa neden olabileceği için biz raspalama işlemini yaparken, proksimal metafiz kısmının posteriorunun iyi rasplanması gerektiğini düşünüyoruz. Özellikle Crowe tip 4 GKD hastalarında olduğu gibi kısaltma işlemi yapılacak isthmusu dar olan hastalarda kısaltmadan önce femoral raspalama işleminin tam ve usulüne uygun olarak yapılması gerektiğini önermekteyiz. Bizim serimizdeki ameliyatlarda meydana gelen femoral çatlakların takiplerinde hastalara geç dönemde yük verdirilmiş ve takiplerde herhangi bir klinik probleme rastlanmamıştır.

Çalışmamızda toplam 4 hastada (%4,08), ameliyata bağlı görülen sinir arazı meydana geldiği izlenmiştir. Crowe tip 2 GKD'si olan ve 3 cm uzatma yapılan bir hastada, siyatik sinir arazına bağlı olarak, ameliyat sonrası düşük ayak oluşmuş ve 27. ay kontrolünde kas gücü 3/5 oranında düzelmiştir. Toplam 2 hastamızda ameliyat sonrasında meydana gelen, femoral sinir arazına bağlı olarak, diz ekstansiyonu yapamama şikayeti gelişmiş ancak 3. ay kontrollerinde bu şikayetin ortadan kalktığı görülmüştür. Crowe tip 4 GKD'li bir hastamızda, 5 santimetre kısaltıcı osteotomi uygulanmış ve ameliyat sonrası başlayıp 22. ay kontrolünde de devam eden pretibial uyuşma şikayeti izlenmiştir. Literatüre baktığımızda sinir hasarı primer kalça artroplastisinde % 0,7 ile % 3,5, revizyon kalça artroplastisinde ise %2,9 ile % 7,6 arasında değişmektedir (104,105).

Özellikle Crowe tip 3 ve 4 GKD'li hastalarda artroplasti uygulamaları sonrasında bu oran belirgin olarak yüksek olup %3 ila %15 arasında bildirilmiştir (180). Siyatik sinir hasarı ekstremitenin 4 cm'nin üzerinde uzatıldığı olgularda belirgin olarak artış gösterir(106). Eggli yaptığı bir çalışmada, sinir hasarlarını kısaltıcı osteotomilerden çok bu ameliyatların teknik zorluklarından dolayı ameliyat sırasındaki ekartasyon ve traksiyon gibi kuvvetlerin etkisiyle meydana geldiğini belirtmiştir (181). Biz serimizdeki hastaların hiçbirisinde 4 cm'den fazla uzatma yapmamaya dikkat ettik. Uzatma miktarının uygun şekilde belirlenebilmesi için ameliyat öncesi pelvisi içine alacak şekilde çekilen uzunluk grafipleriyle iyi bir planlama yapılmasının faydalarına inanmaktayız. Biz, pretibial uyuşması olan hastamızın şikayetinin, kısaltıcı osteotomi sonrası aşağı inen, kalça yeni rotasyon merkezinin oluşturulması sırasında siyatik sinirde meydana gelen traksiyon hasarına bağlı geliştiğine inanmaktayız. Femoral sinir nöropraksisi gelişen iki hastamızda ise hasarın asetabulum anterioruna yerleştirilen ekartörün basısına bağlı geliştiğini kanaatine varılmıştır. Bu nedenle direkt lateral kesi ile yapılan kalça artroplastisi uygulamaları sırasında asetabulum anterioruna yerleştirilen ekartör uygulamalarının dikkatli şekilde ve asetabulum anterior dudağındaki kemik doku üzerine yapılması gerektiği kanaatindeyiz.

Uyluk ağrısı, özellikle çimentosuz femoral komponentlerin kullanılmasından sonra görülebilen bir durumdur. Uyluk ağrısı daha sık olarak anatomik femoral tasarımlar ve silindirik distal fiksasyonlu femoral komponentlerde görülmektedir. Yapılan çalışmalarda uyluk ağrısının, görülme sıklığı değişkenlik göstermekle birlikte %20 seviyelerine kadar çıktığı

bildirilmektedir. Naumann ve arkadaşlarının 473 hastalık serilerinde uyluk ağrısı %5 olarak tespit edilmiştir (182,183). Başlıca faktörler, zayıf tespit, mikrohareketler, modüler uyumsuzluk, endosteal irritasyon, kemik ve femoral komponentin elastik modülüslerinin uyumsuzluğu şeklinde sıralanabilir. Radyolojik olarak değerlendirildiğinde uyluk ağrısı olan hastalarda kortikal hipertrofi, sap ucunda skleroz, komponentte vertikal migrasyon bulguları saptanabilir (184). Uyluk ağrısı bir çok faktöre bağlı olarak gelişebilir. Bizim çalışmamızdaki hastalarımızda kullandığımız, inceltirilmiş (tapered) Zweymuller femoral komponentlerde uyluk ağrısı sık görülen bir durum olarak raporlanmamıştır. . Bizim de 102 kalçayı içeren bu serimizde sadece bir vakada (%1,02) gündelik aktiviteyi kısıtlamayan, yürümekle oluşan uyluk ağrısı mevcuttu. Bu hastanın radyolojik değerlendirmesinde, herhangi bir gevşeme veya hipertrofi bulgusu saptanmamıştır.

6. SONUÇ

Çalışmamızda elde ettiğimiz sonuçları literatür bilgileriyle birlikte değerlendirdiğimizde aşağıdaki sonuçları elde edebiliriz.

- Total kalça artroplastisi, doğru endikasyonlarla birlikte uygulandığında, ortopedik cerrahinin, sonuçları en başarılı ameliyatlarından birisidir.
- Osteoartrit nedeniyle total kalça artroplastisi uygulanan hastaların çoğunluğunu kadın cinsiyet oluşturmaktadır ve ülkemizde GKD nedeniyle uygulanana TKA gelişmiş ülkelere oranla belirgin olarak daha fazladır.
- GKD zemininde meydana gelen osteoartrit hastalarında ve avasküler nekroz nedeniyle dejeneratif artrit gelişmiş hastalarda total kalça artroplastisi uygulama yaşı idiopatik koksartrozlu hastalara oranla daha azdır.
- Ameliyat öncesi, hastalar klinik ve radyolojik olarak iyi değerlendirilmelidirler.
- Direkt lateral yaklaşım tekniğinin, hem kolaylıkla genişletilerek uygun görüş açısı sağlayabilmesi; hem de ameliyat sonrası oluşabilecek çıkık riskini diğer girişimlere oranla en aza indirebilemesinden dolayı, rahatlıkla tercih edilebilecek bir cerrahi yaklaşım yöntemi olduğu söylenebilir.

- Ameliyattan sonra elde edilen Harris Kalça Skorları ameliyat öncesi skorlarla mukayese edildiğinde; özellikle hastaların ağrı skorlarında olmak üzere fonksiyonel skorlarında da istatistiksel olarak belirgin artış saptanmıştır.

- Ameliyat sonrası yapılan radyolojik değerlendirmelerde, asetabuler ve femoral komponentin etrafında tespit edilen radyolusen hatların iyi yorumlanması gerekmektedir. Özellikle femur proksimalinde görülen radyolusen hatların, bir patolojiden çok kemik stoğun femoral komponentte oluşturduğu bir uyum sürecinin sonucu olduğu akıldan çıkartılmamalıdır.

- Zweymuller femoral komponentlerin, hem diktörtgen geometrileri nedeniyle sağladıkları primer stabilite, hem de osteointegrasyonu artırıcı, proksimali hidroksiapatit kaplı ve tüm yüzeyi plazma püskürtme kaplı özellikleri nedeniyle total kalça artroplastisinde, kısa dönem takiplerde oldukça başarılı sağ kalım oranlarına sahip oldukları görülmüştür.

- Poroz yüzey üzerine hidroksiapatit kaplı, periferi değişen çaplarda olan asetabular komponentlerin kullanılması ile kısa dönemde yüksek sağ kalım oranları elde edilmiştir. Bu komponentler hem uygulama esnasında periferden daha stabil yerleştirilebilmiş; hem de komponentlerin hidroksiapatit yüzeyleri sayesinde oldukça iyi osteointegrasyon sağlanmıştır.

- Zweymüller femoral komponentlerin kullanımı, yüksek kalça çıkıklı hastalarda uygulanan subtrokanterik femoral osteotomiler sonrası, dikdörtgen geometri özellikleri nedeniyle, femurda ek internal tespit materyalinin kullanılması gerekliliğini ortadan kaldırmıştır.
- Direkt lateral girişim ile uygulanan kalça artroplastisi sonrasında Heterotopik Ossifikasyon görülme riski diğer yaklaşımlara göre daha fazla olmasına rağmen, ameliyatta pulsatil lavaj kullanılması, cerrahi alanın az travmatize edilmesi ve risk faktörleri olan hastalara ameliyat sonrası Heterotopik Ossifikasyon profilaksi yapılması ile en aza indirilebilmektedir.
- Özellikle yüksek kalça çıkığı olan hastalarda, ameliyat sonrası oluşabilecek sinir hasarı riskini en aza indirebilmek için; ameliyat öncesi değerlendirme ve planlama yapmak oldukça önemlidir.

Bizim çalışmamız TKA uyguladığımız hastaların, kısa dönem sonuçlarını içermektedir. Literatürdeki sonuçlarla karşılaştırdığımızda, takip süremizin daha kısa olduğunu görmekteyiz. Sonuçlarımızı literatür bilgileriyle tam olarak mukayese edebilmek ve daha net sonuçlara ulaşabilmek için serimizdeki hastaların daha uzun süreli takiplere ihtiyacı olduğu kanaatindeyiz.

7. ÖZET

Amaç: Çalışmamızda, değişik etiyolojik nedenlerle çimentosuz total kalça artroplasti uygulanan hastaların kısa dönem klinik ve radyolojik sonuçları değerlendirildi.

Gereç ve Yöntem: Kasım 2003 ve Şubat 2010 tarihleri arasında Gazi Üniversitesi Tıp fakültesi Ortopedi ve Travmatoloji Ana Bilim Dalı'nda, değişik etiyolojik nedenlerle 92 hastanın 102 kalçasına (10 hasta bilateral) uygulanan, çimentosuz, dikdörtgen kesitli, proksimal üçte biri plazma püskürtme üzerine hidroksiapatit kaplamalı, distali plazma püskürtmeli Zweymuller femoral komponentin (Zweymuller® SL-Plus) ve poroz kaplama üzerine hidroksiapatit kaplı asetabuler komponentin (EPF Plus® ,asetabular komponent) kullanıldığı total kalça artroplastisi (TKA) sonuçları değerlendirildi.

Hastalar, klinik olarak ameliyat öncesi ve son kontrollerdeki Harris Kalça Skorlarına göre; radyolojik olarak ise ameliyattan hemen sonra ve son kontrollerde çekilen ön arka kalça ve ön arka pelvis grafilerinde, Callaghan ve Engh'in belirlediği asetabulum ve femurdaki radyolojik kriterlere göre değerlendirildi. Heterotopik Ossifikasyon'un değerlendirilmesi Brooker sınıflamasına göre yapıldı. Tüm hastalara doğrudan lateral girişim uygulandı.

Bulgular: Ameliyat tarihindeki yaş dağılımı, 55,66 (22-80) olarak tespit edildi. 92 hastanın, 68'inin (%74), kadın 24'ünün (%26) erkek olduğu görüldü. Ortalama takip süresi 34.9 (10-84) ay olarak belirlendi. Ameliyat öncesi, ortalama Harris Kalça Skoru 45,87 (30-67) iken, ameliyat sonrası ortalama Harris

Kalça Skoru 92,49 (68-100) olarak tespit edildi. Engh ve Callaghan'ın kriterlerine göre bütün femoral komponentler stabil olarak değerlendirildi. Femur Gruen zone 1'de 66 kalçada (%67,32), zone 7'de 59 kalçada (%60,18), zone 2'de 2 kalçada (%2,04), zone 3'de 1 kalçada (%1,02), zone 6'da 2 kalçada (%2,04), radyolusensi gözlemlendi.. Asetabuler komponent çevresinde, 34 kalçada (%34,68) zone 2'de, 21 kalçada (%21,42) zone 3'te, 18 (%18,36) kalçada ise zone 1'de radyolusensi saptandı. Asetabular komponent açısı ortalama 47,25 (28-70) olarak saptandı

Ameliyat edilen kalçaların 10'unda (%10,2) Heterotopik Ossifikasyon, 4'ünde (%4,08) nöropraksi (2 siyatik, 2 femoral sinir), 1'inde (%1,02) anterior uyluk ağrısı saptandı. Toplam 4 kalçada (%4,08) femurda çatlak, 1 kalçada (%1,02) femoral osteotomi hattında kaynamama, 1 kalçada (%1,02) asetabular çatı olarak yerleştirilen femur başı otogreftinde kaynamama ve 1 kalçada ise (%1,02) polietilen "insert"te aşınmaya bağlı kırık görüldü. Sadece polietilen aşınması olan kalçaya revizyon cerrahisi uygulandı.

Sonuç: Usulüne uygun teknikle uygulanan, Zweymuller femoral stem ve hidroksiapatit kaplı "pres-fit" asetabular komponentlerin kullanıldığı çimentosuz total kalça artroplastisinde kısa dönemde mükemmel sonuçlar elde edilebilmektedir.

Anahtar Kelimeler: Zweymuller femoral komponent, kısa dönem sonuçlar, çimentosuz total kalça artroplastisi.

8. ABSTRACT

Purpose: Aim of this study is to investigate the short term clinical and radiographic outcomes of cementless total hip arthroplasty in different etiological causes.

Materials and Methods: The clinical and radiographic outcomes of 92 patients (102 hips) with consecutive cementless total hip arthroplasties were evaluated. The patients admitted to Gazi University Faculty of Medicine, Department of Orthopaedics and Traumatology between November 2003 and December 2010. The study group consisted of hydroxyapatite coated flattened press-fit EPF-PLUS cup and the tapered cementless with a rectangular cross-section and hydroxyapatite coated Zweymuller SL-PLUS stem. Clinical outcome was measured by comparing Harris Hip Scores pre-operatively and at last clinic visit. Radiolucencies and osteolysis with respect to the stem and acetabulum were classified according to the system of Callaghan and Engh on anteroposterior radiographs of the hip and pelvis. Direct lateral approach has been performed to the all patients. Heterotopic ossification (HO) formation was also graded by the criteria indicated in Brooker et al.

Results. In total 24 (%26) of the 92 patients were men and 68 (%74) were women. The age ranges of the all patients varied between 22 and 80 years old and the average age for the whole patients was 55,66 years during the time of surgery. The average follow-up time was 34,9 (10-84) months. The average preoperative Harris Hip Score was 45,87 (30-67) points. At the time of the most recent follow-up visit, the average Harris Hip Score was found as 92,49 (68-100) points.

According to the criteria of Engh et al., all femoral implants were graded as stable bone-ingrown. Radiolucent lines were mostly observed in Gruen zones 1 and zone 7 of the femur [zone 1 %67.32, zone 7 % 60.18 zone 2 %2.04, zone 3 %1.02, zone 6,2.04]. Radiolucent area occurred in 42 (%42,84) cups [zone 2 %34.68, zone 3 (%21.42), zone 1 %18.36]. The inclination angle of the acetabular component was 47,25 (28-70).

Postoperative neuropraxy were identified in four (%4.68) cases (siatic neuropraxy of in two cases, both of them recovered, and femoral neuropraxy in two cases, one of them recovered). The prevalence of thigh pain at the time of the latest follow-up was %1.02 (one case). One acetabular component needed revision surgery due to polyethylene insert wear. None of the femoral stems and acetabular components was changed as a result osteolysis. HO was observed in 10 hips (% 10,2). Heterotopic bone was graded as class I in 5 hips, class II in 3 hips, class 2 in 2 hips. Intraoperative femoral fissur was developed in 4 (%4.8) hips. One of the 6 subtrochanteric osteotomies and one of the 12 femoral head autograft were followed by nonunion.

Conclusions: The results show that arthroplasty with Zweymuller femoral stem which is combined with a flattened, hydroxyapatite coated press-fit acetabular cup which was inserted without cement. These outcomes were found excellent in short term follow-up results

Key Words: Zweymuller femoral stem, short term follow-up, uncemented hip arthroplasty.

9. VAKALARIMIZDAN ÖRNEKLER

VAKA 1



Resim 1- 52 yaşında kadın hasta. Sol: Ameliyat öncesi ön arka pelvis grafisi. Sağ: Ameliyat sonrası 84. ay takip grafisi

VAKA 2



Resim 2- 30 yaşında kadın hasta. Juvenil Romatoid Artrit. Steroid kullanımı sonrası avasküler nekroz zemininde dejeneratif artrit Sol: Ameliyat öncesi ön-arka pelvis grafisi. Sağ: Ameliyat sonrası 80. ay takip grafisi

VAKA 3



Resim 3- 58 yaşında kadın hasta. GKD zeminde gelişmiş sol koksartroz (Crowe Tip 4). Sol: Ameliyat öncesi ön arka pelvis grafisi. Sağ: 40. ay kontrol grafisi. Sağ femurda, osteotomi sonrası oluşan çatlak nedeniyle kablo teli ile internal tespit uygulandı.

VAKA 4



Resim 4- 37 yaşında erkek hasta. Sistemik Lupus Eritamatozis'a bağlı steroid kullanımı sonucu avasküler nekroz. Sol: Ameliyat öncesi ön arka pelvis grafisi. Sağ: 50. ay kontrol grafisi

VAKA 5



Resim 5- 57 yaşında erkek hasta. Perthes Hastalığı zemininde koksartroz. Sol: Ameliyat öncesi ön arka pelvis grafisi. Sağ: 25. ay kontrol grafisi.

10. EKLER

HARRIS KALÇA SKORU	Dosya Numarası :
	İncelenen Kalça : Sağ ☐ Sol ☐
	Muayene Tarihi (gg/aa/yy) :
	Ad Soyad :
	Yaş :

HARRIS KALÇA SKORU

Ağrı (bir tanesini işaretleyin) ☐ Hiç (44) ☐ Hafif, nadiren, aktivite azalması yok (40) ☐ Hafif ağrı, günlük aktiviteler ile artış yok, olağan dışı hareketler ile orta düzeyde ağrı; asprin alma ihtiyacı (30) ☐ Orta derecede ağrı, tolere edilebilen makul düzeyde ağrı. Nadiren asprinden daha güçlü ağrı kesicilere ihtiyaç duyar (20) ☐ Belirgin ağrı, aktivitelerde ciddi kısıtlanma (10) ☐ Hareketlerde tamamen kayıp, sakatlık, yatakta ağrı, yatalak (0)	☐ Tırabzanlara tutunmadan normal bir şekilde (4) ☐ Tırabzanlara tutunarak normal bir şekilde (2) ☐ Herhangi bir şekilde (1) ☐ Merdiven çıkamıyor								
Ayakkabı ve Çorap Giyme ☐ Kolaylıkla (4) ☐ Zorlukla (2) ☐ Giymiyor (0)									
Deformite Varlığı (Hepsi evet = 4; 4'ten az = 0) <table border="1" style="width: 100%;"> <tr> <td>30 deceden fazla fikse fleksiyon kontraktürü yok</td> <td>Evet ☐ Hayır ☐</td> </tr> <tr> <td>10 dereceden fazla fikse addüksiyon kontraktürü yok</td> <td>Evet ☐ Hayır ☐</td> </tr> <tr> <td>Ekstansiyonda 10 dereceden fazla fikse internal rotasyon deformitesi yok</td> <td>Evet ☐ Hayır ☐</td> </tr> <tr> <td>3.2 cm'den fazla uzunluk farkı yok</td> <td>Evet ☐ Hayır ☐</td> </tr> </table>		30 deceden fazla fikse fleksiyon kontraktürü yok	Evet ☐ Hayır ☐	10 dereceden fazla fikse addüksiyon kontraktürü yok	Evet ☐ Hayır ☐	Ekstansiyonda 10 dereceden fazla fikse internal rotasyon deformitesi yok	Evet ☐ Hayır ☐	3.2 cm'den fazla uzunluk farkı yok	Evet ☐ Hayır ☐
30 deceden fazla fikse fleksiyon kontraktürü yok	Evet ☐ Hayır ☐								
10 dereceden fazla fikse addüksiyon kontraktürü yok	Evet ☐ Hayır ☐								
Ekstansiyonda 10 dereceden fazla fikse internal rotasyon deformitesi yok	Evet ☐ Hayır ☐								
3.2 cm'den fazla uzunluk farkı yok	Evet ☐ Hayır ☐								
Eklem Hareket Açıklığı (*normal değerler) Fleksiyon (*140°) : Abdüksiyon (*40°) : Addüksiyon (*40°) : Eksternal rotasyon (*40°) : İnternal rotasyon (*40°) :									
Eklem Hareket Açıklığı Skalası <table border="1" style="width: 100%;"> <tr> <td>211° - 300° (5)</td> <td>61° - 100° (2)</td> </tr> <tr> <td>161° - 210° (4)</td> <td>31° - 60° (1)</td> </tr> <tr> <td>101° - 160° (3)</td> <td>0° - 30° (0)</td> </tr> </table>		211° - 300° (5)	61° - 100° (2)	161° - 210° (4)	31° - 60° (1)	101° - 160° (3)	0° - 30° (0)		
211° - 300° (5)	61° - 100° (2)								
161° - 210° (4)	31° - 60° (1)								
101° - 160° (3)	0° - 30° (0)								
Eklem Hareket Açıklığı Skoru :									
Toplam Harris Skoru :									
Not:									
Yürüme Mesafesi ☐ Sınırsız (11) ☐ Altı blok (8) ☐ İki-üç blok (5) ☐ Sadece ev içinde (2) ☐ Sadece yatak ya da sandalye (0)									
Oturma ☐ Normal bir sandalyede rahatça 1 saat (5) ☐ Yüksek bir sandalyede 30 dakika (3) ☐ Herhangi bir sandalyede rahat oturamama (0)									
Toplu taşıma araçlarını kullanabilme ☐ Evet (1) ☐ Hayır (0)									
Merdiven									

11. KAYNAKLAR:

- 1. Campbell WC.** Arthroplasty of the hip: an analysis of 48 cases.Surg. Gynecol Obstet. 1926;43:9-17
- 2. Oh I,Carlson C,Tamford W,et al.**Improved fixation of the femoral component after total hip replacement using a methacrylate intramedullary plug.J Bone Joint Surg.197860A:608-613
- 3-Sayre LW.** Anew operation forartifical hip joint in bony ankylosis.Illistrated by two cases.Trans Med Soc N Y.1863:1111-127
- 4-Baer WS.**Arthroplasty with the aid of animal membrane. Am J Orthop Surg.1918;16:1-29,94-115,171-199
- 5-Colonna PC.** An arthroplastic procedure for congenital dislocation of the hip. Surg. Gynecol Obstet. 936;63:771-778
- 6-Lampugnani L.** La decapitazione del femore nella lussazione congenita,dell'anca.Giorn R Acad Med Torino.1885;33:538-551
- 7-Speed JS.** Campbell's aperative orthopedics.2nd ed. St Louis: CV Mosby;1949:654-659
- 8-Steele HH.** Triple osteotomy of the innominate bone.Clin. Orthop1977;122:116-127
- 9- Haas J.**Neue Anwendungsgebiete der Lorenz'schen Bifurkation (Gabelung des oberen Femurandes).Zentralbl Chir.1927;54:783-785
- 10- Wiles P.**The surgery of the osteoarthritic hip.Br J Surg. 1958;45:488-497
- 11- McMurray TP.**Osteoarthritis of the hip joint.Br J Surg.1938;22:718-727
- 12- McMurray TP.**Osteoarthritis of the hip joint.J Bone Surg.1939;21:1-11

13- Sayre LW Lectures on orthopedic surgery and diseases of the joints.

New York:Appleton ;1876;297-327

14- Wagner H. Surface replacement arthroplasty of the hip.Clin Orthop
1978;134:102-136

15- Swett PP. An operation for reduction of certain types of congenital
dislocations of the hip.J Bone Joint Surg.1928;10:675-686

16- Charnley J. Anchorage of the femoral head prosthesis to the shaft of the
femur . J Bone
Joint Surg. 1960;42B:28-30

17- Leger W. Proximal osteotomies of the femur without effect on the position of
the head. In: Rutt A,ed. Coxarthrosis: surgical and conservative treatment.
Stutgard:Thieme;1976:33-42

18- Moore AT, Bohlman HR. Metal hip joint: a case report.J Bone Joint
Surg.1943;25:688-692

19- Bobyn JD, Pilliar RM,Cameron HU,et al. Porous surfaced layered
prosthetic devices.J Biomed Eng. 1975;10:126-131

20- Bobyn JD, Pilliar RM, Cameron HU,et al. The optimum pore size fort he
fixation of porous surfaced metal implants by the ingrowth of bone.Clin Orthop.
1980;150:126-131

21- Bonfiglio M,Voke EM. Aseptic necrosos of femoral neck .J Bone Joint Surg.
1968;50A:48-66

22- Pauwels, F, Gesammelte Abhandlungen zur funktionellen des
Bewegungsapparates. Berlin, Heidelberg, New York, Springer-Verlag, 1965.

- 23-. Pauwels, F**, Biomechanics of the normal and Diseased Hip. Berlin, Springer-Verlag, 1976.
- 24-Crownshield RD. Johnson RC. Brand RA, et al.** An engineering analysis of total hip component design. Clin Orthop. 317:57 ,1995
- 25-Johston RC, Brand RA, Crowninshield RD.** Reconstruction of the hip. A mathematical approach to determine optimum geometric relationships. J Bone Joint Surg. Am. 1979;61:639-652
- 26- Delp SL. Komattu AV, Wixson RL.** Superior displacement of the hip in total joint replacement: effects of prosthetic neck length, neck stem angle, and anteversion angle, on the moment-generating capacity of the muscles. J Orthop. Res 1994;12:860-870
- 27- Delp SL. Maloney W.** Effects of hip center location on the moment-generating capacity of the muscles. J Biomech. 1993;26:485-499
- 28- Box G, Noble PC.** The position of the joint center and the functional outcome of total hip replacement. Transactions of the Orthopaedic Research Society. 1993,18:525.
- 29- Galetti PM, Borotes JW.** Report on the consensus development conference on clinical applications of biomaterials,1-3 Novamber. J Biomed Mater Res. 1983;17:539-555
- 30- Clarke. E.G.C. Hickman. J. Collins. D.H. :** Discussion on metals joints. Orthop Clin. :North Am. 1973;275.
- 31- Harkess JW, Daniels AU.** Introduction and overview. In: Canale S.Terry (ed).

Campbell's operative Orthopaedics. Vol 1. Mosby 2003; 5:223-242

32-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

33- Jarcho M. Calcium phosphate ceramics as hard tissue prosthetics. Clin Orthop. 1981; 157:259.

34- 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.

35- Leblebicioglu G, Musdal Y, Ortopedide kullanılan biyomateryaller. Hacettepe Orthop Surg 1991;1;2:105-113

36- 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

37- Charnley J . Evoluotion of total hip replacement. Ann. Chirurg.Gynaecol. 1982;71:103-107

38- Charnley J . Low friction Arthroplastyof the hip. Berlin : Springer-Verlag; 1979

39- Wauhh W, Charnley J . The man and the hip. The plan fullfilled 1959-1969. London: Springer-Verlag ; 1990

40- Rose RM. Goldfarb HV. On the pressure dependence of the wear of ultrahigh meolecular weight polyethylene. Wear . 1983; 92-99-111

41- Sauer JA , Foden E, Morrow DR. Influence of molecular weight on.fatigue behavior of polyethylene and polystrene. Polym Eng Sci.1977; 17(4) :246-250

- 42- 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
- 43- Mc Keelop H, Shen FW, Lu B, et al.** Effect of sterilization method and other modifications on the wear resistance of acetabular cups made of ultra-high molecular weight polyethylene. J Bone Joint Surg. 2000;82A:1708-1725
- 44- Kurtz SM, Pruitt LA, Jewett CW, et al.** Radiation and chemical cross-linking promote strain hardening behavior and molecular alignment in ultra high molecular weight polyethylene during multi-axial loading conditions. Biomaterials. 1999;20:1449-1462
- 45- Muratoglu IK, Bragdon CR, O'Connor DO et al.** Unified wear model for highly cross-linked ultra-high molecular weight polyethylenes (UHMWPE). Biomaterials. 1999;20:1463-1470
- 46- Alpaslan AM.** Total kalça protezinde komplikasyonlar Ege R.(ed). Kalça cerrahişi ve sorunları. Türk Hava Kurumu Basımevi Ankara 1994;883-907
- 47- Harkess JW, Crockarell JR.** Arthroplasty of The hip. _n: Canale S.Terry (ed). Campbell's operative Orthopaedics. Vol 1. Mosby 2008;7 :312-481
- 48- Bayne SC, Lauten schlager EP, Compere CL, et al.** Degree of polymerization of acrylic bone cement. J Biomed Mater Res. 1975;9:27-34
- 49- Haas SS, Brauer GM, Dickson G.** Achacterization of polymethylmethacrylate bone cement. J Bone Joint Surg. (AM). 1975;57:380-391
- 50- Jasty M, Davies JP, O'Connor DO, et al.** Porosity of various preparations of acrylic bone cements. Clin Orthop Relat. Res. 1990;No.259:122-129

- 51-Linden U.** Porosity in manually mixed bone cement. Clin. Orthop. Relat. Res. 1988; No. 231:110-112
- 52- Alkire MJ, Debezies EJ, Hastings PR.** High vacuum as a method of reducing porosity of polymethylmethacrylate. Orthopedics. 1987;10:1533-1539
- 53- Li C, Mason J, Yakimicki D.** Thermal characterization of PMMA based bone cement curing. Jmat Sci Mater Med. 2004 15:85-89
- 54- Orr JF, Dunne NJ, Quinn JC.** Shrinkage stresses in bone cement. Biomaterials. 2003;24:2933-2940
- 55- Harkess JW, Daniels AU.** Introduction and overview. In: Canale S.Terry (ed). Campbell's operative Orthopaedics. Vol 1. Mosby 2003; 5:223-242
- 56- Orsini E, Byrick RJ, Müllen BM, Waddell JP:** Cardiopulmonary function and pulmonary microemboli during arthroplasty using cemented or non-cemented components. JBJS 1987;69-A:822-832
- 57.- Ries MD, Lynch F, Richman J, Gomez M:** Pulmonary function during and after total hip replacement. JBJS 1993;75-A:581-587
- 58- Mc Kibbin B.** The biology of fracture healing in long bones. J Bone Joint Surg. 1978;60B:150
- 59- Mcpherson EJ.** Adult reconstruction : Miller DM(ed) Review of orthopaedics. Saunders 2004;4:266-308
- 60- Geesink RGT, De Groot K, Klein CP.** Bonding of bone to apatite-coated implants. J Bone Joint Surg. 1988;70B:17-22

- 61- De Groot K, Geesink RGT, Klein CP.** Chemical implant fixation using hydroxylapatite coatings: the development of a human total hip prosthesis for chemical fixation to bone using hydroxylapatite coatings on titanium substrates. Clin Orthop. 1987; No. 225:147-170
- 62- De Groot K, Geesink RGT, Klein CP et al.** Plasma sprayed coatings of hydroxylapatite. J Biomed Mater Res. 1987;21:1375-1381
- 63- Serekian P.** Process application of hydroxylapatite coatings in orthopaedic surgery. New York: Raven Press; 1993:81-87
- 64- Bauer TW, Geesink RC, Zimmerman R, et al.** Hydroxyapatite-coated femoral stems: histological analysis of components retrieved at autopsy. J Bone Joint Surg. 1991;73A:1439-1452
- 65- Rothman R, Hozack WJ, Ranawat A, et al.** Hydroxyapatite-coated femoral stems: a matched-pair analysis of coated and uncoated implants J Bone Joint Surg. 1996;78A: 319-324
- 66- Dunn MG, Maxian SH.** Biomaterials used in orthopaedic surgery. In: Greco RS, ed. Implantation Biology, The Host Response and Biomedical Devices. Boca Raton, FL: CRC Press; 1994
- 67- 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. 1988;231:7-28
- 68- Jasty M, Maloney WJ, Bragdon CR, et al.** Histomorphological studies of the long-term skeletal responses to well fixed cemented femoral components. J Bone Joint Surg. Am. 1990;72:1220-1229

- 69- Mallory TH, Head WC, Lombardi AV Jr.** Tapered design for the cementless total hip arthroplasty femoral component. Clin. Orthop. 344:172; 1997
- 70- Harkess JW, Crockarell JR.** Arthroplasty of The hip. _n: Canale S.Terry (ed). Campbell's operative Orthopaedics. Vol 1. Mosby 2008;7 :312-481
- 71 -Campbell AC, Rorabeck CH, Bourne RB, Chess D, Nott L.** Thigh pain after cementless hip arthroplasty. Annoyance or ill omen.J Bone Joint Surg Br. 1992;74(1):63-66
- 72- Clohisy JC, Haris WH.** Matched-pair analysis of cemented and cementless acetabular reconstruction in primary total hip arthroplasty. J Arthroplasty. 2001;16:697-705
- 73- Barrack RL, Cook SD, Patron LP, et al.** Induction of bone ingrowth from acetabular defects to a porous surface with OP-1. Clin. Orthop. 2003;No.417:41-49
- 74- Manley MT, Capello WN, D'Antonio JA, et al.** Fixation of acetabular cups without cement in THA; a comparison of three different implant surfaces at a minimum duration of follow-up of five years. J Bone Joint Surg. 1998;80A:1175-1185
- 75- Morscher EW.** Current status of acetabular fixation in primary total hip arthroplasty. Clin. Orthop 1992;No.274:172-193
- 76- Charnley J.** Low friction Arthroplasty of the Hip: Theory and practise. New York: Springer-Verlag; 1979

- 77- 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.
- 78-Sportona L. Romognoli S.:**Indication fort he CLS stem, 3-5 edition 1982
- 79- İ. Çetin .**Çimentolu Total Kalça Artroplastisi. Ege R,(ed). Kalça cerrahisi ve sorunları Ankara, 1996:843-864
- 80. Singh M et al:** Changes in trabeculerpattern of the upper end of femur as an index of osteoporozis. J. Bone Joint Surg. 1970; 52-A, 456-464
- 81- Dorr LD.** Structural and cellular assesment of bone quality of proksimal femur, Bone 1993;14:231-242
- 82- D’Antonio JA.** Preoperative templating and choosing the implant for primary THA in the young patient. Int Course Lect. 1994;43:339-346
- 83- Engh CA, Bobyn JD, eds.** Biological Fixation in Total Hip Arthroplasty. Thorofare, NJ: Slack; 1985
- 84- Ruscotti GM, Haris WH.** Proksimal placement of the acetabular component in THA: a long term study. J Bone Joint Surg. Am. 1991,73:587-592
- 85-Schutzer SF, Haris WH.** High placement of porous-coated acetabuler components in complex total hip arthroplasty. J Arthroplasty. 1994;9:359-367
- 86- 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
- 87- McCollum DE, Gray WJ:** Dislocation after total hip arthroplasty. Causes and prevention. Clin Orthop Relat Res. 1990 Dec;261:159-170

- 88- Hardinge K.** The direct lateral approach to the hip. J Bone Joint Surg. 1982;64B:17
- 89- Callaghan JJ, Dysart SH, Savory CG.** The uncemented porous-coated anatomic total hip prosthesis. J Bone Joint Surg. 1988 70A:337
- 90- Foster DE, Hunter JR.** The directlateral approach to the hip for arthroplasty. Orthopedics. 1987;10:274
- 91- Baker AS, Bitounis VC:** Abductor function after total hip arthroplasty: An elektromyographical and clinical review. JBJS1989;71-B:47-50
- 92- Van der Linde MJ, Torino AJ:** Nevre injury after hip arthroplasty. 5/600 cases after uncemented hip replacement, anterolateral approach versus direct lateral approach. Acta Orthop Scand 1997; 68(6):1217-1222
- 93- 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
- 94- 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
- 95- Hedlundh U,Ahnfelt L, Hybbinette CH, et al.** Surgical experience related to dislocation after total hip arthroplasty. JBJS1996;78-B:206-209
- 96- Dayıcan A, Özkan G, Tümöz MA. :** Total kalça artroplastisinde sinir yaralanmaları ve korunma. TOTBİD Dergisi2004;3;3-4
- 97- Jasty M, Anderson MJ, Haris WH.** Total hip replacement for developmental dysplasia of thr hip. CORR. 1995;311:40-45

- 98- Kelley SS.** High hip center in revision arthroplasty. J Arthroplasty. 1994;9:503-510
- 99- Doehring T.C, et al.** Effect of superior and superolateral relocations of the hip center on hip joint forces. An experimental and analytical analysis. J Arthroplasty, 11: 693–703, 1996.
- 100-Johnston, R. C.; Brand, R. A.; and Crowninshield, R. D.:** Reconstruction of the hip. A mathematical approach to determine optimum geometric relationships. 1. Bone and Joint Surg., 61-A: 639-652, July 1979.
- 101-Spanghehl MJ, Bery DJ, Trousdale RT, et al.** Uncemented acetabular components with bulk femoral head autograft for acetabular reconstruction in developmental dysplasia of the hip: results at five to twelve years. J Bone Joint Surg 2001;83A:1484-1489
- 102-Eftekhari N.S.** Principles of Arthroplasty, St. Louis, C.V Mosby, 1993.
- 103- Haddad FS, Masri BA, Garbuz DS, et al.** Primary total replacement of the dysplastic hip. J Bone Joint Surg 1999;81-A:1462-1482
- 104- Wasilewski, R.C. Crossett L.S., Rubash. H.E.:** Neural and vascular injury in total hip arthroplasty. Orthop Clin North Am.; 23: 2,219-235, 1992.
- 105- Schmalzried, T.P., Amstutz, R.C., Dorey, F.J.:** Nerve palsy associated with total hip replacement risk factor and prognosis. JBJS.; 73-A: 1074-1080, 1991.
- 106- Edwards BN, Tallos HS, Noble PC.** Contributory factors and etiology of sciatic nerve palsy in total hip arthroplasty. Clin Orthop. 218:136,1987

- 107- Dorr, L.D., Wolf, A.W., Chandles, R., Conaty, J.A.:** Classification and treatment of dislocation of total hip arthroplasty. Clin Orthop.; 173: 151-158, 1990.
- 108-Woo RY, Morrey BF:** Dislocations after total hip arthroplasty. J Bone Joint Surg 64A:1295,1982.
- 109- Eggli S, Woo A.** Risk factors for heterotopik ossification in total hip arthroplasty. Arch Orthop Trauma Surg. 2001;121:531-535
- 110- Neal B, Gray H, MacMahon S, et al.** Incidence of heterotopic bone formation after major hip surgery. ANZ J Surg. 2002;72:808-821
- 111- Broker AF, Bowerman JW, Robinson RH, Riley LH Jr:** Ectopic ossification following total hip replacement: incidence and a method of classification, J Bone Joint Surg 55A:1629, 1973
- 112- Kakkar VV, Fok PJ, Murray WJG, et al:** Heparin and dihydroergotamine prophylaxis against thromboembolism after hip arthroplasty, J Bone Joint Surg 67B:538, 1985
- 113- Nasser, S.** Prevention and treatment of sepsis in total hip replacement surgery. Orthop Clin North Am. 23.2. 256–277, 1992.
- 114- Weber. F.A, Lautenbach, E.E.:** Revision of infected total hip arthroplasty. Clin Orthop.; 211: 108-115. 1996.
- 115- Fitzgerald. R.H.:** Infected total hip arthroplasty diagnosis and treatment. JAAOS. 3: 249.1995.
- 116- Maloney. W.J, Smith R.I, Schmolzrid Y.P.** Isolation and characterization of wear particles in cementless arthroplasty. JBJS. 77(9): 1311–14. 1995.

- 117- Woolson. S.T., Murphy MG.** Wear of the polyethylene of Harris-Galante acetabular components inserted without cement. JBIS. 77(9): 1311–14. 1995.
- 118- Jacobs JJ, Sumner D.R, Galanteo JD.** Mechanism of bone loss associated with total hip arthroplasty. Orthop Clin North Am. 24(4):583–89. 1993.
- 119- Harris WH:** Traumatic arthritis of the hip after dislocation and acetabular fractures: Treatment by mold arthroplasty. An end result study using a new method of result evaluation. J Bone Surg 51-A: 737-755, 1969.
- 120- Crowe JF, Mani J, Ranawat C:** Total hip replacement in congenital dislocation and dysplasia of the hip. J Bone Joint Surg 61-A: 15-23, 1979.
- 121- Gruen TA. McNeice GM.** Modes of failure of cemented stem-type femoral components. A Radiographic analysis of loosening. Clin Orthop 1979;141:17-47
- 122- Engh CA. Bobyn JD, Glassman AH.** Porous-coated hip replacement. J Bone Joint Surg 1987;69-B:45-55
- 123- Callaghan JJ, Dysart SH, Savory CG.** The uncemented porous coated anatomic total hip prosthesis. JBJS 1988 Mar;70-a:337-346
- 124- Johnston R.C. Fitzgerald RH., Harris W.H.:** Clinical and radiographic evaluation of total hip replacement: A standard system of terminology for reporting result. JBJS Br. 1990;72:161
- 125- . De Lee JG, Charnley J.** Radiological demarcation of cemented sockets in total hip replacement. Clin Orthop 1976;121:20-32
- 126- Callaghan JJ, Dysart SH, Savory CG.** The uncemented porous coated anatomic total hip prosthesis. Two years results of a prospective consecutive series JBJS 1988 Mar;70-A:337-346

127-National Center for Health statistics. National Hospital Discharge Survey.

Hyatsville, MD: 2002

128- 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

129- William D, C. Anderson ENGH, JR et al. Long-Term Clinical Consequences of Stress-Shielding after Total Hip Arthroplasty without Cement, JBJS Am.1997.

130- Steven M. MADEY, JJ. Callaghan, JP. Olejniczak et al. Charnley Total Hip Arthroplasty with Use of Improved Techniques of Cementing. The Results after a Minimum of Fifteen Years of Follow-up. J. Bone Joint Surg. Am., Jan 1997; 79: 53 - 64

131- Lars Neuman, Knud G. Freund, and K. H. Sorensen. Total Hip Arthroplasty with the Charnley Prosthesis in Patients Fifty-five Years Old and Less. Fifteen to Twenty-one-Year Results. J. Bone Joint Surg. Am., Jan 1996; 78: 73 - 9.

132- Hartofilakidis G, Karachalious T. Total hip arthroplasty for congenital hip disease. JBJS (AM). 2004;86(2)242-250

133-Papachristou G, Hatzigrigous P, Panousis K, et al. Total hip arthroplasty for developmental hip dysplasia. International Orthopaedics 2006;30: 21-25

134- Bektaşer B, Solak Ş, Oğuz T. et al. Total hip arthroplasty in patients with osteoarthritis secondary to developmental dysplasia of the hip: results after a mean of eight- year follow up. Acta Orthop. Traumatol Turc 2007;41(2):108-112

- 135- Alexander Gröbl, Catharina Chiari, Alexander Giurea, Martin Gruber, et al.** Cementless Total Hip Arthroplasty with the Rectangular Titanium Zweymüller Stem. A Concise Follow -up, at a Minimum of Fifteen Years, of a Previous Report. J. Bone Joint Surg. Am., Oct 2006; 88: 2210 – 2215
- 136- Alexander Gröbl, Catharina Chiari, Martin Gruber et al.** Cementless Total Hip Arthroplasty with a Tapered, Rectangular Titanium Stem and a Threaded Cup : A Minimum Ten-Year Follow-up.J. Bone Joint Surg. Am., Mar 2002; 84: 425 – 431
- 137- Marco A. Teloken, Gina Bissett, William J. Hozack, et al.** Ten to Fifteen-Year Follow-up After Total Hip Arthroplasty with a Tapered Cobalt-Chromium Femoral Component (Tri-Lock) Inserted without Cement J. Bone Joint Surg. Am., Dec 2002; 84: 2140 - 2144.
- 138- Garcia-Cimbrelo E, Cruz-Pardos A, Madero R, et al.** Total hip arthroplasty with use of the cementless zweymuller Alloclassic system. JBJS (AM) 2003;85:296-303
- 139- Pietrzak K, Piślewski Z, Strzyzewski W, Pucher A, Kaczmarek W.** Radiographic evaluation of the results of total hip arthroplasty with the cementless Zweymüller endoprosthesis. Ortop Traumatol Rehabil. 2010 Jul-Aug;12(4):310-9.
- 140- Zweymüller KA, Schwarzingger UM, Steindl MS.** Radiolucent lines and osteolysis along tapered straight cementless titanium hip stems: a comparison of 6-year and 10-year follow-up results in 95 patients. Acta Orthop. 2006 Dec;77(6):871-6.

- 141- Cimbrello E, Cruz-Pardos A, Madero R, Ortega- Andreu M.** Total hip arthroplasty with use of the cementless Zweymüller Alloclassic system. A ten to thirteenyear follow-up study. J Bone Joint Surg (Am) 2003; 85(2): 296-303.
- 142- Pieringer H, Auersperg V, Griebler W, Böhler N.** Longterm results with the cementless Alloclassic brand hip arthroplasty system. J Arthroplasty 2003; 18 (3): 321-8.
- 143- Pospischill M, Knahr K.** Cementless total hip arthroplasty using a threaded cup and a rectangular tapered stem. Follow-up for ten to 17 years. J Bone Joint Surg (Br) 2005; 87 (9): 1210-5.
- 144- Maloney WJ, Sychertz C, Bragdon C, et al.** Skeletal response to well fixed femoral components inserted with and without cement. Clin Orthop 1996;333:15-26.
- 145-Lintner F, Zweymüller K, Böhm G, Brand G.** Reactions of surrounding tissue to the cementless hip implant Ti-6Al- 4V after an implantation period of several years. Autopsy studies in three cases. Arch Orthop Trauma Surg 1988; 107 (6): 357-63.
- 146- Lintner F, Huber M, Böhm G., Attems J, Lhotka C.** The significance of the human body's response to particles released from prosthetic implants. In: Die Metall-Metall- Paarung Sikomet®, Band 2 (Ed. Zweymüller K). Huber, Bern 1999: 55-72.
- 147- Ludwig FJ, Melzer C, Backofen D.** Criteria for the radiological evaluation of cementless hip prostheses using the spotorno system as an example. Unfallchirurg 1996;99:750-7.

- 148- Bidar R, Kouyoumdjian P, Munini E, Asencio G.** Long-term results of the ABG-1 hydroxyapatite coated total hip arthroplasty: analysis of 111 cases with a minimum follow-up of 10 years. *Orthop Traumatol Surg Res.* 2009 Dec;95(8):579-87. Epub .
- 149- Michael D. Ries, Mark Harbaugh, Jeff Shea, Richard Lambert.:** Effect of Cementless Acetabular Cup Geometry on Strain Distribution and Press-Fit Stability *The Journal of Arthroplasty* Vol. 12 No. 2 1997
- 150- Wan Z, Boutary M, Dorr LD.** The influence of acetabular component position on wear in total hip arthroplasty. *J Arthroplasty* 2008;23:51.
- 151- Archbold HAP, Mockford B, Molloy D, et al.** The transverse acetabular ligament: an aid to orientation of the acetabular component during primary total hip replacement: a preliminary study of 1000 cases investigating post-operative stability. *J Bone Joint Surg Br* 2006;88:883.
- 152- Lewinnek GE, Lewis JL, Tarr R, et al.** Dislocations after total hip replacement arthroplasties. *J Bone Joint Surg Am* 1978;60:217.
- 153- McCollum DE, Gray WJ.** Dislocation after total hip arthroplasty: causes and prevention. *Clin Orthop Rel Res* 1990;261:159.
- 154- Moskal JT, Capps SG.** Acetabular Component Positioning in Total Hip Arthroplasty: An Evidence-Based Analysis. *J Arthroplasty.* 2011 Feb 4. [Epub ahead of print]
- 155- Saito S, Ishii T, Mori S, Hosaka K, Nemoto N, Tokuhashi Y.** Long-Term Results of Bulk Femoral Head Autograft in Cementless THA for Developmental

Hip Dysplasia. Orthopedics. 2011 Jan 134(2). doi: 10.3928/01477447-20101221-15.

156- Mitsunari Kim MD, Toru Kadowaki MD. High Long-term Survival of Bulk Femoral Head Autograft for Acetabular Reconstruction in Cementless THA for Developmental Hip Dysplasia Clin Orthop Relat Res (2010) 468:1611–1620

157- Morsi E, Garbuz D, Gross AE. Total hip arthroplasty with shelf grafts using uncemented cups. A long-term follow-up study. J Arthroplasty. 1996 Jan;11(1):81-5.

158- Hendrich C, Mehling I, Sauer U, Kirschner S, Martell JM. Cementless acetabular reconstruction and structural bone-grafting in dysplastic hip. J Bone Joint Surg. (Am) 2006, 88(2):388-394

159- Farrel CM, Berry DJ, Cabanela ME. Autogenous femoral head bone grafts for acetabular deficiency in total hip arthroplasty for developmental dysplasia of the hip: Long-term effect on pelvic bone stock. J Arthroplasty. 2005, 20(6):698-702

160- Haris WH, Crothers O, Oh I. Total hip replacement and femoral head bone grafting for severe acetabular deficiency in adults, J Bone Joint Surg. 59A:752, 1977

161- Bruce WJ, Rizkallah SM, Kwon YM, Goldberg JA, Walsh WR. A new technique of subtrochanteric shortening in total hip arthroplasty: surgical technique and results of 9 cases. J Arthroplasty. 2000 Aug;15(5):617-26.

- 162- Papagelopoulos PJ, Trousdale RT, Lewallen DG.** Total hip arthroplasty with femoral osteotomy for proximal femoral deformity. Clin Orthop Relat Res. 1996 Nov;(332):151-62.
- 163- Paavilainen T, Hoikka V, Solonen KA.** Cementless total replacement for severely dysplastic or dislocated hips. J Bone Joint Surg Br. 1990 Mar;72(2):205-11
- 164- Becker DA, Gustilo RB.** Double-chevron subtrochanteric shortening derotational femoral osteotomy combined with total hip arthroplasty for the treatment of complete congenital dislocation of the hip in the adult. Preliminary report and description of a new surgical technique. J Arthroplasty. 1995 Jun;10(3):313-8.
- 165- Reikerås O, Haaland JE, Lereim P.** Femoral shortening in total hip arthroplasty for high developmental dysplasia of the hip. Clin Orthop Relat Res. 2010 Jul;468(7):1949-55. Epub 2010 Jan 14.
- 166- Callaghan JJ, Rosenberg A, Rubash H.E.** The Adult Hip(Türkçe) 2008 Cilt 1:s125 -229
- 167- Jasty MJ, Goetz DD, Lee KR et al.** Wear of poliethylene acetabular components in total hip arthroplasty: an analysis of 128 components retrieved at autopsy or revision operation. J Bone Joint Surg. 1997;79A:349-358
- 168- Wang A, Stark C, Dunbleton JH.** Mechanistic and morphological origins of ultra-high molecular weight poliethylene wear debris in total joint replacement prostheses.(see comments). J Eng Med. 1996;210:141-155

- 169- Boutin P, Christel P, Dorlot JM, et al.** The use of dense alumina-alumina ceramic combination in total hip replacement. *J Biomed Mater Res.* 1988;22:1203-1232
- 170- Clarke IC, Good V, Williams P, et al.** Ultra low wear rates for rigid-on-rigid bearings in total hip replacements. *Proc Inst Mech Engh H.* 2000;214:331-347
- 171- Doorn PF, Campbell PA, Amstutz HC.** Metal versus polyethylene wear particles in total hip replacements. A review. *Clin Orthop Relat Res.* 1996;329(suppl):S206-S216
- 172- Spinarelli A, Patella V, Petrera M, Abate A, Pesce V, Patella S.** Heterotopic ossification after total hip arthroplasty: our experience *Musculoskelet Surg.* 2011 Jan 6. [Epub ahead of print]
- 173- Kaczmarek W, Ceglarz P, Kucharski J, Pietrzak K, Pucher A.** Long follow-up radiological assessment of the cemented hip prosthesis]. *Chir Narzadow Ruchu Ortop Pol.* 2010 Mar-Apr;75(2):86-91.
- 174- Hannallah D, Peng H, Young B, Usas A, Gearhart B, Huard J.** Retroviral delivery of Noggin inhibits the formation of heterotopic ossification induced by BMP-4, demineralized bone matrix, and trauma in an animal model. *J Bone Joint Surg Am.* 2004 Jan;86-A(1):80-91.

- 175- Glaser DL et al.** In vivo somatic cell gene transfer of an engineered Noggin mutein prevents BMP4-induced heterotopic ossification. J Bone Joint Surg Am. 2003 Dec;85-A(12):2332-42.
- 176- Ling R (1994)** Complications of total hip replacement. Churchill Livingstone, Edinburgh
- 177- G. Randelli and CL. Romano.:** Prophylaxis with indomethacin for heterotopic ossification after Chiari osteotomy of the pelvis J. Bone Joint Surg. Am., Oct 1992; 74: 1344 -1346.
- 178- Ritter MA, Gioe TJ.** The effect of indomethacin on paraarticular ectopic ossification following total hip arthroplasty. Clin Orthop 1982; 167:113–117
- 179- Korolessis P, Petsinis G, Repanti M.:** Zweymueller with metal-on-metal articulation: clinical, radiological and histological analysis of short-term results. Arch Orthop Trauma Surg_ 2003 Feb;123(1):5-11
- 180- Bilgen ÖF.** Doğumsal kalça çıkığının total kalça protezi ile tedavisine yaklaşım. J Arthroplasty Arthroscopic Surg. 2002;13(4):202-214
- 181- Egli S, Hankemayer S, Müller ME.** Nerve palsy after leg lengthening in total replacement arthroplasty for developmental dysplasia of the hip. J Bone Joint Surg(Br). 1999;81-B:843-5

182- Engh CA, Bobyn JD, Glassman AH. Porous-coated hip replacement. The factors governing bone ingrowth, stress shielding, and clinical results. J Bone Joint Surg Br. 1987 Jan;69(1):45-55.

183- Xenos JS, Callaghan JJ, et al. The porous-coated anatomic total hip prosthesis, inserted without cement. A prospective study with a minimum of ten years of follow-up. J Bone Joint Surg Am. 1999 Jan;81(1):74-82.

184- Kawamura H, Dunbar MJ, Murray P, Bourne RB, Rorabeck CH. The porous coated anatomic total hip replacement. A ten to fourteen-year follow-up study of a cementless total hip arthroplasty. J Bone Joint Surg Am. 2001 Sep;83-A(9):1333-8.