

S.S.K. ANKARA HASTANESİ

II. ORTOPEDİ VE TRAVMATOLOJİ KLİNİĞİ

Şef: Op.Dr. Kemalettin ARDIÇOĞLU

ÇİMENTOSUZ TOTAL KALÇA ARTROPLASTİSİ UYGULAMALARIMIZ VE DEĞERLENDİRİLMESİ

UZMANLIK TEZİ

Dr. Ali Kemal YAZICI

Ankara-1995

ÖNSÖZ

"Çimentosuz total çalça artroplastisi uygulamalarımız ve değeriendirilmesi" adlı tez konusunu bana veren, uzmanlık eğitimim süresince, bilgi ve deneyimlerini aktararak yetişmemde büyük emeği olan, yanında çalışmaktan mutluluk duyduğum sayın hocam Op. Dr. Kemalettin Ardıçoğlu'na sonsuz saygılarımı sunar, her zaman minnettar kalacağımı belirtirim.

Asistanlık sürem boyunca bana bir ağabey yakınlığıyla her konuda yardımcı olan şef yardımcımız Op. Dr. Ersan Boysan'a teşekkürlerimi sunmayı bir borç bilirim.

Her konuda bilgi ve tecrübelerinden yararlandığım değeri ağabeylerim Op. Dr. Mahmut Gider, Op. Dr. Sezgin Yazıcı, Op. Dr. Asım Kayaalp, Op. Dr. Şükrü Solak, Op. Dr. Erbil Aydın, Op. Dr. Ümit Şimşek'e saygı ve teşekkürlerimi sunarım.

Ayrıca I. Ortopedi Kliniği Değerli Şefi Doç. Dr. Ethem Faruk Mumcu'ya, şef yardımcısı Op. Dr. Mahmut Kılıç'a, Op. Dr. Fatih Pestilciye, Op. Dr. Mahmut Kış'a, Doç. Dr. Teoman Benli'ye, Op. Dr. Mert Tüzüner'e, Op. Dr. Serdar Akalın'a klinikteki çalışmalarımızda büyük dostluk ve yardımlarını gördüğüm, uyum ve kardeşlik içinde çalıştığımız asistan arkadaşlarıma, klinik ve ameliyathanemiz hemşire, sağlık memuru ve personeline teşekkür ederim.

İÇİNDEKİLER

I. GİRİŞ	1
II. GENEL BİLGİLER	
1. Tarihçe.....	2
2. Kalça Anatomisi.....	4
3. Kalça Biyomekaniği.....	16
4. Osteoartroz	22
5. Endikasyonlar ve Hasta Seçimi.....	28
6. Kontrendikasyonlar	34
7. Çimentosuz Total Kalça Protezleri Hakkında Genel Bilgiler.....	35
8. Hasta İçin Uygun Protez Tipinin Seçimi.....	54
9. Ameliyat Öncesi Planlama	55
10. Günümüzde Kullanılan Cerrahi Giriş Yolları	59
11. Total Endoprotezlerin Komplikasyonları.....	67
12. Total Kalça Protezinde Postoperatif Bakım.....	81
13. Çimentosuz Total Kalça Endoprotezlerinde Skolama Sistemleri.....	85
III. MATERYAL VE METOD	93
IV. BULGULAR.....	107
V. TARTIŞMA.....	119
VI. SONUÇ	130
VII. ÖZET	132
VIII. KAYNAKLAR	134

GİRİŞ

"Yaşam harekettir, hareket yaşamdır" sözünde belirtildiği gibi, organizmada yaşamın aktif bir biçimde devam ettirilebilmesi için eklemlerin ne derecede büyük bir rol oynadığı bilinen bir gerçektir. Bu eklemlerin herhangi bir hastalık nedeni ile normal görevlerini yüklenecek yapay eklem materyallerinin kullanılması son senelerin en güncel konularından birini oluşturmaktadır.

İnsan vücudunun iki alt ekstremitesi üzerinde durmasını sağlayan kalça eklemi, vücut ağırlığının altı katından daha fazla bir yüklenmeye maruz kalır (56). Bu yüzden bu eklem bir çok hastalık ve yaralanmadan etkilenen, yüksek riskte olan bir eklemdir.

Kalça Osteoartritine bağlı olarak kişilerin toplumda erken dönemde günlük yaşamdan uzak kalmaları, sosyal ve ekonomik bir çok sorunu beraberinde getirir. Koksartrozun tedavisinde amaç, ağrıyı gidermek ve eklem hareketlerini yeniden kazandırmaktır.

Charnley ilk olarak femoral komponentlerin fiksasyonu için akrilik sement kullanmış, takiben son dizayn ilerlemeleri ve sement uygulamaları dramatik olarak gelişme göstermiş ve sementli protezlerin ömürlerini uzatmıştır. Bugün biyolojik fiksasyon araştırmalarına rağmen sementli femoral fiksasyon hala caziptir. Ancak 1970'in ortalarında Akrilik sementle fiksasyonda yüksek mekanik gevşeme insidansı ile ilişkili aşırı kemik kaybı, revizyon problemler ortaya çıkmaya başlayınca biyolojik fiksasyon sağlayan sementsiz protezler gündeme gelmiştir. Biyolojik fiksasyonun sağlandığı sementsiz protezlerde geç aseptik gevşeme insidansında azalma kemik destrüksiyon eğiliminde azalma, dolayısıyla stem instabilitesinde azalma revizyonun daha kolay olması gibi avantajlar vardır.

Yukarda ifade edilen bu avantajlar son yıllarda çimentosuz total kalça, artroplastini bir çok ülkede yaygın olarak kullanır hale getirmiştir.

Bu avantajları gözönünde bulundurarak çalışmamızda S.S.K. Ankara Hastanesi 2. ortopedi ve Travmatoloji kliniğinde 1990-1995 yılları arasında çimentosuz total kalça artroplastisi uygulanan hastaların değerlendirmelerini yaptık. Bu çalışmadaki amacımız, bu gün için yeni bir cerrahi girişim olan çimentosuz kalça protezlerinin, ülkemizdeki uygulamalarında elde edilecek sonuçları gözlemlemek, ortaya çıkabilecek sorunları saptamak ve bunları literatür bilgileri ışığı altında yorumlamaktır.

GENEL BİLGİLER

1. TARİHÇE

Kalça eklemine yeniden hareket sağlamaya yönelik ameliyatlar ilk olarak 1891 yılında Almanya'da Gluck tarafından "ball and socket" tarzındaki eklemlerin uygulanması ile başlanmıştır (165). 1938 yılında ise İngiltere'de Wiles iki bölümü de çelik komponentten imal edilmiş olan ilk total kalça artroplastisini uygulamıştır (54). 1940'lı yıllarda Mc Kee, daha sonra da Watson ve Farrow iki komponenti de metal olan protezi geliştirmişler, ancak bu ilk model protez klinik uygulamaya girmemiştir (116,117). Yine bu üç yazar 1951'de asetabuler komponenti vida ile pelvise tutturulan ikinci model protezi geliştirdiler. Daha sonra Mc Kee yine pelvise vidalanan asetabuler komponenti ile femur başı yerine medullar kanala yerleştirilen Thomson protezinden oluşan üçüncü model protezleri geliştirdi. Çimentosuz olarak kullanılan bu protezin ilk sonuçlarının kötü olduğu görülmüş ve 1958'de kemik çimentosunun bulunması ile 1960'lardan sonra çimentolu protez olarak kullanıma devam edilmiştir (117).

1960'larda Sovyetler birliğinden Sivash'ın geliştirdiği çimentosuz protez tipinde de gevşeme görüldüğü için kısa sürede revizyon problemi ortaya çıkmıştır (161).

Yine İngiltere'de John Charnley düşük sürtünmeli artroplasti konusunu ortaya attı ve ilk defa asetabuler komponenti teflondan yaptı. 1962'de ise yüksek dansiteli polietilenden asetabuler komponenti yaparak "aşınmaya daha dayanıklı plastik madde" modern total kalça protezinin dönüm noktasını oluşturdu.

1964'lerde Ring, metal asetabulumu kendinden uzun bir vida ile iliopubik bara tutturulan ve femur medullasına giren Moore protezin sapını andıran metal komponentli, çimentosuz total protezi geliştirmiştir (144). Ancak bu protez başarılı olamadı, sebebe metal-metal etkileşmesine bağlı yüksek sürtünmeden dolayı oluşan gevşemeydi.

L.A. Russin 1975'de Miami'de sementsiz press-fit protezi ifade etti. Sivash tarafından geliştirilmiş ve Russin tarafından modifiye edilmiş olan bu protez tipi Doğu Avrupa ve Sovyetler Birliğinde çok kullanılmasına rağmen A.B.D. de taraftar bulamamıştır (165).

1979'dan sonra iliopubik bara yönelen plastik bir uzantısı olan plastik asetabulumu ve daha küçük çapta başı olan femoral komponentin kullanımı başlamıştır (50).

Charnley tarafından 1960'da akrilik sementin bulunması ve kullanılması kalça artroplastisine yeni bir boyut getirmiş ve emin bir fiksasyon tekniği sağlamıştır (23, 30). Sementli kalça artroplastilerinin erken sonuçları mükemmele yakın olmakla beraber ilerleyen yıllarda sementin bazı olumsuz etkileri ortaya çıkmıştır. Bu dönemde sementin kemik ile yeterince bağlılık kuramadığı ve gevşemelere yol açtığı, ayrıca kullanımı sırasında bir takım zararları olduğu (kimyasal ve termik etkileri) ve enfeksiyon riski taşıdığı gözlenmiştir.

Basınçlı çimentolama teknikleriyle dahi çimento içerisinde, kemik ile implant arasında bazı boşlukların kalmasına engel olunamamış ve ileride gevşeme görülmüştür (57). Çimentolu protezlerde enfeksiyon gelişmezse bile reziduel monomerlerin etkisi ile gevşeme olabilmektedir. 1983 yılında yapılan bir çalışmada çimentodaki yetersizliğin küçük taneciklerin aşındırma reaksiyonundan kaynaklandığı ve bunun jeneralize olması sonucu mekanik yönden gevşek bir yüzey oluşturduğu bildirilmiştir. Ayrıca başka bir çalışmada da implanttan çözülen kobalt iyonlarının komşu dokularda osteoklastik aktiviteyi uyardığı ve aseptik gevşemeyi kolaylaştırdığı gösterilmiştir (57).

Morcher ve Dick yaptıkları 776 sementli kalça protezinde en büyük problemin gevşeme olduğunu bildirilmiştir (121). Mayo Clinics'de yapılan bir çalışmada sementli asetabuler kaplarda gevşeme oranı % 11.3, femoral stemde ise % 29.9 olarak bulunmuştur (164). Çimentolu kalça protezlerinde postoperatif 2. yıldan sonra enfeksiyon nedeni ile gevşeme riski giderek azalır. Bunlarda postoperatif 5 - 7. yıllar arasında femoral komponent kırıkları sık olmakla beraber 7. yıldan sonra pek görülmez. Yine bu sementli asetabuler componentlerde postoperatif 5 yıldan önce asetabuler gevşeme sık olmamak ile beraber 8. yıldan sonra giderek artar ve asetabuler komponentin gevşemesi uzun vadede büyük bir problem olarak karşımıza çıkar (57). Bunlarda femoral komponentin gevşemesi ise her yıl oldukça sabit bir hızda artar (54).

Total kalça protezinde sement kullanılıp kullanılmaması tartışması 1970'lerin ortasından sonra başladı. Çünkü bu dönemde ortaya çıkan total kalça protez başarısızlıkları semente bağlandı. Bu arada bir yandan da yeni çimentolama teknikleri geliştirilmeye çalışıldı. Semente karbon ve diğer fiberlerin katılmasıyla sementin dayanıklılığı artırılmaya çalışıldı, ancak çimentonun eksotermik etkisi ile polimerlerinin rahatsız edici etkisi ortadan kaldırılamamış ve yerine geçecek zararsız bir yapıştırıcı bulunamamıştır.

Gevşemiş bir sementli protezin revizyonunda karşılaşılan güçlükler, özellikle femur meduller kanalındaki iyi yerleşmiş bir çimentonun çıkarılmasındaki zorluklar ve aşırı kemik kaybının revizyonu güçleştirilmesi, çimentoyu birinci derecede sorumlu hale getirmiştir.

Sementle ilgili bu sorunlar araştırmacıları nonbiyolojik olarak adlandırılan çimentolu tesbit yerine daha biyolojik tesbit yöntemlerine kaydırmışlardır.

Eğer artroplasti son ve kalıcı bir müdahale ise ki, öyle olduğu zannedilir, implant ile onu saran kemik arasındaki biyolojik mekanik dengenin kurulması gereklidir.

Son yıllarda teknolojinin gelişimi ile protezlerin şekil ve alaşımlarında büyük değişiklikler olmuş, biyolojik fiksasyon kavramı ortaya çıkmış ve çimentosuz protezler ön plana çıkmıştır. Total kalça protezlerini tarihi gelişim çerçevesi içinde çimentolu protezlerden, çimentosuz protezlere geçiş nedenleri ile birlikte değerlendirdiğim bu bölümde sonuçlar göstermektedir ki, yazarların bir bölümü çimentolu protezlerden uzaklaşmıştır. Şimdilik erken sonuçları çok iyi olan çimentosuz protezler umut vaat etmektedirler.

Tüm bunlara rağmen 1987 yılında Amerikan Akademisi Ortopedik cerrahlar toplantısında, yeni kemik büyümesi (bone ingrowth) veya sement mi sorusunda hala büyük bir karmaşa olduğu ortaya çıkmıştır.

Bugün dünyanın bir çok ülke ve kliniğinde, çok çeşitli sementli ve sementsiz total kalça protezi uygulanmasına rağmen henüz herhangi bir protez konusunda görüş birliği yoktur.

2. KALÇA ANATOMİSİ

KALÇA EKLEMİ :

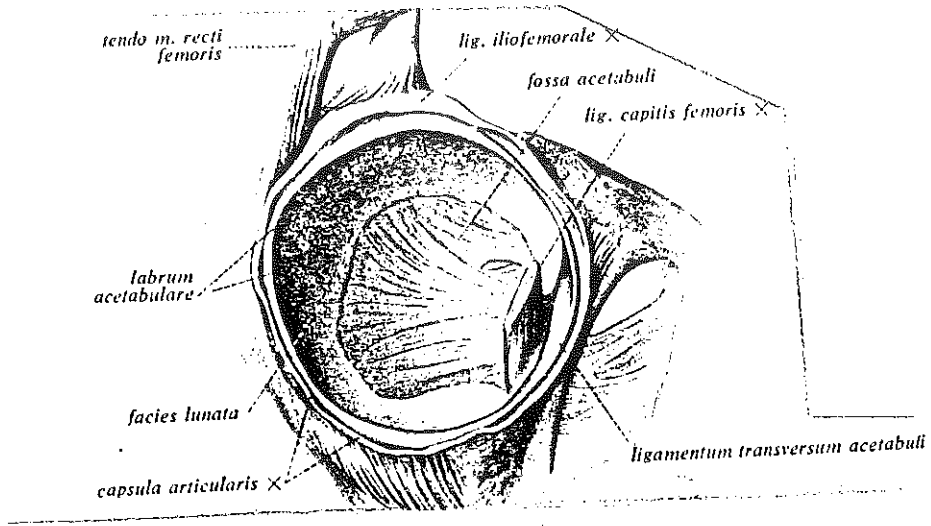
Kalça eklemi enarthrosis spherica grubundan multiaksiyel bir eklemdir. Femur başı asetabulumun kap şeklindeki fossası ile eklem yapar. Merkezi, inguinal ligamentin orta 1/3'ünün 1-2 cm altında yer alır. Bu eklem, lokomotor sistemin statik ve dinamik fizyolojisinde önemli bir rol oynar. Bu eklemi femur başı ile leğen kemiğinin asetabulum denilen çukuru oluşturur.

Femur başı takriben 20-25 mm yarıçapında muntazam küre şeklinde yuvarlak ve üzeri hyalin kıkırdak ile örtülü çıkıntı halindedir. Femur başı oblik olarak yukarı, içe ve hafif öne bakar. Merkezinin altındaki fovea capitis femoris denilen çukura ligamentum capitis femoris yapışır. Bu çukur dışında femur başının tamamı eklem kıkırdığı ile kaplıdır. Baş femur boynu tarafından taşınmaktadır. Boynun femur cismi ile yaptığı 120-130° lik açıya "femur boyun açısı" denir. Femur boynu ile kondil düzlemleri arasındaki açı "anteversiyon açısı" adını alır ve ortalama 8-15° dir.

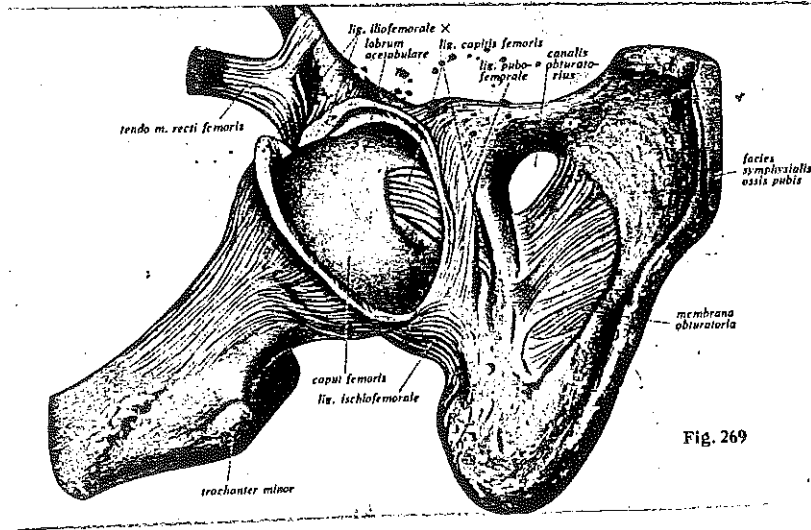
Boynun femur cismi ile birleştiği yerin üst, arka ve dış tarafında bulunan çıkıntıya "trokanter major" denir. Bunun iç yüzünde hafif posteriorda kalan "fossa trokanterica" denilen çukur bulunur. Boynun altında femur cisminin arka, iç tarafında ikinci bir çıkıntı vardır ki buna "trokanter minor" adı verilir. Bu iki trokanteri önde birleştiren kabarıklığa "linea intertrokanterica", arkada uzanan kabarıklığa ise "crista intertrokanterica" adı verilir.

Femur cismi öne doğru hafif konvektir. Arka yüzünde üzerine kasların yapıştığı "linea aspera" adı verilen kabarık bir kenar bulunur.

Os coxae'nın femur başına tamamen uyan ve onun içine alan bir oyugu vardır. Bu oyuk "asetabulum" dur. Asetabulum alt tarafta os pubis ve ishium, üst tarafta ise ileumdan meydana gelir. Bu üç kemiğin birleşmesi 16 yaşında tamamlanır. Burada "fossa asetabuli" denilen dip kısım ile bunu çevreleyen "facies lunata" vardır. Facies lunata 2 cm kadar genişlikte olup hyalin kıkırdak ile örtülüdür. Asetabulumda kıkırdığın en kalın yeri ventrokranial kadran, femur başında ise ventrolateralde'dir. Facies lunata yukarı kısımda daha geniştir. Pelvis kemiklerinde femura nakledilen vücut ağırlığı facies lunata vasıtası ile femur başına aktarıldığına göre asetabulumun bu yüze tekabül eden kısımlarında kemik çok sağlam ve kalındır. Fossa cetabuli kıkırdak ile örtülü değildir ve burada yağlı bir bağ dokusu vardır. Asetabulum'un alt kısmında "incisura asetabuli" denilen bir çentik vardır, bu çentiğin bir arafından diğer tarafına "ligamentum transversum asetabuli" atlar ve bu bağın altındaki delikten kalça eklemine damar ve sinirleri girer. Asetabulumun kenarları 5-6 mm'lik fibröz kıkırdaktan yapılmış bir halka ile yükseltilmiştir. Labrum acetabulare denilen bu halka asetabulum kenarının alt kısmında bulunan çentiğin (incisura asetabulare) üzerinden atlar ve çukuru her taraftan çevreler. Oldukça yüksek olan bu kıkırdak halka sayesinde asetabulum derinleşir ve yuvarlak eklem yüzünün yarısından fazlasını içine alabilecek duruma gelir. Bundan dolayı bütün çevre bağları kopmuş olsa bile kalçanın yerinden çıkmasına karşı gelecek negatif bir basınç meydana gelir. Asetabulum aşağı, dışa ve öne doğru yönelimlidir.



Şekil 1: Kalça eklemine görünüşü



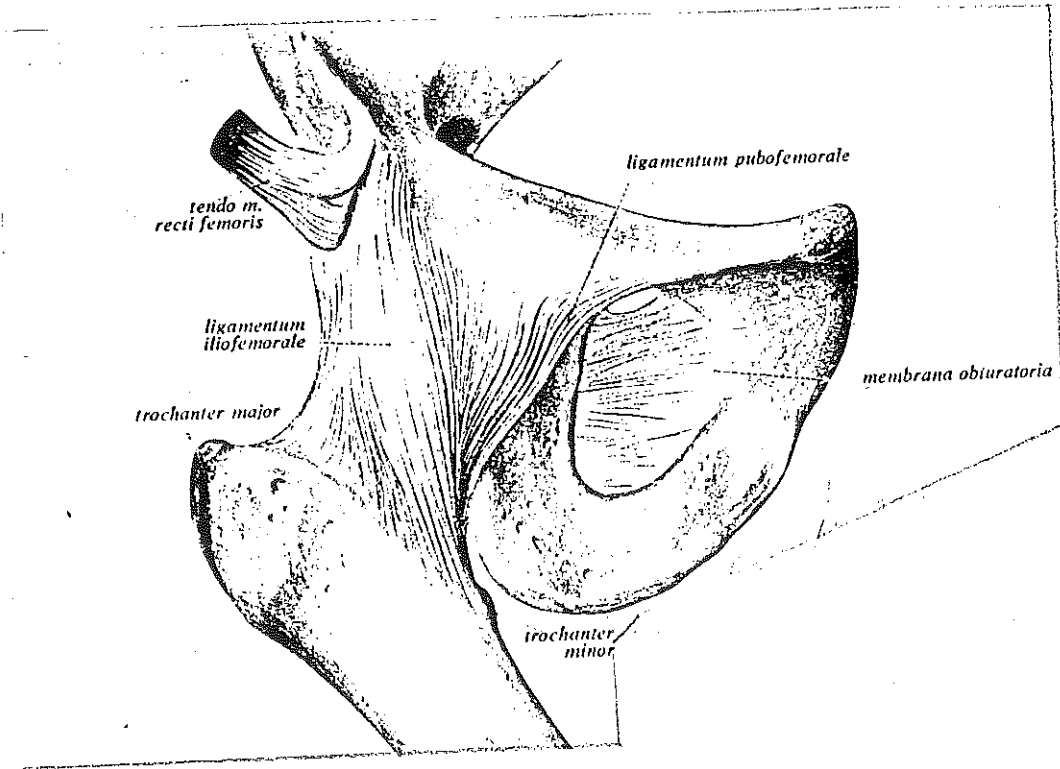
Şekil 2: Kalça eklemine görünüşü

A. Eklem Kapsülü: Eklem kapsülü yukarıda asetabulum kemik kenarına yapışır ve böylece labrum asetabulare ve ligamentum transversum asetabulare eklem boşluğu içinde kalır. Femur tarafında önde linea intertrokanterica, içte trokanter minor'un biraz üstünde arkada ise crista intertrokantera'nın 1 cm yukarısına olmak üzere boynun arka yüzünün orta kısmına yapışır. Böylece collum femoris'in ön yüzünün tamamı, arka yüzün bir kısmı kapsül içinde kalır.

B. Kapsülü Kuvvetlendiren Bağlar: Bu bağlar üç tanedir;

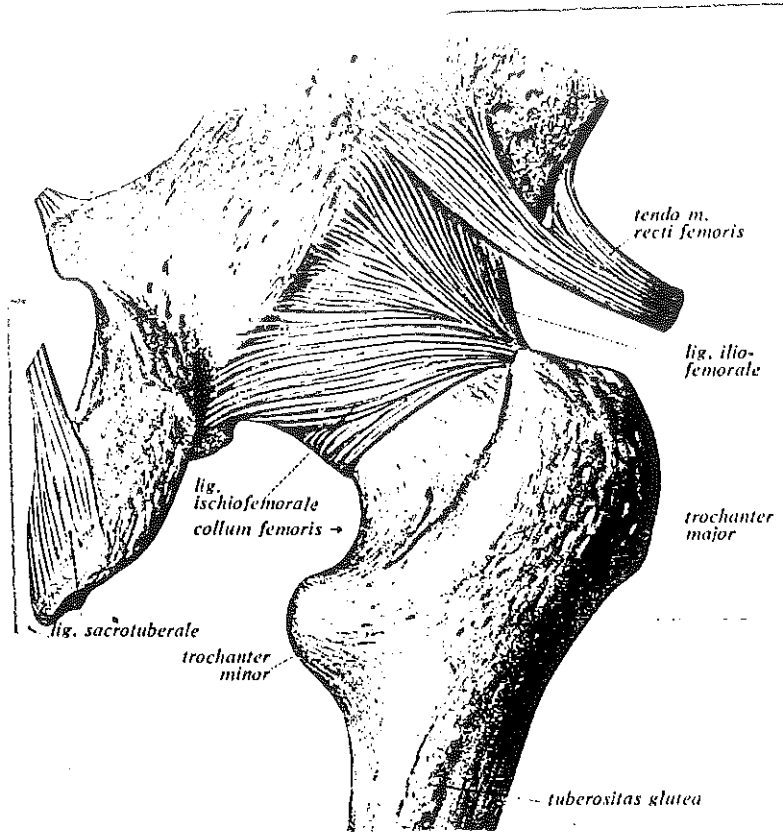
1. Ligamentum iliofemorale (ön bağ): Bertin bağı da olarak anılan bu bağ spina iliaca anterior inferior'dan başlar ve yelpaze şeklinde açılarak kapsülün ön yüzünde ters Y şeklinde üst dıştan aşağı ve içe doğru uzanır, linea intertrochanterica'ya yapışarak sonlanır. Bu bağ vücudun en güçlü bağı olup 300 kg'a kadar ağırlık kaldırabilir (Şekil 3).

2. Ligamentum pubofemorale (İç yan bağ): Ramus superior ossis pubis ve crista obturatoria anterior'dan başlar ve demetler şeklinde aşağı, dışa ve biraz daha arkaya giderek küçük trokanter önündeki çukura yapışır. Bu bağ uyluğun ekstansiyon hareketinden başka fazla abduksiyon hareketlerini de frenler ve femur başını iç yandan destekler (Şekil 3).



Şekil 3: Kalça eklemi (önden görünüşü)

3. Ligamentum ischiofemorale (Arka bağ): Tuber ischiadicum'un yukarısından başladıktan sonra ondan ayrılan demetler önde yatay durumda dışa, sonra yukarı ve öne doğru uzanıp spiral şeklinde bükülerek femur üst ucunun ön tarafına çıkarak burada iliofemoral bağın üst demetleri ile birlikte linea intertrochanterica'nın üst kısmına yapışırlar. Bu bağın da bazı demetleri kapsüle yapışarak sonlanır. Bu bağda femurun fazla arkaya gitmesine engel olur ve iç rotasyon hareketini engeller (Şekil 4).



Şekil 4: Kalça eklemi (arkadan görünüşü)

Bu üç bağı birlikte bağlayan dairesel demetler vardır. Bu demetler "zona orbicularis" adı verilen kalın ve sağlam bir halka meydana getirirler.

C. Eklem Kendi Bağı (Ligamentum capitis femoris): Eklem içinde bulunan fibröz bir oluşumdur. İçinden a. obturatoria'nın küçük bir dalı geçer ve femur başına girer. Kalın bir ipe benzeyen bu bağ, fovea capitis femoris'ten başlayarak asetabulum'un ligamentum transversum asetabuli adındaki bağına yapışır. Takriben 3 cm uzunluğunda olup 1 cm'lik bir kesit gösterir.

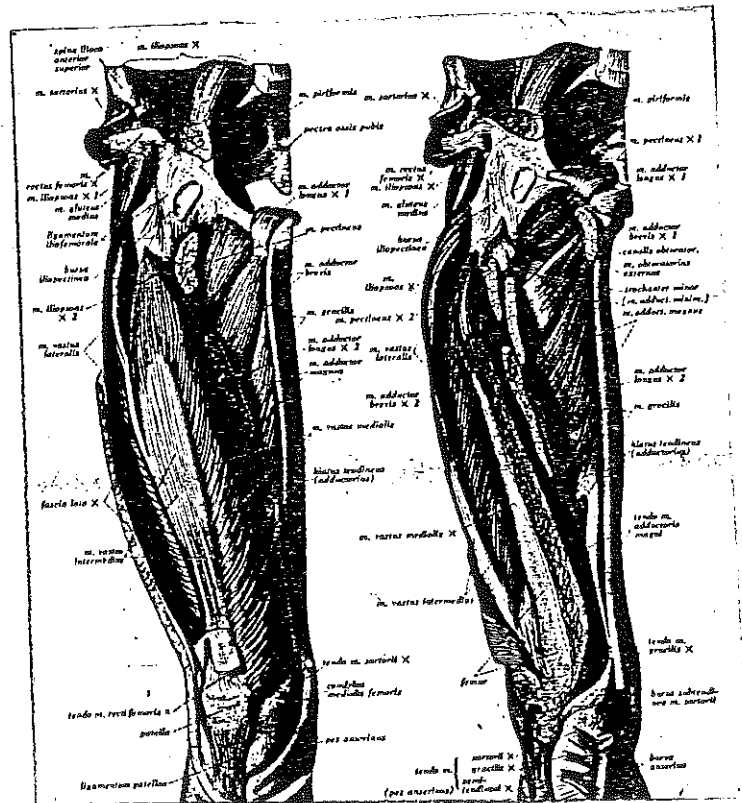
D. Sinovya Zarı: Kalça eklemine sinovyal zarı iki kısımdır.

a) Kapsülün iç yüzünü örttüktan sonra kapsülün yapıştığı yerlerde femurun boynuna dönerek femur başını örten kıkırdığın sınırına kadar gelir. Asetabulum tarafından da labrum asetabulareyi dönerek bunun dış yüzünü örter.

b) Ligamentum capitis femoris'in femur başına yapıştığı yerin çevresine tutunduktan sonra bağ sarar, asetabulum'a doğru gider ve fossa asetabuli'yi dolduran bağ dokusunu sardıktan sonra facies lunata'nın küçük çevresine ve ligamentum transversum asetabuli'nin iç kenarına yapışır.

KALÇA EKLEMİNİN KOMŞULUKLARI

Kapsül her taraftan kaslar ile çevrilir. Önden pectineus kası lateral fibrilleri, kapsülün en mediali ve femoral ven arasında bulunur. Pectineus'un lateralinde psoas major tendonu, iliacus ile birlikte kapsülün önünden geçerek aşağı doğru uzanır ve kapsülden bir bursa ile ayrılır. Burada psoas tendonu üzerine femoral arter bulunur tendon ile iliacus arasındaki olukta femoral sinir yer alır. Daha lateralde rectus femoris uzun başı eklemi çaprazlar, bunun lateral sınırının altında iliotibial tract'ın derin tabakası fibröz kapsüle yapışır. Üstte rectus femoris'in dönen başı kapsülün medial kısmı ile ilişkidir. Inferior'da pectineus'un lateral lifleri bulunur. Posterior'da ise kapsülün alt kısmı obturator eksternus'un tendonu ile kaplıdır ve kapsülü quadriceps femoris'ten ayırır. Bu tendon medial circumfleks arterin çıkan dalı ile komşudur. Üstte obturator internus tendonu yer alır ve eklem ile sıkı ilişki halindedir (Şekil 5).

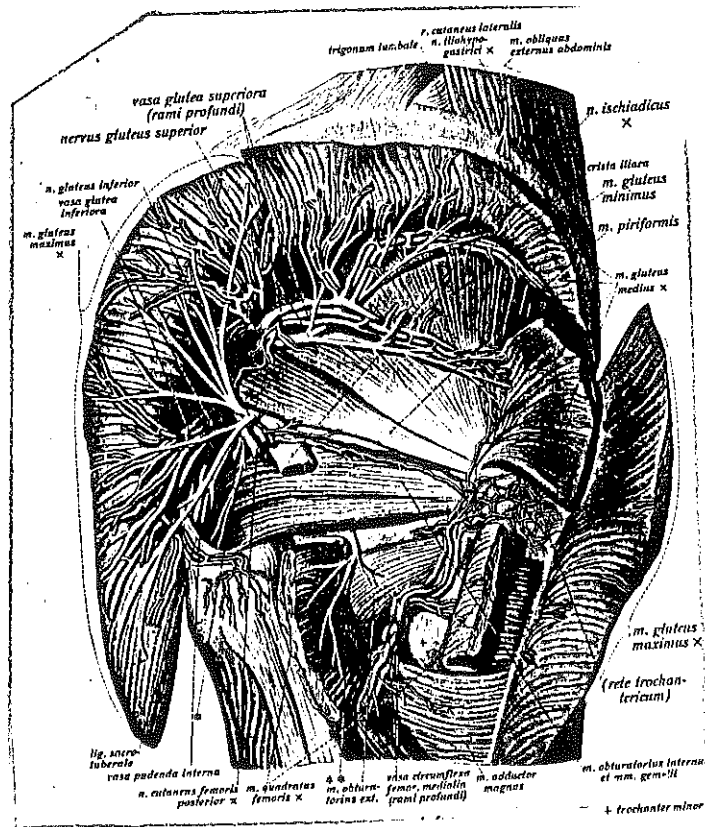


Şekil 5: Kalça ve uyluk kasları

KALÇA EKLEMİNİ İLGİLENDİREN KASLAR

Bu kasları pelvis kasları ile uyluk kasları olmak üzere iki grupta toplayabiliriz:

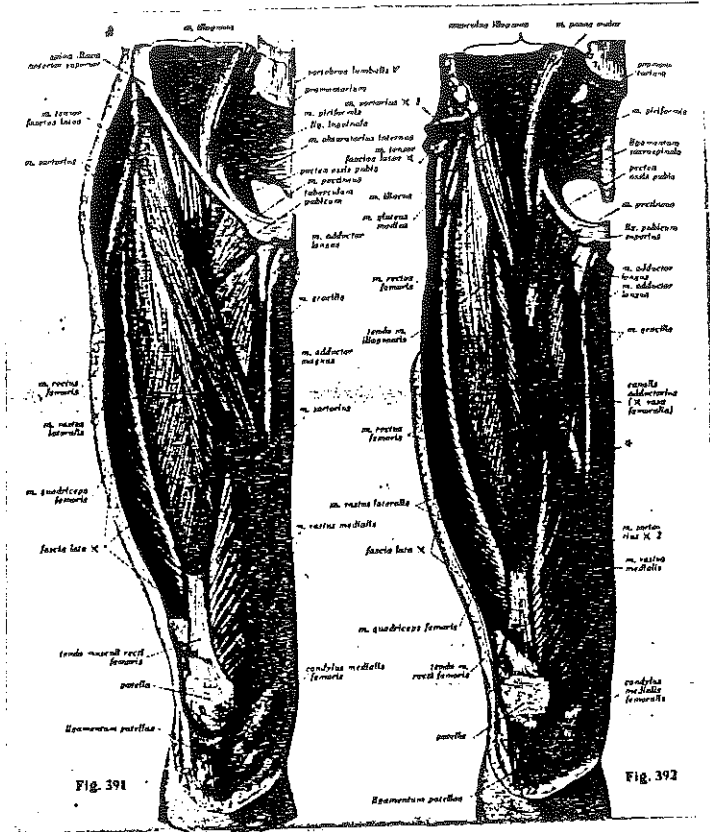
A. Pelvis Kaslar: Bu gruptaki kasların bir ucu pelvisle bir ucu femura yapışmaktadır. Kasların bir grubu pelvisle büyük trokanter ve etrafı arasındadır. Bu kaslar glutea ve kalça kısmını kaplarlar. Bunlar da yüzeysel, orta ve derin plân olarak ayrılabilirler. Pelvik kasların yüzeysel katında; m. gluteus maximus ve m. tensor fascia lata vardır. Orta planda ise m. gluteus medius bulunur. Pelvis kaslarının derin planını m. gluteus minimus, m. piriformis, m. obturator internus, m. gemellus inferior ve superior, m. obturator externus ve quadratus femoris teşkil ederler (Şekil 6).



Şekil 6: Kalça kas ve sinirleri (arkadan görünüş)

B. Uyluk Kasları: Bunlar pelvis ile femur cismi arasındadır. Bu kaslar pelvisten başladıkdan sonra uylukta yerleşdiklerinden bunlara uyluk kasları denir.

Ön grup: M. sartorius, m. quadriceps femoris (M rectus femoris, m. Vastus lateralis, m. vastus medialis, m. vastus intermedius) (Şekil 7).



Şekil 7: Kalça ve uyluk kasları (önden görünüş)

İç Yan grup: M. pectineus, m. adductor longus, m. adductor brevis, m. adductor magnus, m. gracilis (Şekil 5).

Arka Grup: M. semimembranosus, m. semitendinosus, m. biceps femoris. bu kaslardan başka 12. dorsal ve bütün bel omurları ile kalça çukurundan başlayarak küçük trokanterde sonlanan ve m. psoas major ve m. iliaceus'un birleşmelerinden meydana gelen m. iliopsoas'ı da fonksiyonlarından dolayı kalça kasları grubuna almamız gerekir (Şekil 8).

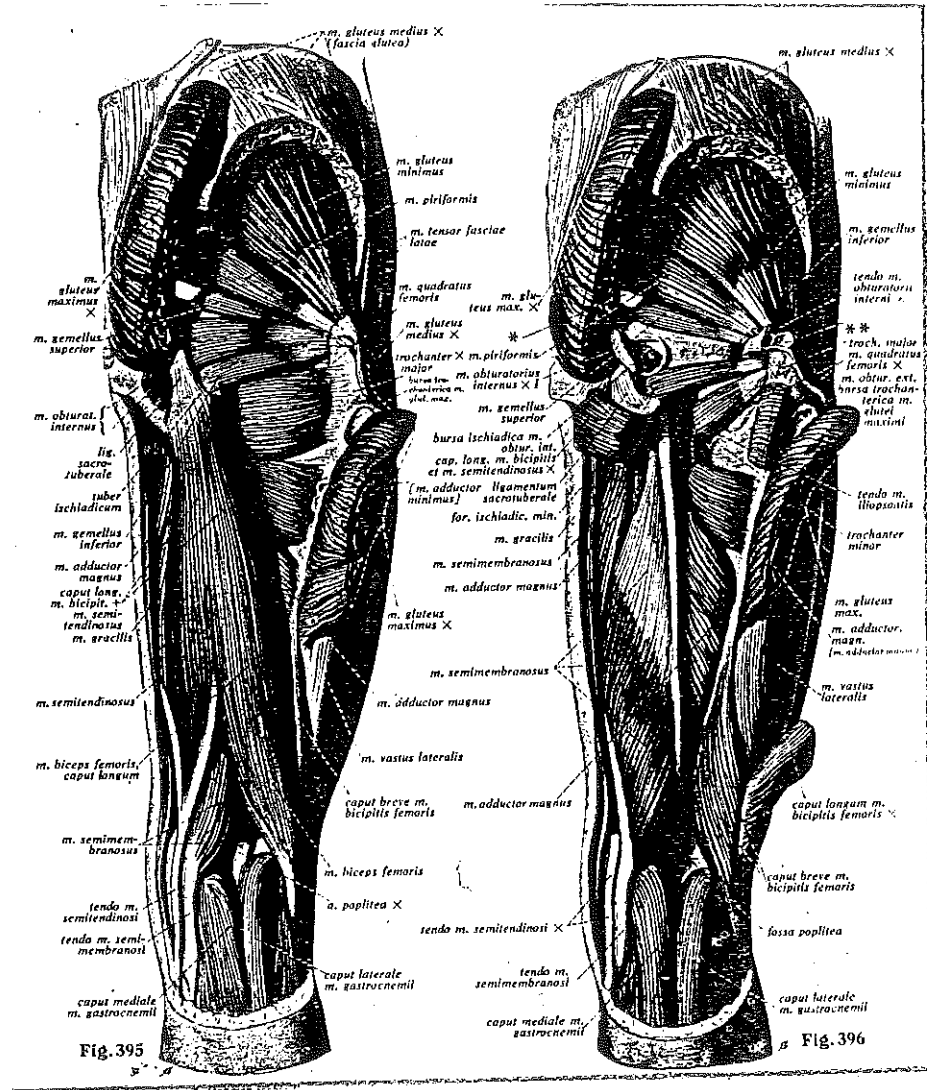
Kalça kasları fonksiyonlarına göre şu şekilde sınıflanır.

1. Uyluğu ekstansiyon ve adduksiyona getirip dışa çevirenler: M. gluteus maximus, m. gluteus medius, m. gluteus minimus.

2. Uyluğun ekstansör kasları: M. gluteus maximus, m. biceps femorisin uzun başı, m. semitendinosus, m. semimembranosus.

Ayakta duruşta ve yürüyüşte en önemli ekstansör kas m. gluteus maximus'tur. Bu kasın homoerectus'ta çok gelişmiş olmasının sebebi ayakta dururken ve yürüyüşte

ekstansiyon fonksiyonunu yüklenmesidir. Diğer üç kas daha çok vücudun öne fleksiyonundan pelvisin femur üzerindeki dengesini temin etme görevini yüklenir.



Şekil 8: Kalça ve uyluk kasları (arkadan görünüşü)

3. Uyluğu dışa çevirici kaslar: M. piriformis, m. gemellus superior ve inferior, m. obturatorius internus ve externus, m. quadricep femoris'tir. Ayrıca dışa çevirme hareketine yardımcı olan m. gluteus maximus, m. adductor longus, m. adductor brevis ve m. biceps femoris kasları da vardır.

4. Uyluğu pelvis üzerine fleksiyona getiren kaslar: Önem sırasına göre şu şekilde sıralanabilirler: M. iliopsoas, m. tensor fascia latae, m. sartorius. Bunlara yardımcı olarak m. rectus femoris, m. pectineus, m. adductor longus ve m. adductor brevis'i de saymak gerekir.

5. Adductor kaslar: M. adductor longus, m. adductor brevis, m. adductor magnus, m. pectineus'tur. Bu kaslara yardımcı olarak m. vastus medialis'i sayabiliriz. Adductor kaslar abductor kaslara göre daha gelişmişlerdir.

6. Abductor kaslar: M. gluteus medius, m. gluteus minimus, m. tensor fasciae latae'dır. Bu kasların abduksiyondan başka çok önemli rolleri daha vardır; bu da karşı lateral tarafa eğilmiş olan vücudu pelvisi femur baş üzerinden çekerek kendi tarafına getirmektir.

7. İçe rotator kaslar: Bunların asıl fonksiyonları başka olduğu için diğer gruplarda da sayılmışlardır. Başlıcaları olarak m. gluteus medius (ön demet), m. gluteus minimus (ön demet), m. tensor fascia latae, m. rectus femoris sayılabilir. Bu kaslardan başka bu fonksiyona yardım eden m. adductor magnus, m. biceps femorisin uzun başı, m. semimembranosus, m. gracilis kaslarını sayabiliriz.

8. Dizin ekstansörü ve femurun pelvis üzerine fleksörü: M. quadriceps femoris'tir.

9. Dizin fleksörleri: M. sartorius, m. biceps femoris m. popliteus, m. semitendinosus, m. semimembranosus ve m. gracilis'tir.

EKLEMİ BESLEYEN DAMARLAR :

Kalça bölgesi dolaşımı insan hayatının çeşitli zamanlarında çeşitli değişiklikler gösterir. Bu bölge kan dolaşımı iki grup altında toplanır.

I) Intraossöz dolaşım,

II) Ekstraossöz dolaşım.

I) Intraossöz dolaşım : Femur cismindeki besleyici damarların haversiyan sistem aracılığıyla baş ve boyna ulaşmasıyla sağlanır ve ikinci derecede önemlidir.

II) Ekstraossöz dolaşım:

a) Servikal damarlar; femur boynu ön yüzündeki arteryal halkanın ascendan servikal dalıdır.

b) Ligamentum teres içinde seyreden arteria obturatoria'nın dalı,

c) Ekstrakapsüler arteryal halkanın dalları,

Kapsülün femur boynuna yapıştığı yerde bulunan arteryal halkanın ön kesimi lateral sirkumfleks arter dalından gelirken arka kesimi ise, medial sirkumfleks arterin dalından gelir. Bu halkadan çıkan dallar kalça eklemi çevresinden kapsülün kemiğe insersiyon noktasındaki küçük deliklerden girerler.

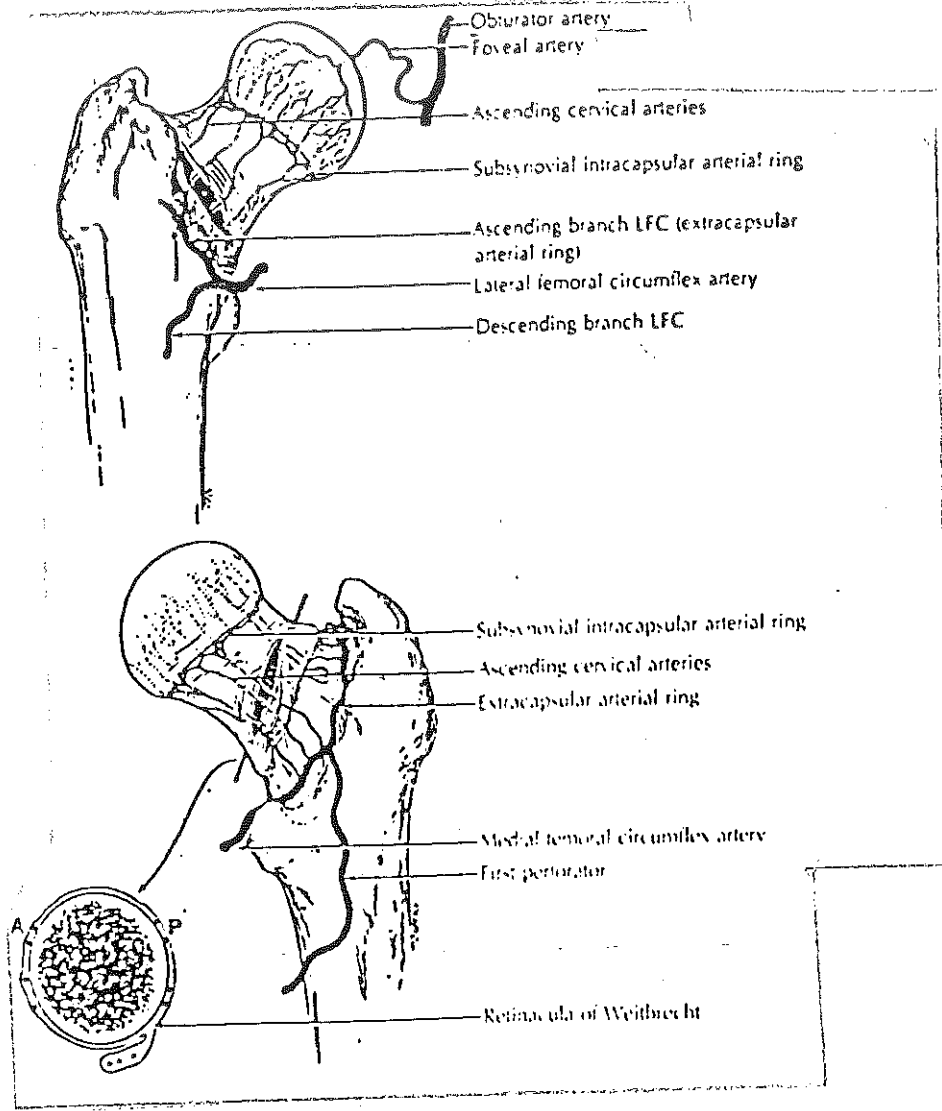
A. Femoralis, inguinal bağın hemen altındaki seviyede derine ve laterale doğru bir dal verir, bu dala a. profunda femoris denir. Femur üst ucu ve asetabulumun kan gereksinimi bu arterin iki dalı olan lateral ve medial sirkumfleks arterlerden sağlanır. Bu iki arterin yanı sıra a. obturatorius, a. gluteus superior ve inferior dalları, a. profunda femoris'in perforan dalları ve femurun nütrisyon arteri kalçanın vasküler yapısına katılır.

i) **Lateral sirkumfleks arter:** Sartorius ve rectus femoris kasları arasından geçip üç dala ayrılır, bunlar; descendan, transvers ve ascendan dallardır. Bunlar kalça eklemi besler ve superior gluteal arter ile anastomoz yaparlar.

ii) **Medial sirkumfleks arter:** Psoas ve pectineus kaslarının arasından arkaya geçerek ascendan ve transvers dallar olarak ikiye ayrılır. Bu dallar femur başının lateral ve medial epifizyal arterlerini verir. Transvers dal hamstring kaslarında sonlanırken lateral sirkumfleks arterin transvers dalı ile anastomoz yaparak ekstrakapsüler arteryal sistemi oluşturur.

A. kapitis femoris, obturator arterin bir dalıdır. Ligamentum teres içinden gelir, küçük bir arter olup femur başı kanlanmasında rolü azdır.

Assendan servikal arterler boyundaki durumlarına göre anterior, medial, posterior ve lateral olarak 4 gruba ayrılırlar. Bunların içinde baş ve boyun kan dolaşımının büyük bir bölümünü sağlayan lateral assendan servikal arterdir. Ayrıca eklem kıkırdağı ile boyun birleşim hattında intraartiküler subsinovyal arteryal halka mevcuttur. Bu halkadan epifizyal arterler dolanır ve femur başına girerler (Şeki 9).



Şekil 9: Femur baş ve boyununun vasküler anatomisi

KALÇA EKLEMİ İNNERVASYONU

Kalça eklemine innervasyonu doğrudan n. femoralis ve kaslara giden dalları ile n. obturatorius, n. obturatorius accessorius ve n. gluteus superior ile sağlanır. Siyatik sinirin posterior kapsülü innerve eden dalı bazen doğrudan sakral pleksustan çıkarak kapsüle ulaşır.

KALÇA EKLEMİ HAREKETLERİ

Kalça eklemi sferik eklem olduğundan her üç planda da hareket ettirilebilir. Nötral sıfır yöntemine göre kalça hareket düzeyleri ve miktarları şöyledir. Sagittal düzlemde kalça pasif fleksiyonu 120° , ekstansiyonu ise 15° olup, bu S ($15^\circ-0^\circ-120^\circ$) şeklinde ifade edilir.

Frontal düzlem üzerindeki passif abduksiyon hareketi 45° , pasif adduksiyon hareketi ise 25° dir ve bu durum da F ($45^\circ-0^\circ-25^\circ$) şeklinde ifade edilir. Kalça rotasyon hareketleri ise kalça ve diz 90° fleksiyonda iken sagittal düzlemde yapılır ve bu durumda kalçanın iç rotasyonu 45° , dış rotasyonu 45° dir ve bu durum da R (S 90) ($45^\circ-0^\circ-45^\circ$) olarak ifade edilir. Nötral sıfır yönteminde ilk olarak uzaklaşan hareketler yazılır. Bu nedenle parantez içinde ifade edilen ilk değerler uzaklaşan hareketleri, yani ekstansiyon, abduksiyon ve dış rotasyonu ifade eder.

Aktif hareketler her düzlemde pasif hareketlerden % 25-30 daha azdır.

3. KALAÇA EKLEMİNİN BİYOMEKANİĞİ

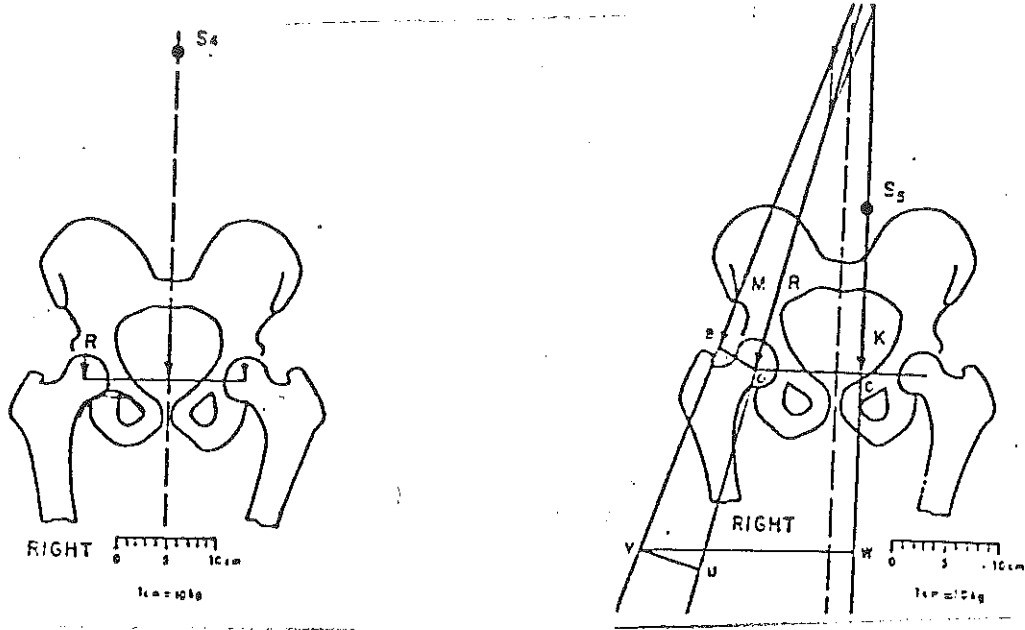
Biyomekanik; hareket, güç ve bunlar arasındaki ilişki ile dokular üzerinde oluşan etkilerin incelenmesini ifade eder.

Kalça eklemi elipsoid bir eklemdir. Ayakta dururken kalçaya gelen kuvvetler femur başı ve boynuna pelvisin durumu ne olursa olsun $165^\circ-170^\circ$ lik bir açı ile gelir. Bu kuvvetler bileşkesinin yönü femur boynunun medial bölümünde yer alır ve femur proksimalindeki trabeküller yapıya uyar. Bu trabeküller asetabulumdan başlayıp yukarıya ve sakroiliac ekleme medial olarak uzanan, benzeri bası trabekülleri ile aynı çizgide yer alır. Etkili kuvvet normalde epifiz plağının kıkırdığına dik olarak gelir.

Vücut ağırlığı her iki ayağı üzerinde ayakta duran bir kişide alt extremitelere eşit dağılır. Bu sırada her kalçaya gelen kuvvet gövdenin bütün ağırlığının yarısı veya $1/3$ 'den daha azdır. (171)

Ancak yürümenin yaylanma fazında olduğu gibi sol alt taraf yerden kaldırıldığında, sol alt tarafın ağırlığı gövde ağırlığına eklenecek ve normalde median sagittal düzlemde olan gövde yer çekimi merkezi sola kayacaktır. Bu durumda dengeyi sağlamak amacı ile abductor kaslar karşı kuvvet ortaya koyarlar. Tüm bunların neticesinde sağ femur başına gelen yük bu iki kuvvetin toplamına eşit olur. Burada her kuvvet, kaldıraç kollarının nispi uzunluğu ile ilişkilidir. Abductor kaldıraç kolu uzunluğu (BO çizgisi), femur başından vücut ağırlık merkezine uzanan (OC çizgisi) kaldıraç kolu uzunluğunun $1/3$ 'üne eşit ise dengeyi sağlamak için gerekli abductor kasların aşağı doğru çekiş kuvveti yer çekimi kuvvetinin 3 katı olmalıdır. Bu nedenle başa gelen toplam kuvvet binen yükün 4 katı olacaktır. Abductor kaldıraç kolu ne kadar uzun olursa kaldıraç kolları arasındaki oran daha küçük, dengeyi

sağlamak için gerekli abduksiyon kuvveti daha az ve femur başına gelen yük daha küçük olur (Şekil 10).



Şekil 10.

Total kalça komponentleri vücut ağırlığının 3-5 kez daha az orandaki sıklık yüklenmelere ve zaman zamanda vücut ağırlığından 10-12 kez daha fazla yüklenmelere maruz kalabilir. Alışlagelmiş endoprotezler (Moore ve Thompson) benzer güçlere uzun süre maruz kaldıklarında başarısızlıkla sonuçlanırlar, çünkü bunlar kemiğe tam ve emniyetle fikse olmazlar. Neticede bunlarda asetabuler erozyon ve stemin gevşemesi başlıca ağrı ve yetersizliğe sebep olur. Bipolar protezlerle ise hareketli bir kalça elde edilir. Bunlarda kap'ın yanlış pozisyonda yerleştirilmesi veya başın devamlı subluksasyonu gibi mekanik başarısızlıklara bağlı ağrı ve yetersizlik yoktur. Bununla birlikte bunlarda da diğer bir çok sebepten kemik erezyonuna bağlı ağrı ve hareket kaybı olabilir.

Diğer taraftan total kalça protezinde teknik problemlere bağlı biomekanik başarısızlıklar genellikle ağrı ve yetersizlikle sonuçlanır.

Biyomekanik ve teknik problemlerin protezin dislokasyon ve gevşemesi ile ilişkisi vardır ve bu uzun dönemde problem yaratır.

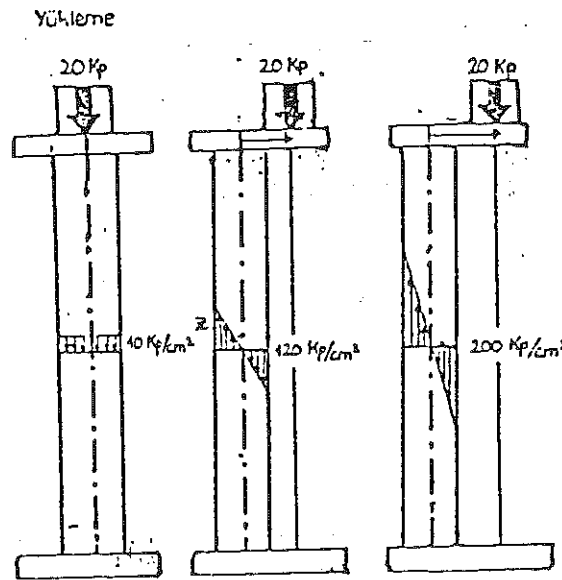
Vücudun bir bölgesinin biyomekaniğini anlamak için o bölgedeki dokuların mekanik ve yapısal özellikleri bilinmelidir. Bu özellikler esas doku olan kıkırdak, spangioz ve kortikal

kemik, bağ, kapsül ve benzerlerine ait olanlardır. Biyomekaniği anlamak için yüklenme ve stres terimlerini anlamak gerekir.

Yüklenme: Vücuda veya bir yapıya kuvvet uygulanmasıdır.

Stres: Bir cisme kuvvet uygulanmasından sonra kuvvetin o cisimde yaptığı etkidir.

Kuvvetin uygulanmasının şekli ve yerine bağlı olarak değişik stresler oluşturulabilir (Şekil 11).



Şekil 11: Kuvvet yüklenmesinin biçim ve yerine göre oluşan stresler.

Kalça biyomekaniğine abductor kaldırıcı kolu uzunluğunun ve başın sentral yerleştirilmesinin etkisi; Charnley konsepti total kalça protezinin ayrılmaz bir parçasıdır. Bu konseptte asetabuler komponenti femur başına sentralize etmek için asetabulum derinleştirilir, bundan dolayı vücut ağırlığının kaldırıcı kolu kısaltılmış, abductor kaldırıcı kolu uzatılmış olur (20). Kalça ekleminde artrit ve diğer kalça bozuklukları gibi nedenler başka bir ifadeyle femur baş ve boynunda kayıba neden olan her durum abductor kaldırıcı kolunu kısaltır, yine trokanterin posteriora deviasyonuna neden olan kalçanın dış rotasyon deformitesi (bu artritte olabilir) ve kalçanın konjenital dislokasyonu da kaldırıcı kolunu kısaltır. Yine boynun belirgin valgus deformitesi de aynı şeye neden olur. Sabit dış rotasyon deformitesinde artritlik bir kalçada abductor kaldırıcı kolu kısaltılması nedeniyle bu kalçaya vücut ağırlığının 4 katı yük biner.

Coxa valga deformitesinde ve protezi koyarken femoral komponentte 140° nin üzerinde valgus vermek abductor kolu kısaltarak abductor kas kuvvetini artıracak ve başa binen bileşke yükün, taşınan ağırlığın 7-8 katına çıkmasına neden olacaktır. Bu nedenlerden dolayı total kalça protezlerinde iki kaldıraç kolunun dengelenmesi önemlidir. Aksi halde bölgeye aşırı yüklenme erken gevşeme ve stem başarısızlığına neden olacaktır.

Kalça hareketi üzerine protez başının çapının etkisi; Charnley protezinde baş 22 mm olup, kap'ın derinliği başın yarı çapından 2 mm daha medializedir bu sistem kalçanın 90° fleksiyonuna izin verir. Diğer taraftan trapezoidal boyun ve 28 mm başa sahip Amstutz sistemi ise kalçanın 118° lik fleksiyonuna izin verir. Yuvarlak boyunlu, 32 mm'lik başlı sistemler ise 106° lik fleksiyona izin verir. Diğer taraftan asetabuler kap'ın anteversiyonunun fazla olması sıkışma (impingement) olmaksızın daha büyük harekete izin verir. Küçük başlarda başın lateral yer değiştirmesi ve dislokasyonu büyük başlara göre daha azdır. Ancak klinik çalışmalarda bunun aksi gözlenmiştir. 28 mm başların 22 ve 32 mm'lik başlara oranla daha az oranda aşınmaya neden olduğu da saptanmıştır.

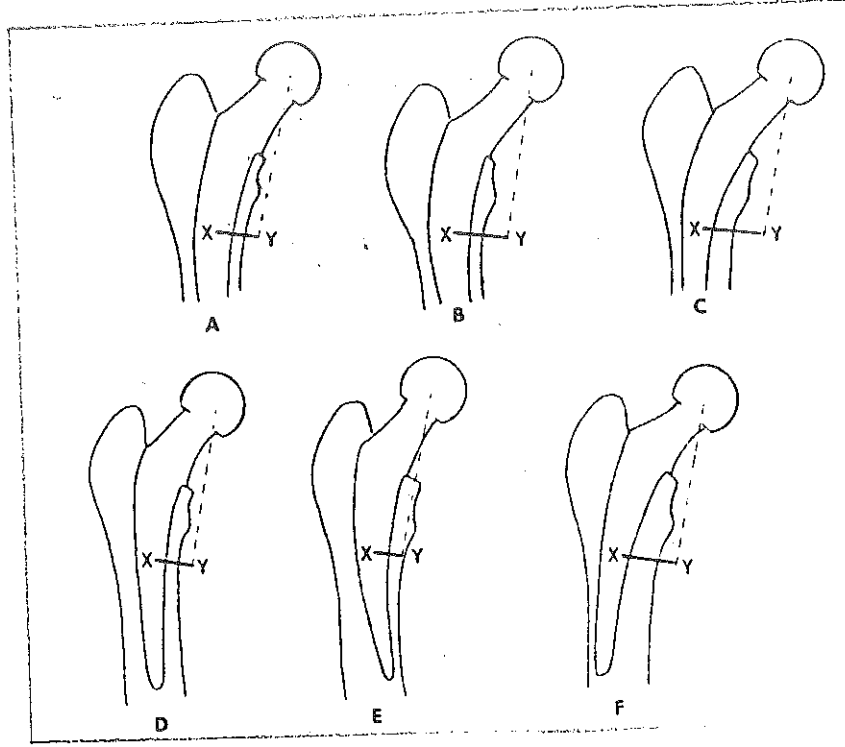
Femoral stem üzerine eğilme kuvvetlerinin etkisi; Femoral komponentin merkezi ile femur cisminin merkezi arasındaki mesafe bir başka ifadeyle femoral komponentin başının merkezinden aşağı indirilen çizgi ile aynı komponentin cismi arasındaki uzaklık eğilme kuvvetini ifade eder (Şekil 12 A).

Uzun boyunlu normal pozisyonda koyulmuş bir femoral komponentte femoral komponentin eğilme kuvveti artar (Şekil 12 B).

Normal boyunlu, ancak varus pozisyonda konmuş bir femoral komponentte eğilme kuvveti artmış olup bu bir önceki durumdan daha fazladır (Şekil 12 C). Baş boyun oranı az veya küçük kövrü bir femoral stemde femoral stemin eğilme kuvveti azalır (Şekil 12 D).

Valgus pozisyonunda yerleştirilen femoral stemde femoral stemin eğilme kuvveti iyice azalmıştır ki, bu bir üstteki durumdan azdır (Şekil 12 E).

Varus pozisyonunda yerleştirilen aynı stemin ise eğilme kuvveti artmıştır (Şekil 12 F).



Şekil 12: Femoral stem üzerine eğilme kuvvetlerinin etkisi

Burada ifade edildiği şekilde femoral komponentin eğilme kuvvetinin azaldığı pozisyonlarda yerleştirilen protez daha uygundur. Çünkü bu durumda daha az kırılma ve gevşeme olur. Bu nedenle boynu ve başı fazla uzun olmayan, valgus pozisyonunda (140° nin üzerinde olmamalıdır) yerleştirilen protez ideal protez yerleşimidir.

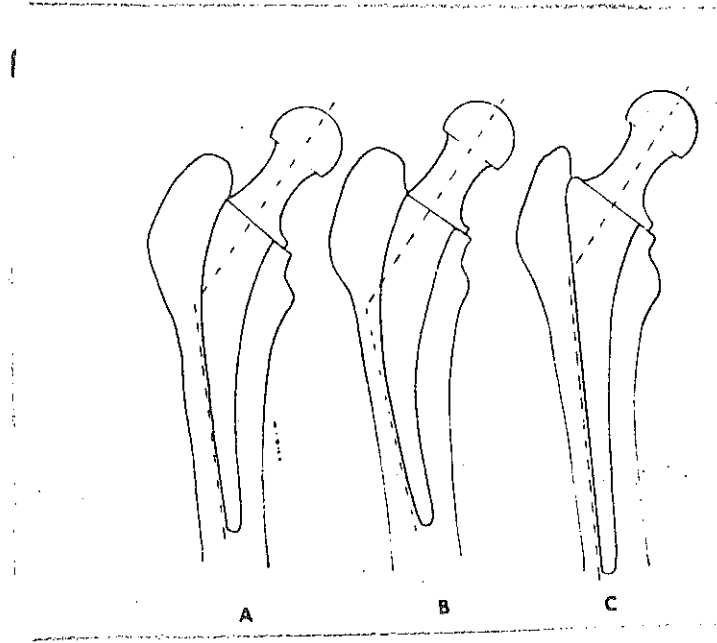
Stemin Valgus - Varus Pozisyonu; Stemin ılımlı bir valgus pozisyonunda yerleştirilmesi idealdir. Ancak 140° den fazla olan valgus eğilme kuvvetini azaltır, aksiyal yüklenmeyi artırır, ekstremitayı uzatır ve asetabuler komponent aşırı derecede vertikal yerleştirilmişse adduksiyon durumunda kalçanın çıkmasına neden olur. Bu nedenle valgus pozisyonu 140° nin üzerinde olmamalıdır.

Stemin varusta yerleştirilmesi ise eğilme kuvvetinin artmasına, stemin aksiyal yüklenmesinin azalmasına neden olur. Bu durum abductor kolu uzatır, dolayısıyla steme binen yükü artırır ve stemde gevşeme riskini artırarak başarısızlığa neden olur ve ekstremitayı kısaltır. Stemin varusta konulması tercih edilmez.

Femur Üzerine Etkili Tensil Kuvvetler; Femoral steme etkili maksimal tensil streslerinin alanı veya noktası, stemin baş ve boynundan geçen çizgi ile stemin lateral

kenarından çizilen çizginin kesiştiği nokta veya ona yakın alandır. Bu kesişme noktasının stemin proksimalinde olması arzu edilir. Eğer bu kesişme noktası sementin içinde ise kuramsal olarak sement yüksek tensil streslerin etkisi altındadır ve bu durum stem kırılmasına daha uygundur.

Körlü stemlerde, tensil kuvvetlerinin kesişme noktası, düz stemlere göre daha distaldedir ve bu nedenle körlü stemler, düz stemlere oranla daha kolay deforme olur ve kırılır (Şekil 13).



Şekil 13 : Femur üzerine etkili tensil kuvvetler

Sürtünme Katsayısı; Normal eklemlerde sürtünme katsayısı 0.008-0.02, metal-metal eklem arasında 0.8, metal-polietilen eklemlerde ise 0.02 dir. Polietilen asetabuler kapla eklem yapan metalik başta sürtünme çok az olduğundan aşınma ihmal edilebilir (20). Diğer taraftan seramik-seramik arasındaki ve seramik-polietilen arasındaki sürtünme katsayısı yukarıdakilerden daha düşüktür. Metal-seramik ilişkisinde ise yüksek sürtünme katsayısı mevcuttur. Bundan dolayı bu kombinasyon kullanılmamalıdır.

Aşınma; Yapılan çalışmalarda yıllık aşınma miktarı 0.01 mm, - 0.13 mm arasında değişmektedir (20). Bu 10 yıl içinde 1-2 mm arasında değişir ve maksimal 4.5 mm dir. Çok kalın veya ince polietilen kaplar normal kalınlıktaki bir kapa oranla daha fazla aşınmaya maruz kalır. 5 mm kalınlığın altına düşen kalınlıktaki plastiklerde artmış gerilimler gözlenmiştir, bu da erken aşınma için risk oluşturur. Gerilim analiz çalışmaları göstermiştir

ki, 28 mm baş çapı, 22 mm lik ve 32 mm lik başlardan daha az oranda aşınmaya neden olmaktadır.

Protezde Boyunluk Kullanımı; Kuvvetlerin femura transferi temel olarak arzu edilen bir durumdur. Çünkü bu kemik yoğunluğunu artırmak için fizyolojik bir stimulustur. Sementli femoral komponentlerin gevşemesinin önlenmesinde boyunluğun rolü kesin olarak bilinmemesine rağmen, kullanılan boyunluk proksimal medial boynun yüklenmesini sağlayarak proksimal kemik rezorbsiyonunu azaltmakta ve böylelikle proksimal semente olan kuvvetleri azaltmaktadır. Sementsiz Femoral komponentin üzerinde boyunluk kullanımı tartışmalıdır.

4. OSTEOARTROZ

Osteoartrit için bir çok eş anlamlı kelimeler kullanılır. Osteoartroz, dejeneratif artrit, koksa magna, koksa senilis, artrit deformans aynı klinik durumu anlatmak için kullanılan kelimelerden bazılarıdır (69).

Tanım: Osteoartroz yıllarla ifade edilen bir süre içinde oluşan ve özellikle yük taşıyan eklemlerde meydana gelen, eklem kıkırdığında deformasyona neden olan, sık ve yaygın olarak görülen, yavaş ilerleyen, patogenezi tam olarak bilinmeyen, belirgin inflamatuvar belirti göstermeyen, hareketli diartroidal ve aksiyal eklemleri tutan, çeşitli eklem ve kemik değişiklikleri gösteren, eklem yüzeylerinde yeni kemik oluşumu, eklem aralığının daralması, subkondral kemikte sertleşme, kist oluşumu ve osteoporoz, eklemde ağrı ve hareket kısıtlılığı ile karakterize, dejeneratif bir eklem hastalığıdır (2,18,36,42,122).

Patogenez: Osteoartroz oluşumunda iki temel teori ifade edilmektedir.

A. Biyomekanik Teori: Burada yük taşıyan eklemlerde değişik ve uzun süreli stresler nedeniyle kondrosit fonksiyonlarının bozulduğu ileri sürülür. Bunun sonucunda kıkırdak matriksinin kaybı ve yeniden sentezlenmesi arasındaki denge bozulur. Böylece kıkırdak dokusunun bazı bölümlerinde yumuşama ve fragilite meydana gelir. Bu da kıkırdakta çatlakların ve oyukların oluşmasına neden olur. Kıkırdak hücrelerinin harabiyeti doku içinde kollajenez ve proteazların serbestleşmesine yol açar. Bu litik enzimler de hem dejeneratif hem de sağlam kıkırdak dokusunun harabiyetine neden olurlar. Yine bu enzimlerin etkisiyle ortaya çıkan makrofaj inflamatuvar mediyatörlerin aracılığıyla sinovyal dokuda mononükleer infiltrasyon oluşur ve non-spesifik sinovitis meydana gelir. Ayrıca yine bu

mediyatörlerce kondrositlerden ve sinovyal hücrelerden proteoglikan sentezini engelleyen litik enzimler serbestleştirilirler. Böylece kıkırdak ve kemik harabiyetine neden olan kısır döngü meydana gelmiş olur.

B. Biyokimyasal Teori: Bu teori, yaş ve anormal yük etkilerinin eklem kıkırdağında direk olarak litik enzimlerin ve sitokinlerin serbestleşmesini sağladığını öne sürer. Bunların sonucunda yukarıda sayılan değişiklik ve harabiyet zinciri devam eder.

Osteoartrazda genel olarak eklemde görülen patolojik değişiklikler şöyledir :

I. Tutulan eklemde aşırı yük taşıyan kıkırdak yüzeyindeki kondrosit fonksiyonunda azalma ve kondrosit ölümü meydana gelir. Buna reaktif olarak fazla yüke maruz kalmayan eklem bölgelerindeki kondrositler çoğalırlar.

II. Osteoartraz gelişmiş kıkırdakta ve eklem boşluğunda kollagenaz, proteaz ve proteoglikanların atık ürünlerinin seviyeleri artmıştır.

III. Non-spesifik sinovitis her zaman mevcuttur.

IV. Kıkırdak dokunun kaybı nedeniyle anormal yüke maruz kalan subkondral kemik dokusu proliferer olur ve osteofitik lezyonlar meydana gelir.

V. Kıkırdak doku kondrosit kaybına reaktif olarak damarlanmaya başlar. Bu da genel olarak kıkırdak dokusunun ossifikasyonu ile neticelenir.

Etiyoloji

Kesin sebebi bilinmeyen osteoartrite primer veya idiopatik osteoartrit denir. Burada bir veya daha fazla eklem tutulabilir. Etiyolojik sebebi bilinen osteoartrite ise sekonder osteoartrit denir. Bu iki durumun histopatolojik ve patogenetik açıdan birbirinden farkları yoktur.

A. Primer Osteoartrit

Vakaların % 50-75'i bu gruba girer. Etiyolojisi kesin bilinmemekle beraber bir çok predispozan faktör ileri sürülmektedir (25,28,35).

1. Yaş: Olay hayatın ikinci dekatında başlar. Matriks birleşenleri yaşla değişir, kıkırdak su kaybeder. Travmalar daha duyarlı hale gelir. Kellgrel Lawrence yaptıkları araştırmakta 55 yaşını geçmiş her on kişiden birinin osteoartrite yakalandığını göstermiştir.

2. Cins: Kadınlarda pirmer osteoartritin daha çok görüldüğü tesbit edilmiştir.

3. Heredite

4. Mekanik nedenler

5. Obesite

6. Enzimatik bozukluklar: Sinovya da bulunan dejeneratif enzimler bilinmeyen

sebeple aktive olarak osteoartriti başlatabilir.

7. İklim faktörü: Soğuk ve rutubetli iklimlerde insidans artar.

8. İmmün kompleksler: Bunlardan sinovyal membranda C3 ve immün komplekslerin biriktiği görülmüştür (96).

B. Sekonder osteoartrit

Şu sebeplerle oluşur.

1. Mekanik faktörler

a) Statik bozukluklar; DKÇ, Ekstremité kısılıkları, Perthes ve diğér avasküler nekrozlar, Konjenital bağ gevşeklikleri,

b) Kırık, çıkık, subluksasyon ve distorsiyon gibi durumlar

c) Uygunsuz ve uzun süreli immobilizasyon

d) Mesleki travmalar

e) Yüklenme konsantrasyonunda değışiklik (Örnek: Koksa vara)

2. Ekem hastalıkları

a) Enfeksiyöz artrit

b) Hemofilik artrit

c) Romatoid artrit, anhilozan spondilit gibi kollogen doku hastalıkları

d) Sickle cell anemi

e) Primer kronik poliartrit

f) Glikojen depo hastalıkları

g) Okronoz

h) Slipped capitis femoris epifizis

3. Nöromusküler sebepler: Charcot, Tabes Dorsalis, D. Mellitus, Sringormiyeli gibi

4. Metabolik ve Hormonal faktörler: Hipotriodi, Hipopizyel Disfonksiyon, Obesite, Menapoz

5. Kemik ve Kıkırdak Displazileri

Klinik Tablo

1. Ağrı: Osteoartritte ağrının patolojik temeli sinovyal membran infalamasyonu, kapsülit ve kapsül yırtıkları, osteofitlerin çevre dokuları irrite etmesi, enzimatik ve iltihabi yolla kininlerin salınmasıdır (96). Başlangıçta ağrı bir veya iki günlük ataklar halinde görülür. Genellikle travmalardan sonra ortaya çıkar ve kalçada sertlik hissedilir, fakat aktivite ile hareketler daha rahat bir duruma gelir. Ağrı derece ve süre yönünden gittikçe artar, bacakta dış rotasyon ve adduksiyon deformitesi ile aksama değişmez bir bulgu olur. Sonuçta hareketlerin aşırı sınırlanması ile ağrı azalır. Yük vermek, abduksiyon, iç rotasyon ile ekstansiyon hareketlerinde ağrı artar.(27)

2. Hareket Kısıtlılığı: Başlangıçta ekstansiyon, abduksiyon, ve iç rotasyon hareketleri kısıtlanmıştır. Daha sonra eklem yüzlerinin bozulması sonucu hareketler her yönde kısıtlanır. Osteoartritte hareket kaybının patolojik temeli kıkırdak kaybı, osteofitler, kapsül fibrozisi, bağ kalsifikasyonu, kas kontraktürleri ve artrofisi, eklem aralığı daralmasıdır (96).

3. Deformite: Başlangıçta görülen fleksiyon adduksiyon, dış rotasyon deformitesi spazma bağlı olup, daha sonra kapsüller kontraksiyon nedeni ile daimi hal alır. Lumbosakral ağrı kalça kantraktörü sonucu gelişir.

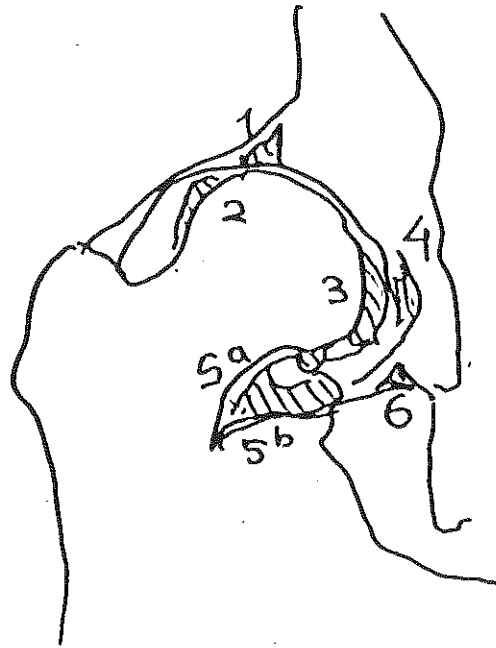
4. Duyarlılık: Kalçanın en iyi arka bölümünde, büyük trokanter ile tüber insikadikum arasındadır.

5. Kısalık: Deformite gelişikten sonra, başta kompresyon, eklem aralığında daralma ve subluksasyona bağlı olarak alt ekstremitelerde kısalık oluşur.

Radyolojik Bulgular

Medial eklem aralığı daralır veya kaybolur. Subkondral alan incilir, düzensiz subkondral skleroz meydana gelir. Asetabulum ve femur başı yüzeylerinde sklerotik odaklar oluşur ve ileri safhada yük binen alanlarda kistik boşluklar ortaya çıkar. (Eggers kistleri) (27). Özellikle inferiorda baş ve boynun birleşim yerinde osteofitler oluşur. Boyunda gelişen

osteofitler kapsülün periostu traksiyonuna bağlıdır. Başın süperiorunda subkondral kollaps ve çökmeye bağlı ters koni biçiminde skleroz oluşur. Femur başı yukarı ve dışa doğru genişler. İleri safhada eklemin medial yüzü bozulur, femur başı pelvise protüze olur ve sferikliğini kaybeder. Yine ileri dönemde başta subluksasyon meydana gelir. Bunlarda görülen osteofitler 6 adet olup bunların 3'ü femurdan 3'ü asetabulumdandır. Femurdakiler; 1. süperior servikal 2. kapital 3. inferior servikal. Asetabulumdakiler; 1. tavan, 2. perde (curtain), 3. taban osteofitleridir (Şekil 14).



Şekil 14: Femoral ve asetabuler osteofitler

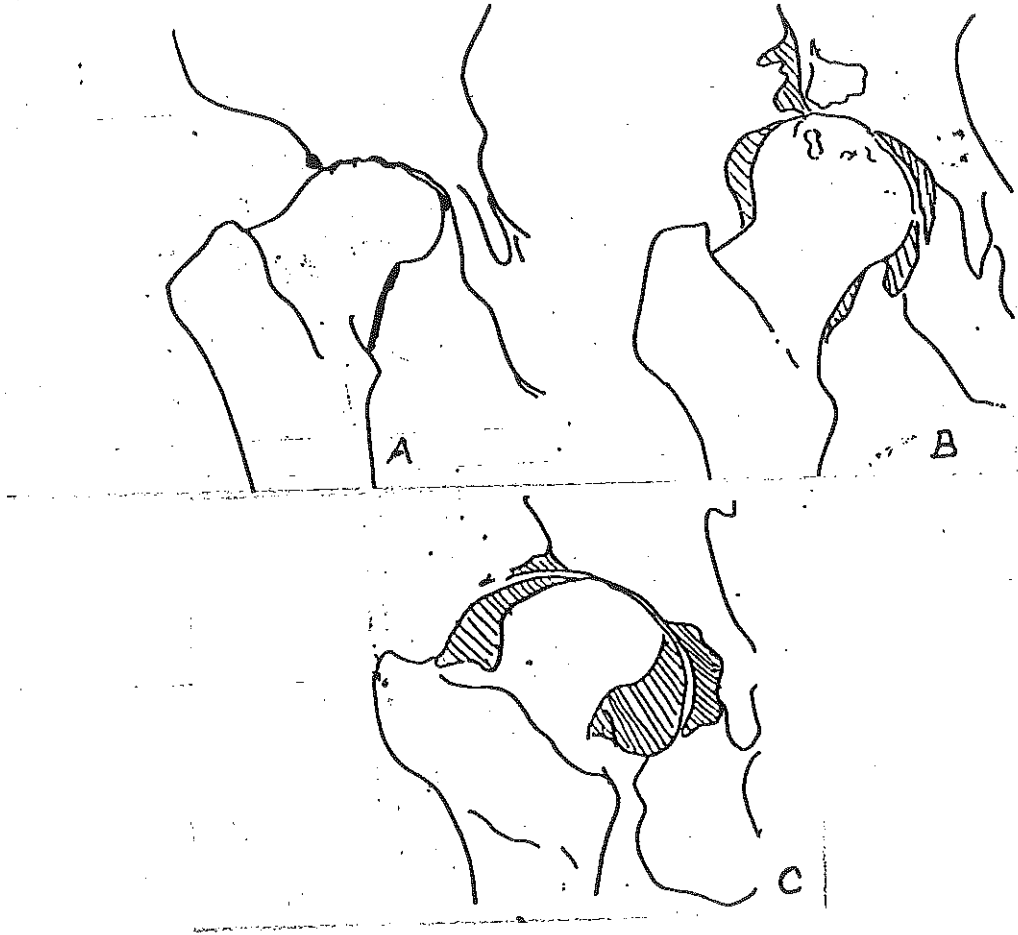
Eklem biyolojik reaksiyonu radyolojik olarak Bombeli'ye göre 3 grupta toplanır.

A. Atrofik Tip: Femur başı kollapsa bağlı küçülmüştür, femoral osteofitler yoktur, acetabuler osteofitler yok veya çatıda çok küçüktür. Subluksasyona eğilim vardır. Osteoblastik aktivite azdır (Şekil 15 A)

B. Normotrofik Tip: Femur başında büyüklükte değişiklik ve deformasyon yoktur. Femur başında medial ve lateralde orta derecede, asetabulumdan ise çatı ve tabanda orta derecede osteofit vardır. Osteoblastik aktivite artışına bağlı sklerotik alanlar ve kistik yapılar mevcuttur (Şekil 15 B)

C. Hipertrofik Tip: Femur başında ileri derecede deformasyon ve büyüklükte artış vardır. Femoral osteofitler çeşitli yerlerde ve büyük lezyonlar halindedir. Asetabuler

osteofitler çok sayıda ve büyük lezyonlar şeklindedir. Osteofitler tüm alanın medial, kaudal, posteriorunu ve boynun bir kısmını kaplamıştır. Osteoblastik ve osteoklastik aktivite artımı barizdir (Şekil 15 C).



Şekil 15.

TEDAVİ:

Tedavi 2 gruba ayrılır.

1. Kontraservatif Tedavi: İlaç tedavisi, fizik tedavi, kilonun azaltılması, baston kullanılması, kalça yükünün azaltılması, istirahat, ROM egzersizleri, abduksiyonda traksiyondan ibarettir.

2. Cerrahi Tedavi: Kalça osteoartriti için kullanılan operasyonlar 2 gruba ayrılır. Bunlar;

A) Hastanın kalça eklemine korunduğu operasyonlar:

1. Osteofitlerin exisyonu ve asetabuler kistlerin exisyonu
2. Femoral başın avasküler nekrozu için kemik greftleri
3. Proximal femoral osteotomi
4. Yumuşak doku ameliyatları (Hanging hip operasyonu)

B. Kalça eklemi rekonstrüksiyonu:

1. Cup Artroplastisi
2. Rezeksiyon Antroplastisi
3. Artrodez
4. Prostetik femoral baş replasmanı (Hemiartroplastisi)
5. Bipolar protez uygulaması
6. Total kalça artroplastisi

5. ENDİKASYONLAR VE HASTA SEÇİMİ

Total kalça protezinin orjinal, başlıca endikasyonu 65 yaşının üzerinde ağrının hastayı kudretsiz kıldığı ve konservatif tedaviye cevap vermeyen vakalardır. İkinci sırada önemli endikasyonu ise ileri derecede deformiteye bağlı veya deformite olmaksızın kalça fonksiyonlarının kaybıdır. Charnley total kalça prosedürünün ileri yaştaki hastalarda kullanıldığını, genç hastalar için kullanılmaması gerektiğine dikkat çekmiştir. Bilateral tutumlu vakalarda, yine konjenital kalça çıkıklı hastalarda, kalça rekonstrüktif prosedürü başarısız genç hastalarda durum farklı olup bunları bir an önce aktif yaşama döndürmek gerekir. Bunun dışında genç hastalarda artrodez hala seçilen bir operasyondur.

Ağrı ve hareket sınırlılığı olmaksızın ekstremitte eşitsizliği olması veya radyolojik olarak artritlik değişikliklerin varlığı cerrahi endikasyon sebebi değildir. Kalça hareketleri sınırlı az veya hiç kalça ağrısı olmayan hastalar da total kalça protezi için uygun değildir.

Neticede bir hastaya total kalça protezi uygulanması için kesin bir kriter yoktur. Ancak daha önce ifade edildiği gibi hastanın ağrısı, kalça fonksiyonları, hareketleri ve deformite özellikleri göz önüne alınarak hastaya total kalça protezi uygulanıp uygulanmayacağına karar verilmelidir (74).

Genel olarak Total kalça protezi şu vakalarda uygulanabilir.

1. Artritler

- R. artrit.
- Juvenil Romatoid artrit (still hast.)
- Ankilozan spondilit
- Dejenerative eklem hastalıkları
 - a) Primer (idiopatik)
 - b) Sekonder
- Slipped capitis femoris epifizis
- Konjenital dislokasyon / displazi
- Perthes
- Paget hastalığı
- Travmatik dislokasyonlar
- Asetabulum fraktürleri
- Hemofili

2. Avasküler nekroz

- a) İdiopatik
- b) sekonder
 - Postravmatik
 - SCFE
 - Hemoglobinopatiler (Sickle cell)
 - Renal hastalıklar
 - Kortizon
 - Alkolizm
 - Caisson hast.
 - Gaucher hast.
 - Nonunion, femoral boyun ve trokanterik kırıklar

3. Piyojenik artrit veya oste Miyelit

- Hematojen
- Pastravmatik

4. Tüberküloz

5. Konjenital subluksasyon veya diskasyon

6. Kalça fusionu veya pseudoartroz

7. Rekonstrüksiyon başarısızlıkları

- Osteotomi
- Cup artroplastisi
- Endoprotez
- Girdlestone
- Resurfacing artroplasti

8. Kemik tümörleri

- Proksimal femur veya asetabulumu tutan

9. Herediter bozukluklar

- Akondroplazi vs.

Genel olarak çimentolu ve çimentosuz protezlerin endikasyon olarak kullanım alanları aynı olup, bunlar yukarıda ifade edilmiştir. Bununla beraber bir hastaya çimentolu protezmi, yoksa çimentosuz protezmi uygulacağımıza L-spotorno ve S. Romagnoli'nin ifade ettikleri kriterlere göre karar verilir (162). Burada femoral komponent için temel olarak alınan 4 parametre vardır. Bunlar:

1. Hastanın cinsiyeti
2. Hastanın yaşı
3. Singh indeksi (Osteoporoz)
4. Morfolojik kortikal indeks (Door indeksi) dir.

Bu dört faktöre, kalçaların birinin mi yoksa her ikisinin mi iştirak ettiği hususu katılırsa, yanıtlanması gereken soru sayısı beşe çıkacaktır. Kalçaların her ikisinin birden hastalığa eşlik ettiği durumlarda yaş sınırının tek taraflı olanlara nazaran daha aşağı tutulması gerektiği bilinen bir gerçektir.

1. Cinsiyet: 40 yaş civarında kemikdoku kaybı başlar ve bu kadınlarda anlamlı olarak fazladır. Bu kemik yıkımı yaş ilerledikçe ve tipik olarak menopozda artar.

2. Yaş: 50 yaş öncesinde protez değıştirilmesinin kolay olması nedeniyle sementsiz protezler tercih edilmelidir. 70 yaş üzerinde ise rutin sementli protezler kullanılmalıdır.

3. Singh İndeksi (=Osteoporoz) : Singh tarafından ileri sürölen bu indeks femur üst ucunun osteoporoz bakımından 7 dereceye ayrılarak incelenmesine dayanır. Burada femur başında ve trokanterik bölgedeki trabeköler yapıların görünümündeki değışiklikler dikkate alınır (Şekil 16 ve 17).

Evre 7 : Normal femur görünümüdür. Hem primer hem de sekonder trabeköller normal görünümündedir.

Evre 6 : Hafif osteoporoz vardır. Word üçkeni kısmen belirginleşmiştir. Sekonder trabeköler yapılar silinmeye başlamıştır.

Evre 5 : Hafif osteoporoz vardır. Word üçkeni tamamen belirginleşmiş, sekonder trabeköller kısmen silinmiştir.

Evre 4 : Orta derecede osteoporoz vardır. Sekonder trabeköller tamamen kaybolmuştur.

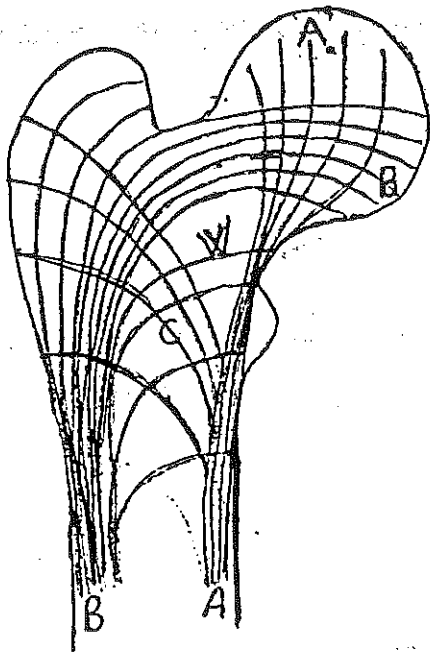
Evre 3 : Bir üst evreden biraz daha fazla osteoporoz var. Tensil (Primer) trabeköller kısmen kaybolmuştur.

Evre 2 : İleri derecede osteoporoz vardır. Tensil (primer) trabeköller tamamen kaybolmuş, kompresyon trabekölleri mevcuttur.

Evre 1 : İleri derecede osteoporoz vardır. Kompresyon trabeköllerde kaybolmaya başlamıştır.

Evre 3 ve 4 genç hastalarda sementsiz protez uygulanabilir. Ancak yaşlı hastalarda sementli protez uygulanmalıdır.

Evre 1 ve 2 hastalarda sementsiz protez için kesin kontroendikasyon vardır.

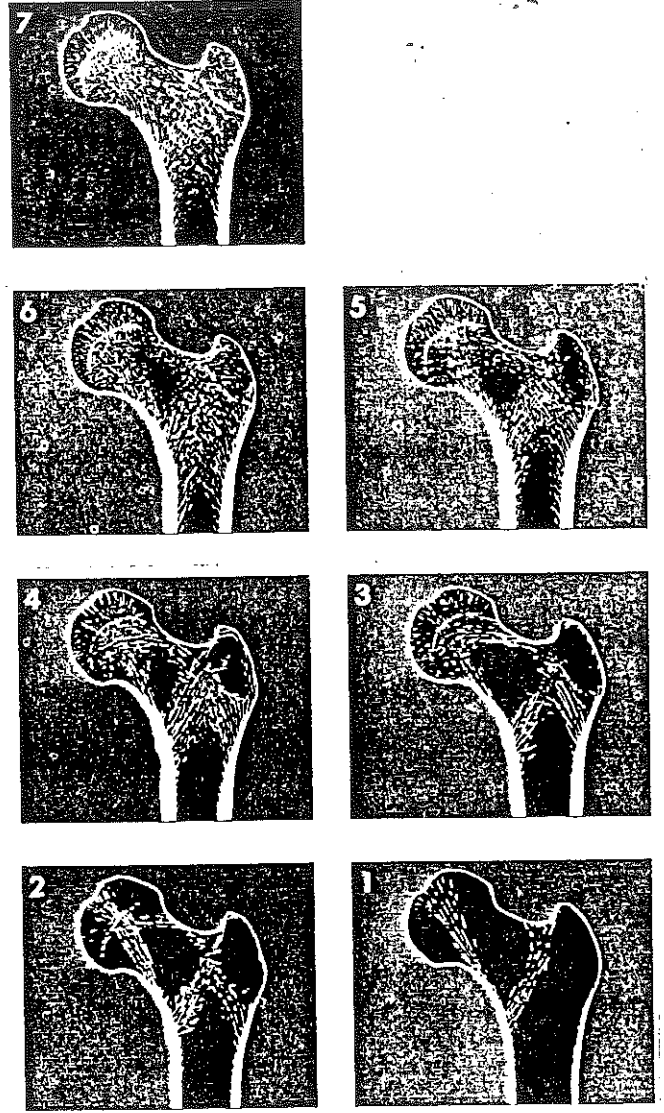


Şekil 16: Proksimal femur trabekülasyonu

- A. Compression trabekülleri
- B. Tensil trabekülleri
- W. WARD açısı
- C. C trabekülleri

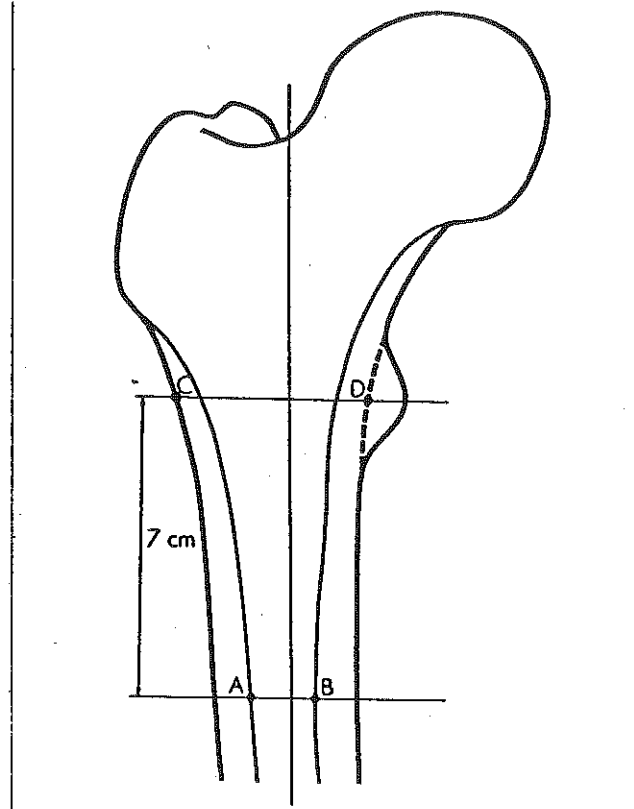
4. Morfolojik Kortikal İndeks (=Dorr İndeksi)

Kalkar ile istmik kanal arasındaki oran 1986 yılında Dorr tarafından tariflenmiştir (49). Bu oran femur proksimalinin kemik kalitesini tayin eden bir değerlendirme şeklidir. Burada ön-arka grafide trokanter minörün iç korteksinden, femur lateral korteksine bir yatay çizgi çekilir ki, bu (CD) noktalarını birleştiren çizgidir. Sonra C noktasında 7 cm distalde medüller kanalın iç kenarlarını birleştiren bir çizgi daha çizilir ki, bu (AB) noktalarını



Şekil 17: Singh indeksi

birleştiren çizgidir. Sonra bu çizgilerin uzunluğu ölçülür ve (CD) mesafesi, (AB) mesafesine oranlanır. İşte bu bize morfolojik kortikal indeksi verir. $M.C.i. = CD/AB$ (Şekil 19). Bunların birbirine oranı genç kişilerde %50'dir. Bu oranın artması kemik kalitesinin azaldığına işaret eder. Bazı yazarlar bu oranın % 75'in üzerinde olmasının çimentosuz protezler için relatif kontroendikasyon teşkil ettiğini bildirmiştir (38, 49).



Şekil 18: Morfolojik kortikal indeks (Door index)

Puanlamanın Değerlendirilmesi:

Cinsiyet:

Erkek	0 Puan
Kadın	1 Puan

Yaş:

50 yaş altı	0 puan
50-60 yaş	1 puan
60-70 yaş	2 puan
70 yaş üzeri	4 puan

Singh İndeksi

Evre 7	0 puan
Evre 6-5	1 puan
Evre 4-3	2 puan
Evre 2-1	4 puan

Morfolojik Kortikal İndeks:

3'den büyük	0 puan
3-2.7 arası	1 puan
2.6-2.3 arası	2 puan
2.3 ve aşağısı	4 puan

Sonuç: Sementsiz Femoral Komponent

0-4 puan

Tartışmalı

5 puan

Sementli Femoral Komponent

6 puan ve yukarısı

Sementsiz asetabuler komponent endikasyonu:

Bütün olgularda kemik kalitesi asetabuler kabın güvenli primer mekanik stabilitesini sağlayacak düzeyde olmalıdır. İdeal endikasyon, anatomik yapısı korunmuş primer veya sekonder postravmatik olmayan koksartritlerdir. Kalça displazilerinde de iyi sonuç alınır.

İleri derecede displaziler, belirgin osteoporoz, poliartritler ve kemik defektlerinde sementsiz asetabuler komponentlerin kullanım kontrendikasyonu vardır (136).

6. KONTRENDİKASYONLAR

Total kalça protezi operasyonu büyük bir işlemdir. Mortalite oranı % 1-2 arasındır (20). Bu açıdan ve hastaların genellikle ileri yaşta olması nedeniyle ciddi sistemik muayenelerinin yapılması şarttır. Kontrendikasyonlar kısaca şöyledir:

- 1) Sistemik açıdan ameliyatı tolere edemeyecek hastalar
- 2) Operasyon öncesi müsküler yetersizlikten yürüyemeyen hastalar
- 3) Kalça ekleminde veya herhangi bir yerinde aktif enfeksiyon olanlar
- 4) Destruktif kemik hastalığı olanlar (generalize progressif osteopeni)
- 5) Abduktör kasın yetersizliğinde
- 6) Nöropatik kalça eklemi olanlar

Sementsiz total kalça protezi rölatif kontrendikasyonları (165) :

- 1) Şiddetli osteoporoz
- 2) Büyük kemik tümörü

- 3) Yüksek doz steroid kullananlar
- 4) Belirgin obezite
- 5) Gerçekçi olmayan hasta beklentileri

7- ÇİMENTOSUZ TOTAL KALÇA PROTEZLERİ HAKKINDA GENEL BİLGİLER

Çimentosuz fiksasyonda ilk adım gözenekli yüzeyler içerisine kemik dokusunun nüfuz edebileceğinin farkedilmesi ile atılmıştır. Bu bölümde literatür bilgisi altında çimentosuz kalça protez tipleri, implant materyalleri ve biyolojik fiksasyon gibi bazı yeni kavramlar anlatılmaya çalışılmıştır. Çimentolu ve çimentosuz olarak tespit edilen protezler arasında farklar implantın yüzeyinin doğasına ve şekline bağlıdır. Çimentosuz implante edilen asetabuler komponentler değişik şekillerde olabilir. Bunlar silindirik, kare, konik, elipsoid, hemisferik, semihemisferik, yivli veya yivsiz olmak üzere sınıflanabilir. Çimentosuz kabın stabilizasyonu; çıkıntılarla, yivlerle, vidalarla ve diğer bir takım özelliklerle emniyete alınmıştır. Ayrıca kemik dokusunun yüzeyin bu yivleri içersine büyümesi de bu stabilizasyona yardım eder. Femoral komponentlerin çoğu femur medullasına basınçla uyum prensibi üzerine tasarlanmıştır. İyi bilinen rijit implantların yerine daha az rijit elastik implantları kullanmaya doğru bir meyil vardır. Burada amaç streslere karşı korunma problemlerinin üstesinden gelmektir. Rijit implantlarda streslerin daha fazla yoğunlaştığı gözlenmiştir (120).

a. İmplantın Materyal Özellikleri:

Kullanılan implantlara karşı, sitolojik, kimyasal reaksiyonlar ve doku uygunluğu hayvan deneyleri ile önceden ortaya konmalıdır. Bununla beraber implantların klinik kullanımının deneylerden farklı sonuçlar verdiği gösterilmiştir. İmplantın görevini yapabilmesi için; üzerinde oluşabilecek yükleri kaldırabilmesi ve aynı zamanda kendisini kemiğe bağlayan por sistemi ile sağlam bir ilişkiye sahip olması gereklidir. İmplantın ne derece esnekliğe sahip olması gerektiği halen tartışma konusudur. İmplantın aşırı rijid olması halinde kemik - implant yüzeyini etkileyerek gevşemeye neden olabileceği görüşünü savunanlar mevcuttur. Kullanılan implantların aşınması protez cerrahisinde önemli bir problemdir. Bu güne kadar kullanılan ve en etkili materyalleri oluşturan yüksek dansiteli polietilenler bile sürtünme ile aşınmaktadır. Aşınma gösteren olgularda polietilen partiküllerinin masif osteolize yol açtığı da gösterilmiştir.

Çimentosuz protezlerde en sık kullanılan kombinasyonlar metal ile polietilen ve RM izoelastik protezleri olmuştur. Weber'in klinik deneyleri, Semlitsch ile arkadaşlarına göre, polietilen yuva (socket) ile seramikten yapılan baş arasında sürtünme en düşük olarak bulunmuştur (156). Yakın zamanda Weber, polietilenin aşınması sonucunda total kalça replasmanında geç gevşeme görüldüğünü, metale-metal protezlerin implante edildiği olgularda ise 20 yılda gevşeme veya herhangi bir aşınma bulgusunun olmadığını bildirmiştir (173). Bugün polietilen insertle birlikte metal-metal kombinasyonu en sık kullanılan protez kombinasyonudur.

İmplantlarda kullanılan krom ve kobaltın deney hayvanlarında sarkom oluşturduğu iddia edilmiştir. Titanyum alaşımlarındaki vanadium'un deney hayvanlarının akciğerlerinde biriktiği ancak bu birikimin zaman ile herhangi bir komplikasyona neden olmadığı gösterilmiştir. Bu metallerin süre geçtikçe salınımlarının azaldığı da gösterilmiştir.

Total eklem implantlarında kullanılan metallerin seçimi değişmektedir. Bu Charnley'in orjinal paslanmaz çeliğinden, daha güçlü yapıdaki cobalt-chromium ve titanium-aluminyum -vanadium alaşımına kadar değişmektedir. Ağırlık verilen eklem yüzeyleri sıklıkla cobalt-chromium alaşımından üretilmiştir. Çünkü bu alaşım aşınmaya en fazla direnç gösteren alaşımdır. Oysa femoral stem gibi implantlarda ise en sık seçilen materyal titanyum alaşımıdır. Çünkü titanyum kemik elastisitesine en yakın modülüdedir ve bundan dolayı kemiğe bitişik alanlarda en az streslere neden olur.

Total kalça protezlerinde insert olarak kullanılan yüksek molekül ağırlıklı polietilenin minimal aşınma ve minimal deformasyon özelliği olduğu unutulmamalıdır.

Total kalça, protezlerinde kullanılan alaşımlar özetle; paslanmaz çelik, titanyum-aluminyum-vanodiyum, cobalt-chromium-molybdeniyum, cobalt-chromium-tungsten-nikel ve cobalt-nikel-chromium-molybdeniyum'dur. Metaller daha basit olarak şu şekilde ifade edilirler.

- Demir bazlı alaşımlar
- Titanyum bazlı alaşımlar
- Cobalt bazlı alaşımlar

Bir kaç raporda crom, cobalt ve nikel iyonlarının lokal konsantrasyonlarına bağlı oluşan duyarlılık sonucu allerjik cevap olarak implantlarda gevşeme olduğu ifade edilmiştir.

İmplantta kimyasal reaksiyonlara bağı korozyon ve neticede implantta zayıflama olabilir: Parlak yüzeylerde korozyon en azdır. Bununla birlikte pürüzlü yüzeyler de, en iyi implant-sement ilişkisini ve kemik büyümeyi sağlar. Poros ve irregüler yüzüylerde erozyonlara bağı belirgin çatlak görülebılır.

Paslanmaz çeliktén yapılan komponentlerde cobalt ve titanyuma göre daha kolay korozyon olur. Chromium ve molybdenium ilave edilmiş paslanmaz çelikle korozyona direnç yüzeyler elde edilir.

Paslanmaz Çelik:

İnsan vücuduna implantasyon için tamamen uygun bir meteryaldır. Paslanmaz çelik diğér implant alaşımlardan daha az yorgunluğa dayanma gücüne sahiptir, bununla birlikte paslanmaz çeliğé daha fazla şekil verilebilir ve daha kolay imal edilir. Ancak erozyon, biyoyumluluk ve yorgunluk süresi paslanmaz çeliğín değérini diğér süper alaşımlara göre azaltmaktadır. Bununla birlikte bu paslanmaz çelik komponentler hala ileri yaşlardaki hastalarda uygulanmaktadır. Halen günümüzde poros yüzey kaplamalı paslanmaz çelik uygulamaları yeterli sonuç vermektedir.

Cobalt Bazlı (Temelli) Alaşımlar:

Bu alaşımlar korozyona ve yorgunluğa dirençli alaşımlardır. Kolay kırılmaz ve minimum % 8 elongasyona sahiptir. Bu alaşımlarda da yorgunluk kırığı olabilir. Ancak bu paslanmaz çeliktén azdır.

Titanyum ve Titanyum Bazlı (Temelli) Alaşımlar:

Titanyumun korozyona direnci ve yorgunluğa dayanıklılığı mükemmeldir. Titanyumun elastisite modülütesi diğér metallerin yarısı kadardır. Ancak kortikal kemiğín beş katıdır. Bu gün kullanılan Titanyum-aleminyum-vanadium alaşımların yüksek friksiyon oranı problem yaratır ve yüksek aşınma partiküllerine neden olurlar. Bundan dolayı titanyum-titanyum implantlar eklem yüzeyinde kullanılmazlar. Titanyumun zayıf kap performansı, aşınması ve yapışkan durumu bu titanyumun eklem yüzü oluşturan komponent olarak kullanılmasına engel olur. Bu nedenle titanyum kaplar polietilen artiküler yüzeyle kombine edilerek kullanılmaktadır.

Yüksek Moleküler Ağırlıklı Polietilen:

Bu madde viskoelastik bir materyal olup yüklenmeler altında fleksibilitesi sınırlıdır. Polietilen komponentler otoklava konmamalıdır, çünkü sterilizasyon için gereken basınç ve ısı bunda yumuşama ve materyalin bozulmasına neden olur. Bu nedenle etilen okside ile sterilize edilmelidir.

Son yıllarda polietilen debrislerin total eklem protezlerinde gevşemede rol oynadığına dair buluşlar, bunlar konusundaki incelemeyi dikkatli bir şekilde artırmıştır.

Polietilen ortopedik implantlar içinde muhteşem bir materyaldir ve yakın gelecekte herhangi bir yeni veya daha iyi materyal bulunana kadar kullanılacaktır. Polietilen yıpranmayı azaltmakta komponentin performansını artırmaktadır. Polietilen insert veya kap kullanımında uygun kalınlıkta polietilen kullanılmasına, polietilenin insert'ün metal kap ile iyi desteklenmesi ve polietilen insert ile metal kap arasında hareket olmamasına dikkat edilmelidir.

Seramikler:

Seramik materyaller (Aluminyum okside ve zirconium okside) hala gözlem altındadırlar ve başlıca prostetik femoral başlar için kullanılmaktadır. Seramikler sert yüzeyli ve vücut tarafından iyi tolere edilen bir yapıya sahiptirler. Seramik baş ve seramik kap veya seramik baş ve polietilen kapta oluşan sürtünme, metal baş-polietilen insert kombinasyonundan daha azdır. Diğer taraftan aşınmaya direnç ise metal baş-polietilen insert kombinasyonundan 3-16 kez daha azdır. Seramik materyal non-üniform yüklenmeleri veya impaksiyonu tolere etmez ve kolay kırılır. Seramik-seramik kombinasyonu asla uygulanmamalıdır. Seramik femoral başlar ve asetabular komponentler arasında konsantrik uyumu sağlayacak şekilde üretim zordur. Metal eklemli seramik, istenmeyen bir durumdur ve metalde aşırı yıpranmaya neden olur. Öte taraftan metal boyna seramik yerleştirilebilir. Seramikler çok sert materyaller olup elastisitesi az olduğundan kolay kırılabilirler.

Karışık Materyaller:

Henüz araştırma safhasında olup bu konuda en yaygın ümit verici materyaller polisulfan matriks içine inkorpore edilmiş karbon fibrilleridir.

Kalsiyum Fosfat Seramikleri:

Son yıllarda ortopedik uygulama için biyolojik aktif kalsiyum fosfat seramik materyaller artmıştır. Bunların en geniş olarak inceleneni ve kullanılanı hidroksilapatit (HA) ve tricalcium fosfat'tır (TCP). Bu maddelerden hiçbirisi yüklenmeler için uygun yoğunluk direnci sağlamaz. Bununla birlikte implantın üzerine ince bir şekilde yerleştirilen bu materyaller, yerleştirildiği alandaki kemikle iyi bir biyouyumluluk sağlarlar ve implantın gücünü artırır. Bu materyaller metal içine kemik büyümesi için oldukça uygun materyallerdir. Bu kemik büyüme titanyum, cobalt-crom poros yüzeylerden daha fazladır. HA.'ın optimal kaplanma kalınlığı 50 μ olup bundan ince kaplamalar rezorbe olabilir, kalın olması ise kırılmasına neden olur.

HA. ve TCP kaplamalı protezlerin erken sonuçları oldukça yüksek oranda başarılıdır, ancak uzun dönem çalışmalar elimizde henüz yoktur.

b. İmplantın Biyomekaniği:

Daha önce de açıklandığı gibi çimentonun kullanımı ile yapılan total kalça artroplastisinde başarı oranının düşmesi yükün kemik üzerinde geniş bir alana yayılmasındandır (118). Böylece ana problem implant ile kemik arasındaki yüzeyde streslerin dağılımındaki dengesizlikte yatmaktadır.

Bu yüzden endoprotezlerin çimentosuz tespitlerinde implanttan kemiğe nakledilen tüm kuvvetler protezin şekline, implantın mekanik özelliklerine, yüzeyin materyal ve doğasına bağlıdır. Dolayısı ile protezin dizaynı yapılırken kuvvet aktarımının basınç şeklinde olması ve implantın kemik ile temasını tam sağlayan bir şekilde olması gereklidir. Bu dizayn aynı zamanda yapay kalça eklemine kuvvetlerin aktarımını mümkün olduğunca fizyolojik sınırlarda sağlamalıdır. Yapay eklem yerleştirilmesi kemik dokusunun remodelizasyonunu artırmalıdır. Şayet stabil ve uyumlu bir durum sağlanmamışsa implant mutlaka gevşeyecektir. Bu nedenle ideal yapay eklem doğal kalça ve pelvisin fizyolojik streslerine en az müdahale edecek implant olmalıdır (79).

Asetabuler komponentlerin çimentosuz tespitlerinde bugüne kadar 6 ana çimentosuz kap şekli kullanılmıştır (120), bunlar:

1. Silindirik soket: Lindenhof seramik protezindeki yivli silindirik soket buna örnek olarak gösterilebilir.

2. **Kare soket:** Bu şekil Criss ve ark. tarafından kullanılıp, buna displazik asetabulumlar için kullanılan Friedrichfeld protezi adı verilmiştir. Femoral başın rezeke edilen bir parçası asetabulumun lateral bölümüne vidalanır.

3. **Konik Kap:** Ring'in daha önce de tasarladığı gibi polietilen asetabuler komponenttir. Asetabulumda konik şekilde yer alır ve kemiğin iliopubik barına lokalize edilir. Freeman'ın osseoz pegli olan asetabuler komponenti buna örnek olarak verilebilir. PM protezinin asetabuler komponenti titanyum-aliminyum-vanadyum alaşımli olup asetabulumu vidalanacak şekildedir.

4. **İlipsoid Yivli Kap:** Buna örnek olarak Lord protezi verilebilir. Lord ve Bancel'e göre tepesi kesilmiş elipsoid kap, tepesi kesilmiş konik veya silindirik kapa göre kuvvetlerin daha iyi dengelenmesini sağlar.

5. **Hemisferik Kap:** Kalça eklemının fonksiyonunu ve tabii şeklini mümkün olduğu kadar en az etkileyen ve kuvvet dağılımının tabii şeklini korumaya yönelik prensiplere dayalı bu şekil Bautin, Chiari ve RM izoelastik kalça protezlerinde ve Engelhardt'ın seramik kabında kullanılmıştır (14). Yükleme ile ilgili kuvvetler pelvisin kortikal bölümünden ve asetabulum subkondral kemiği vasıtası ile nakledilir. Sferik kap pelvis ve femoral baş arasında oluşan kompresyon ve makaslama kuvvetlerinin temas yüzeyleri üzerine fizyolojik bir dengede nakledilmesini sağlar. Bunun için asetabulumu hazırlarken bu kemiğin mümkün olduğunca korunması önemlidir. Literatürü incelediğimizde bir çalışmada subkondral kemiğin kırıldığı zaman mikrohareketlerin arttığının bildirildiği görülmüştür (120). Hemisferik kabın torsiyonel kuvvetlere karşı primer tespit ve stabilizasyonu peg adı verilen çıkıntılar, vidalar ve diğer bazı oluşumlarla emniyete alınmıştır. Primer fiksasyon girinti ve yivlere zamanla kemik büyümesi ile desteklenir.

Asetabuler komponentte olduğu gibi femoral shaftın şekli kuvvetleri mümkün olduğunca en fizyolojik şekilde nakletmeli, itme-çekme ve makaslama kuvvetlerinden kaçınmalıdır. Bu problemin çözümü için bir çok yol önerilmiştir. Bunlar:

1. Kendi kendine kilitlenme prensibi (Self locking principle):

1969'da Mittelmeier "Tragrippenprothes" veya "supporting rib prosthesis" adları ile anılan yüzey tespitini arttıran prensiplere bağlı kendi kendine kilitlenen protezi geliştirdi. Sistemin kuvvet taşıyan sirküler dudak şeklinde çıkıntısı vardı. 1976'da rotatuar stabilite

yetersizliği nedeni ile terkedildi. Bu sistem kōşelere longitudinal dudakların ilavesi ve yüzeyin alveoler hale getirilmesi ile kesiti "Y" şekline dönüştürüldü. Böylece şimdiki yakalık ilavesi ile rotatuar stabilitesi sağlanmış oldu.

2.Horizontal trokanterik destek: 1949'da Gasset tarafından orjinal olarak geliştirilen bu destek 1950'lerde Merle d'Aubigne, Maurier, Leinbach tarafından sefalik protezler için seçildi. Bu şekil Lord ve Bancel tarafından da kullanıldı.

3.İzoelastik kalça protezleri: İzoelastik tipler; 2 mm ebadında, konik yapılar gösteren, poliasetat'tan yapılmış, makroporlu protezlerdir.

4.Huggler'in saplama plak protezi: Stemsiz femoral protezler çimentosuz olarak implante edilebilir. Klasik tiplerden farklı olarak Huggler ve Jacob tarafından fizyolojik stres dağılımını korumak amacı ile geliştirildi (82). Bu şeklin en önemli özelliği kuveetlerin rezeke edilen femoral boynun kortikal kemiğe saplama plağından ibarettir. Plağın boyun kısmı rezeke edilen femoral boynun kortikal kemiği ile birleşir, femoral komponenti dıştan iki delikli plakla subtrokanterik bölgeye vidalanır. Huggler'e göre bu tip protezde aşırı bir yük nakli elimine edilebilir.

5. Cirotteau protezi: Lateral femoral şafta adapte edilen bu protez Huggler'in saplama protezine benzetilebilir (SICOT 1990)

c. İmplant materyalinin mekanik özellikleri:

Endoprotezlerde kullanılan materyallerin seçimi relatif olarak geniştir. Tüm implant materyalleri hem çimentolu hem de çimentosuz olarak kullanılmıştır. Bununla beraber kalça eklemi artroplastilerinin başlangıcından beri metalik implant materyalleri ağır basmıştır. Pelvisten femura nakledilen kuvvetlerin mümkün olduğunca fizyolojik olmasında protez materyalinin elastik modülünün ve şeklinin önemi vardır. Kemik ve implant arasındaki farklılıklar arayüzdeki relatif hareketlerin bir sebebi olacaktır (80, 152). Bu asetabulum için küçük bir problem teşkil etmek ile birlikte femurda ileride gevşeme ve ağırlara sebep olarak protezin ömrünü kısaltması yönünden önemlidir. Mittelmeier, Ring çimentosuz tespitite Co-Cr-Mo alaşımları kullanmışlardır (144). Parhofer Mönch, Bautin ve Zweymüller ise Ti-Al-V alaşımlarını tercih etmişlerdir. Yüksek kuvvet, korozyona karşı direnç, iyi biyolojik uyum gibi avantajlarına ilaveten Titanyum alaşımlarının elastik modülleri, Fe, Co kaynaklı alaşımların sadece yarısı kadardır.

1970'de Bautin (14) tarafından Al_2O_3 seramik tanıtıldı. O zamandan beri asetabuler komponent ve baş için implant materyali olarak kullanılmıştır.

Son zamanlarda Avrupa'da bir çok araştırma, biyolojik uyum, kimyasal özellik, mekanik karakterinin değişkenliği, mükemmel sürtünme özellikleri ile endoprotezlerin imalinde karbonun avantajlarını göstermiştir.

d. İmplantın yüzeyi: İmplantın biyomekanik bütünlüğünün devamı için, kuvvetlerin, implantla kemik arasındaki yüzeye homojen olarak nakledilmesi gereklidir. Burada en önemli rolü implantın yüzeyi oynar. Bu yüzey, kemiğe kuvvetlerin nakledildiği temas yüzeyine, tam olarak uymak zorundadır. Bu alanlar kuvvet birikiminden korunmak için mümkün olduğunca geniş olmalıdır. Kemik ve implant arasındaki temas yüzeyi geniş olduğu zaman protezin fiksasyonu düzelir, özellikle kemik dokusu ve yüzeydeki girintilere büyüdüğü zaman bu daha da artar. 1971 yılında Pilliar porozitesi olan seramik yüzeyler içine kemik dokusunun nüfuz ettiğini deneysel olarak göstermiştir. Aynı yıl Galante'nin titanyum'dan yaptığı bir silindirin etrafına ısı ile kaydattığı titanyum tel ağından oluşan bu sistemi tavşan femurlarına implante etmiş ve kemik dokusunun biyolojik uyumluluk özelliğine sahip bu metal gözenekli sistemler içine girerek implantı fikse edebileceğini göstermiştir. Daha sonra 1972 yılında Pilliar ve Boby; benzer bir sistemi kromkobalt alaşımı bilyelerden yaparak tavşanlara implante etmişler ve kemik dokusunun bu sisteme de nüfuz ettiğini göstermişlerdir. Bu buluşlardan implant yüzeylerinin de por ile kaplanması halinde kemik dokusunun implanta nüfuz ederek kemiğe fikse edebileceği umudu doğmuştur. Bu aşamadan sonra çalışmalar protez şeklinin ne olacağı ve gözenekli implant sisteminde hangi boy porların nasıl fiksasyon yapabileceği sorusuna yönelmiştir. Şekil olarak Moore'un geliştirdiği düz stemli dizayn öncü olarak seçilmiş ve geliştirilmesi yoluna gidilmiştir. Por genişliği konusundaki ilk çalışmalardan biri Hulbert'in yaptığı çalışmadır. Hulbert 100 mikrometre'lik porları olan sistemlerin içine kemik dokunun girebileceğini, osteom formasyonu için ise 150 mikrometrelilik porlar gerektiğini iddia etmiştir. Bu porların ölçüsü PCA protezlerde 400-1200 μm , AML protezlerde 150-300 μm , titanyum poros sistemlerde ise ortalama 280 μm 'dir.

Pilliar ve Bobyn ise 50,150,250,700 mikrometre çaplı olan sistemleri tavşan femurlarına implante ederek değişik sürelerde elde edilen fiksasyon gücünü ölçmüşler, sonuçta en iyi fiksasyonun 6-8 hafta geçtikten sonra, % 30 oranında porozite içeren, 150 ve 250 mikrometre çaplı porları olan, porlu sistemlerde olduğunu göstermişlerdir. Yine aynı

yazarlar fiksasyonun gerçekleşebilmesi için sağlıklı, vaskularize bir kemik dokunun olması gerektiğini bildirmişlerdir. Bu nedenle çalışmalar nispeten toksik özelliği az, biyouyumluluğu yüksek diyebileceğimiz maddeler olan krom-kobalt ve titanyum alaşımlarına yönelmiştir.

İmplant yüzeyleri iki türlü planlanmıştır. Bunlar: makroporozite gösteren yüzeyler ve mikroporlu yüzeylerdir.

1. Makroporozite: Pürüzlü yüzeyler çok sayıda küçük yuvarlak yaklaşık 1 mm çapında gibi gözenekler içerir. Bunların varlığı yüzeyi üç dört kat artırır. Makroporlu yüzeyli protezlerde tespitin kalitesi ve devamlılığı insanlarda implantasyondan sonra 4-5 yıl sonra geç post-mortem muayenelerde gösterilmiştir. Makroporlu bazı protezlerde girintiler arasında küçük bağlantılar vardır, bunlar kan doşlaşımının devamına ve böylece kemik köprücük oluşumuna izin verirler. Makroporlu protezlere örnek olarak Parhofer Mönch'ün Ti-Al-V alaşımlı protezi, Zweymüller'in yine aynı alaşımlı protezi ve Lord'un Co-Cr-Mo alaşımlı makroporlu protezleri örnek olarak gösterilebilir (120).

2. Mikroporozite: Mikropor kavramı ilk kez Galante tarafından öne sürülmüştür. Relatif olarak makroporlara benzetilebilir. Bunun amacı kemik büyümesine izin veren 20 mikrometre'den büyük, kimyasal olarak sabit porlu bir yüzey sağlamaktır (80). 100 mikrometre'den daha büyük porlar osteonların kalsifikasyonuna izin verir. Porozite hacminin protezin % 40-80'ini içermesi ve büyüklüğünün 20-300 mikrometre arasında olması idealdir (120).

Mikroporlu yüzeylerin imalinde kullanılan materyaller ve kullanılışı çeşitli şekillerde olabilir. Bunlar Co-Cr-Mo tozları ile kaplama, titanyum tel örgü, ağsı fiber, metal kullanımı, politetrafloretillen ve karbon liflerinden oluşan kaplama şekilleridir (62,142). Metal telle imal edilen kaplama, metal tabakaya daha fazla bağlanma özelliğine sahiptir. Bu ağsı tabakanın boşlukları ve kanalları baştan sona aynı çaptadır. Porların dayanıklılığı seramik yapıllı porlardan daha fazladır (120). Bu tipi protezlere örnek olarak Anatomic Meduller Locking (AML), Porous Coated Anatomic (PCA), PM plazmor, Miller Galante, Harris Galante protezleri gösterilebilir.

Porlu sistemlerin bazı dezavantajları bulunmaktadır. Bunlar:

a. Protezin tümünün porlu yüzey ile kaplanmış olması teorik olarak ileride gerekecek olursa protezin çıkartılmasını son derecede güç bir işlem haline getirebilir.

b. Protezin tümünün por ile kaplanması distalden fiksasyon sağlayarak proksimalde kemik rezorbsiyonuna neden olarak protezin erken gevşemesinde rol oynayabilir.

c. Porlu sistemlerde protez yüzeyi 2-10 kez artacağından kaplama materyalinin korozyonu ve yüzeyden iyon salınımı da artacaktır. //

d. Poros kaplama esnasında gerekli basınç ve sıcak ana metalin gücünü azaltır. Bundan dolayıda yorgunluğa direnci azaltır.

e. Poros kaplama ana metali yorgunluk süresini kısaltır.

Çimentosuz total kalça protezlerinde porlu sistemlerin dışında son zamanlarda biyoaktif özelliği olan hidroksiapatit maddesi ile kaplanmış sistemler kullanıma girmiştir.

Kalsiyum hidroksiapatit'in iyi bir biyoaktif materyel özelliğinin olmasının nedeni, kimyasal yapısının kemik mineral yapısına yakın olmasındandır. Hayvanlar üzerinde yapılan birçok çalışmada, hidroksiapatit kaplı protez ile kemik arasında fibröz yapı oluşmadan ossifikasyonun olduğu gösterilmiştir.

Biyomekanik çalışmalarda da kuvvetli bir kimyasal bağın olduğu gösterilmiştir. Postoperatif 4 ay sonra yapılan histolojik incelemeler hidroksiapatitin biyoaktiviteye çok iyi uyduğu, kemik ile arasında güçlü bir bağ olduğu tespit edilmiştir. Temas bölgelerinde kortikal Haversian kemiğin direkt hidroksiapatit ile bağlandığı ve arada herhangi bir fibröz yapının olmadığı gösterilmiştir. Bu bölgelerde inflamasyon hücreleri ve osteoklastik hücreler saptanamamıştır. İn vitro çalışmalar göstermiştir ki osteoblastik hücrelerin hidroksiapatite karşı bir eğilimleri vardır. İn vivo çalışmalarda hidroksiapatitin osteoblastik aktiviteyi arttırdığı, implantın temas bölgelerinde ossifikasyonu hızlandığı saptanmıştır. Bu bilgiler ışığında hidroksiapatit kaplı protezler de biyolojik fiksasyon açısından son günlerde gündeme gelmiş ve bu konuda yaygın çalışmalar yürütülmektedir (37).

BİYOLOJİK FİKSASYON: Protezin komponentleri ile kemiğin fiksasyonu birkaç yol ile sağlanır; bir sıvı ajan gibi çimentonun kullanımı, press-fit, press-fit ile birlikte porlu yüzeyler, vida ile tespit ve kemik büyümesi şeklindedir. Porlu yüzey içerisine kemik büyümesi, bu olay sonunda kemik trabekülasyonu ve remodelizasyonu anlamına gelen biyolojik fiksasyonda kırık iyileşmesine benzer olaylar zinciri birbirini takip ederler. Kemiğe implantın yerleştirilmesinden hemen sonra başlayan ve üçüncü güne kadar devam eden bir inflamasyon fazı yaşanır. İnflamasyon fazında tıpkı kırık iyileşmesinde olduğu gibi kemik

ve protez arasındaki alan kan ile dolar. Kanamanın organizasyonunu takiben çevre dokudan geliştiği ve proliferate olduğu tahmin edilen "osteoprogenitor mezenşim" kanamaya ait dokuyu ortadan kaldırır. Daha sonra fibrokollajen doku basamağı aracılığı ile kemik dokuya dönüşür. Bu evre implantın kemiğe fikse olmasında en kritik andır (Tablo 1).

TABLO 1: İMPLANTIN KEMİK İLE FİKSİYONU SIRASINDA GELİŞEN OLAYLAR

Süre	Devre	Histolojisi
3-7 gün	İnflamatuar	Kanama ve kan pıhtısı
1 hafta	Fibrokollajen doku	Osteoprogenitor mezenşim
2-3 hafta	Reperatif	Kemik trabekül oluşumu
6 hafta		İmmatür kemik trabeküller
Yıllar	Remodeling	Remodeling

Osteoprogenitor mezenşimin kemik dokuya dönüşerek implantın fiksasyonunu sağlaması aşamasında, kemik dokuya dönüşümü olumsuz etkileyen faktörler tanımlanmıştır. Bunlar:

1. X ışınları,
2. Çeşitli ilaçlar (İndometazin, Difosfonat'lar)
3. Enfeksiyon,
4. Kemiğin vaskülaritesinin bozuk olması,
5. Kemik ile implant arası yüzeyde harekettir.

Bunlar arasında en önemli yeri tutan faktör, kemik ile implant yüzeyleri arasında hareket olmasıdır. Osteosentezde olduğu gibi, implant-kemik yüzeyleri arasında iyi bir ilişki ile mutlak hareketsizlik olması halinde, osteoprogenitor mezenşimden primer kemik iyileşmesine benzer bir şekilde direkt kemik oluşumu gözlenebilir. Ancak bu iki yüzey arası alan implanttan kemiğe kuvvet aktarımının gerçekleştiği yerdir. Fizik kurallarına göre bir noktaya kuvvet uygulanımı harekete yol açar. Dolayısı ile kuvvet aktarımı gerçekleşen protez ve kemik yüzeyleri arasında, mutlak bir hareketsizlik elde edilemeyeceği açıktır. Bu da aklımıza ne kadar hareketin osteoprogenitor mezenşim tarafından tolere edilebileceği sorusunu aklımıza getirir. Hareket konusunu inceleyen birçok çalışmanın birleştiği nokta, kemik dokusunun implanta nüfuz etmesinin implantın oturacağı yatağın iyi bir kan dolaşımına sahip olamadığı halde gerçekleşmeyeceğidir. Morcher'e göre 100 mikrometrelik

bir por sisteminde, pordan içeri giren kapiller ağ 50 mikrometrelik hareket olması halinde porun kenarı tarafından basıya uğrayarak tıkanacaktır.

Pilliar'ın yaptığı biri çalışmada kemik dokusunun implanta nüfuz etmesinin 28 mikrometrelik implant hareketine rağmen oluşabileceğini, fakat 150 mikrometrelik hareket varlığında, kapiller sistemi obliterasyonu nedeni ile fiksasyonun oluşlan lokal hipoksi sonucu ancak ossifikasyon göstermeyen bağ dokusu ile olabileceğini göstermiştir. Harris, implant kemik doku arası mesafenin 1 mm'i aşması halinde kapillerlerin implant içerisine girememesi nedeni ile kemik doku ile fiksasyonun oluşmayacağını göstermiştir. Bunlardan başka Pilliar'ın ilginç bir deneyinde porlu sisteme sahip protezler uygulanan deney hayvanlarında, erken dönemde (6 haftadan önce) yük verildiğinde fiksasyonun kemik değil fibröz doku ile oluştuğu gösterilmiştir. Bütün şartların yani uygun por genişliği, biyouyumlu metal sistem, minimal hareket, yeterli vasküler destek varlığında, osteoprogenitor mezenşimden porlu metal içerisine kemik büyümesinin 2. haftada meydana geldiği, 3. hafta erken bağlanma ve 6. haftada ise olgunlaşmamış kemik trabekülasyonunun görüldüğü bildirilmiştir. Kemik remodelizasyonu için birkaç yıllık bir zaman gerekecektir. Başlangıçta kan pıhtısı şekillenir, 3-7 günde osteoprogenitör mezenşimin oluşumu bunu takip eder, kemik trabekülleri ve 7. günde ilik formasyonu başlar. Tespitin uzun süreli olması ve devamı için porların sayısı ve materyali biyolojik fiksasyonda önemlidir. 50-400 mikrometre arasında pudralama tekniği ile oluşturulan porlu yüzeylerde deneysel olarak başarılı bir kemik büyümesi gösterilmiştir. Tiutanyum ağısı lifli asetabuler komponentin ise köpeklerle kısa süreli implantasyonunda akrilik çimento tespitine oranla daha iyi bir bağlanma ile sonuçlandığı bildirilmiştir.

Porlu yüzeye sahip çimentosuz femoral protezler:

1970'in ortalarında akrilik sementle femoral fiksasyonda problemler ortaya çıkmaya başladı. Bunların başlıcaları; Mekanik gevşeme sıklığı ve çimento kırılması ile ilişkili aşırı kemik kaybıdır. Bunların ortaya çıkması ile klinik ve laboratuvar araştırmalarla çimentonun eliminasyonu ve femoral komponentin biyolojik fiksasyonunun sağlayan araştırmalar başlamıştır. Bir çok araştırmada poros metal yüzeylerin içine kemik büyümesi gösterilmiştir. Biyolojik fiksasyonun çok büyük avantajları vardır. Kemik büyüme geç aseptik gevşeme sıklığını azaltır, kemik harabiyeti eğilimi azdır, dolayısıyla femoral stemin instabilitesi sementli femoral stemlere oranla azdır. Bunlarla birlikte çimentolu femoral fiksasyon için modern tekniklerin kullanılması çimentolu protezlerin sonuçlarını hafif iyi yönde artırmıştır. Bu nedenle çimentosuz femoral stemlerin genç aktif insanlarda ve

çimentolu femoral komponentlerin revizyonunda kullanılması yeğlenmiştir. Kemik büyüme için önceden gerekli iki koşul vardır. Bunlar:

- 1- Yerleştirilen implantın cerrahi esnasında stabil olması
- 2- Konakçı kemiği ile stemin porlu alanının tam kontakt sağlamasıdır.

Porlu stem dizaynlarının; materyalleri, biçimleri, porlu yüzeyin lokalizasyonu ve sertliği farklıdır. Bugün kullanılan porlu stemler 2 farklı materyalden yapılmıştır. Bunlar:

A-Titanyum lif veya boncuklardan oluşan porlu yüzeye sahip, Titanyum-alüminyum-vanadyum alaşımı

B-Cobalt-Chromium boncuklardan oluşan porlu yüzeye sahip, cobalt-chromium alaşımıdır.

Bu iki materyalden titanyumun kullanılmasına daha fazla eğilim vardır. Çünkü biyolojik uygunluğu yüksektir, yorgunluğa dayanma gücü uzun sürelidir ve elastikiyet modülütesi düşüktür.

Yine titanyum kaplı porlu yüzeyler stemin proksimal bölümünün iri cüsseli olmasını sağlar ve stemin üzerine gelen (özellikle lateral) tensil stresleri azaltır, bunlara karşı destek oluşturur. Bunlara karşılık Titanyum, cobalt-chromiuma göre daha duyarlıdır ve poros kaplı alanlarda erken dönemde çatlamalar görülebilir.

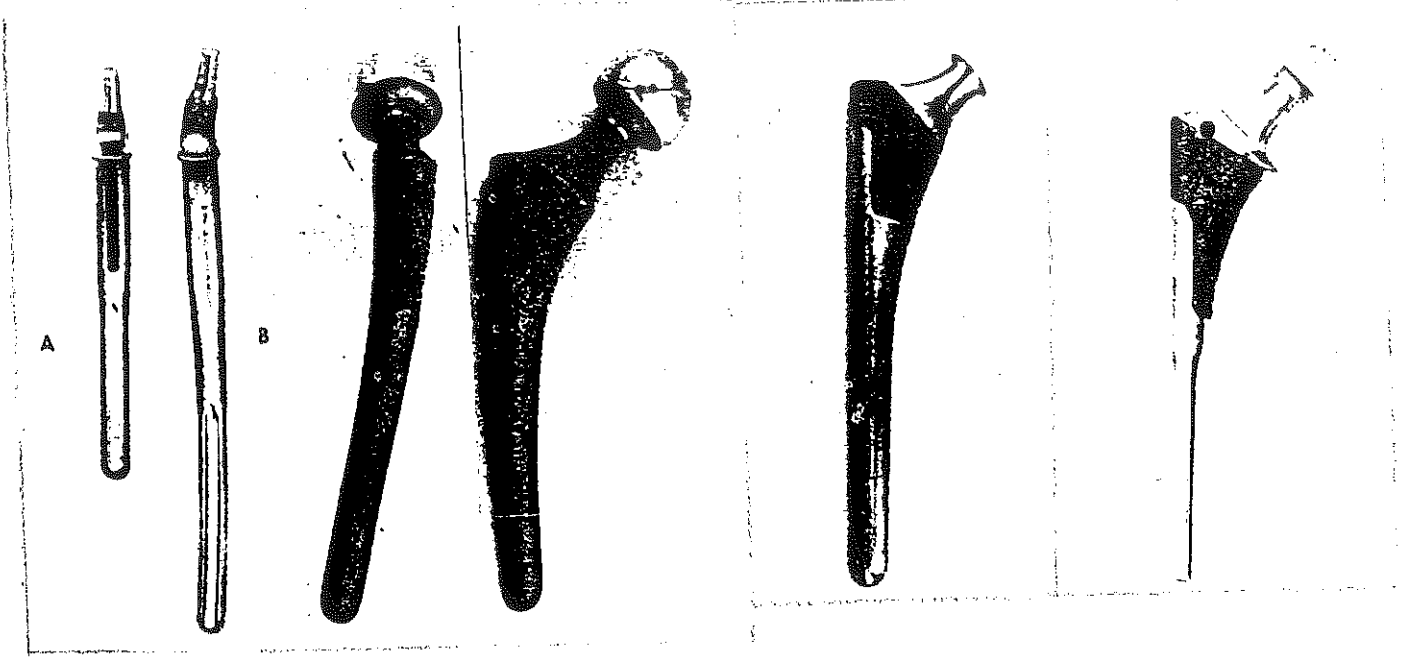
Sementsiz total kalça stemlerinin 2 temel biçimi vardır.

- a) Anatomik
- b) Düz (Straight)

Anatomik femoral komponentlerde stem metafizyal bölümünden posteriora, diafizyal bölümünden anteriora eğim gösterir. Bu dizayndaki stem femoral kanalın geometrisine uyar (Şekil 19).

Düz stemlerin kesitleri simetriktir ve iki kenarı bir birine uygundur (Şekil 20).

Düz stemlerde her bir kesit çeşitlilik gösterir ve kanalı doldurması yüksek orandadır. Bu stemlerde stemin lateral kenarı femurun proksimalini, medial kenardan daha az oranda doldurur.



Şekil 19.

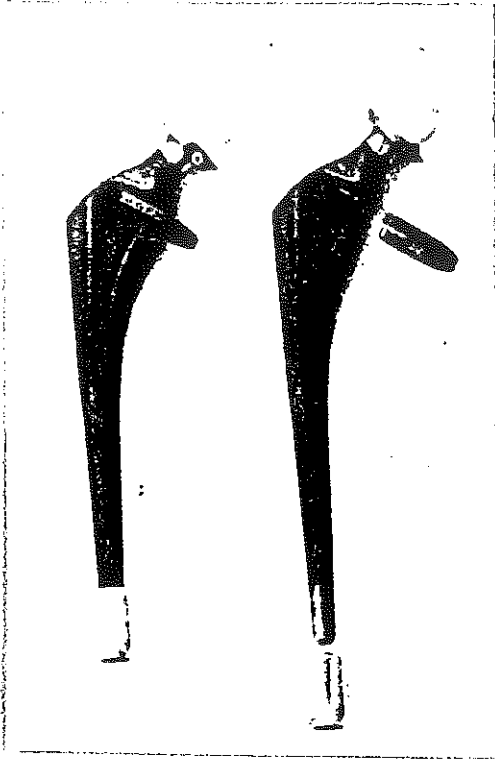
Şekil 20.

Her iki tip stem dizaynında da amaç stemin femoral kanalın proksimal ve distaline optimum oturmasını sağlamak ve bu suretle aksiyal ve rotasyonel stabiliteyi bunların biçimi sayesinde başarmaktır.

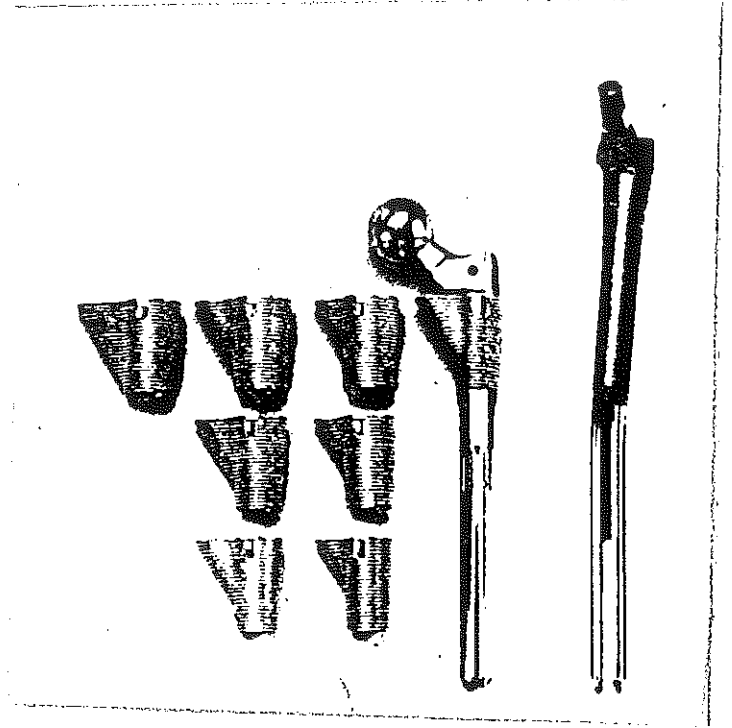
Anatomik stem dizaynlarını önerenler yüklenmelerin geniş kullanım alanları üzerinden transfer edildiğini, bunun da kontakt alanlarından olduğunu, bunun da normal anatomik femoral paternlerde daha iyi, uygun olduğunu ve uzun dönem fiksasyonda favori olduğunu ifade etmektedirler. Femurla uğraşanlar düz stemleri büyük oranda onaylamaktadırlar. Çimentosuz cerrahide stemin proksimal yerleşimi üzerinde odaklanılmıştır. Ancak Whitside ve Easley mikro hareketlerin kontrolünde distal yerleşiminde eşit öneme sahip olduğunu ortaya koymuşlardır. Bu da düz stemlerin distalde iyi oturmasından doğan üstünlüğü ortaya çıkarır.

Gelecekte anatomik ve düz stemler arasındaki farklılıklar muhtemelen uyuşacaktır.

İmplant materyali ile kemik arasındaki uyum problemi iki yolla çözülebilir. Bunlardan ilki sıklıkla titanyum materyal seçimidir. Çünkü bu materyali elastikiyet modülütesi cobalt-cromium alaşımın yarısı kadardır. İkinci çözüm ise; distal tipli modüler stemlerin kullanılmasıdır. (Şekil 21). Yine koronal planda stemin distal bölümünün yarıklı olması hali de stemin distal ucunun eğilme sertliğini azaltır (Şekil 22).

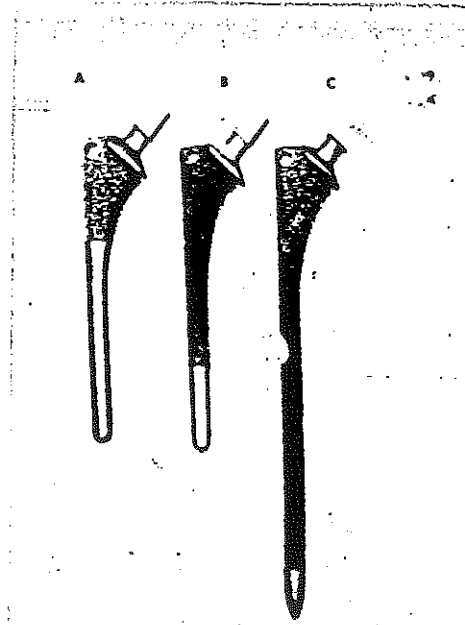


Şekil 21.



Şekil 22.

Femoral stemler genellikle 1/3 proksimal metafizer bölümde porlarla kaplanır ve kemik-protez tutunmasının bu bölümde olması amaçlanır. Bununla birlikte bazı protezlerde protezin 5/8'i porlarla kaplıdır ve yine bazı revizyon protezlerde stemin büyük kısmı porlarla kaplıdır (Şekil 23).

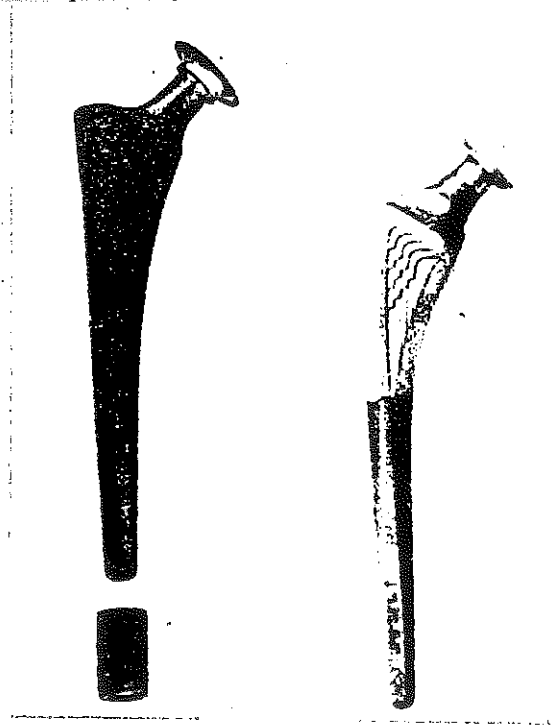


Şekil 23.

Poros yüzeyin femurun proksimalinde sınırlanması proksimale gelen yüklerin daha iyi absorbe edilmesini sağlar. Bu da stemin uzun dönem fiksasyonunu artırır ve uygun kemik stoğunun kalmasını sağlayarak zor revizyon prosedürlerini azaltır. Öte taraftan aşırı poros kaplı stemlerde kemik büyümesi çok fazladır ve bu stmin etrafında oluşan kemik kılıf bölgede hasara sebep olmaksızın streslerin stabil kalmasını sağlar. Ancak aşırı paros kaplı protezlerin revizyonu oldukça zordur. Yine bunlarda femoral kemik remodelingine zıt bir etki söz konusudur. Bu şüphesiz stem serliği ile ilişkili bir durumdur. Bu ifade ettiğim nedenlerden dolayı aşırı paros kaplı stemler primer kalça protezinden çok, fazla kemik kaybı olmayan revizyon kalça protezleri için elde tutulmalıdır.

Porlu yüzeye sahip olmayan çimentosuz femoral protezler:

Poros femoral komponentlerde gevşeme ve diğer sebeplerle yapılan revizyonlarda poros yüzeyin kemik tarafından % 10'dan az işgal edildiği görülmüştür. Bu bazı araştırmacılar implant fiksasyonu için kemik büyümenin gerekli olup olmadığı konusunda soru işareti yaratmıştır. Poros implantları kemik ingrowth yetersizliği, materyalden iyon salınması, femoral remodelinge zıt etki, bazı sementsiz femoral komponentlerin poros kaplanmaksızın imalini gerektirmiştir. Bu nonporos femoral komponentler üzerindeki oluklar, yivler, setlerle ve diğer yüzey modifikasyonları sayesinde kitlenme sağlarlar, ancak bunların biyolojik fiksasyon kapasitesi yoktur. (Şekil 24)



Şekil 24.

Bu komponentlerin uygulanması için bir çok stem dizaynı ve materyal tartışılmıştır. Nonporos çimentosuz femoral stemlerin başlangıç press-fit fiksasyonu yeterliliği ve sonra implant stabilitesi sağlanması konusunda geniş tartışmalar vardır. Bunlarda yüzey hidroksilapatit gibi biyoaktif seramiklerle kaplanarak kemik implant arasındaki stabilite artırılmaya çalışılmakta ve biyolojik fiksasyon kapasitesi oluşturulmaktadır. Hidroksilapatit kaplı nonporos femoral stemlerde bu materyalin biyolojik uygunluğu ve ileri derecedeki kemik büyüme özelliği sebebiyle bu stemler bölgede kısa sürede stabilite sağlamaktadırlar.

Çimentosuz asetabular komponentler:

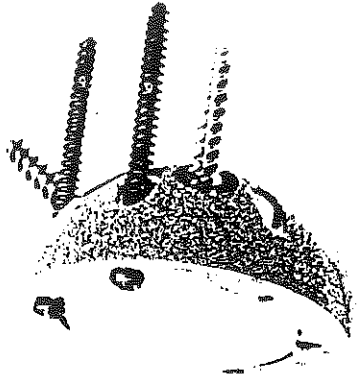
Bütün asetabuler komponentlerde dışta metal kap, içte ise yüksek moleküler ağırlıklı polietilen insert mevcuttur. Bu insertün kap içine oturmasını, insertün kenarlarında bulunan metal tel sağlar. Bu tel insertü kapa kitler. Normal asetabulum transvers planda yaklaşık 55° eğilimlidir. Asetabular kapın maksimal eklem stabilitesini sağladığı açı derecesi ise 45° dir. Kap içine yerleştirilen insertlerin nötral, 10° ve 20° açılı olanları vardır. Bunları kap içinde uygun alana yerleştirerek eklem stabilitesi artırılır. Asetabuler komponentler, çimentolu, çimentosuz ve bipolar olarak 3'e ayrılır. Sıklıkla kullanılan Çimentosuz asetabuler kaplardır. Çimentosuz asetabuler komponentlerin çoğunun üzeri kemik büyümesi için tamamen dairesel olarak poros kaplıdır. Bu poros kaplı kapların bazıları transasetabuler vidalarla fikse edilirler (Şekil 25). Ancak bunların bazı riskleri vardır. Damarların ve mesanenin leze olması gibi.

Bazı kaplar vidasız olarak, üzerlerindeki kanca ve çıkıntılarla asetabulumu açılan yuvalara yerleştirilir. Ancak bu kaplarda rotasyonel stabilite vidayla yerleştirilenlere oranla daha azdır. (Şekil 26).

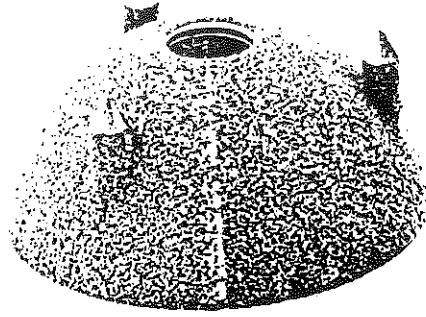
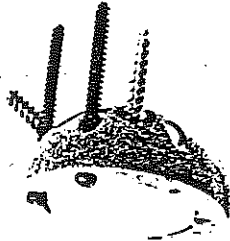
Diğer çimentosuz kaplardan biride geniş periferik kenarları olan ve asetabulumu fiksasyonsuz press-fit oturan kaplardır. (Şekil 27)

Kısmen poros kaplı, yivli asetabuler kaplar diğer çimentosuz kaplardır. (Şekil 28)

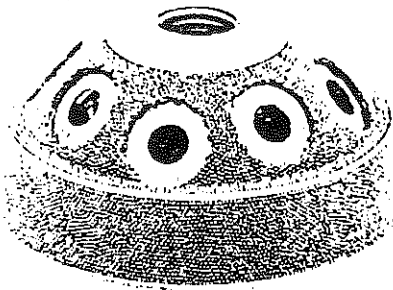
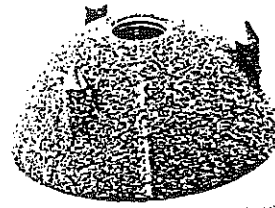
Başlangıç fiksasyonunu multiple vidalarla güçlendirildiği poros asetabuler kaplardan çoğunda aşırı, iyi vasıfta kemik büyümesi rapor edilmiştir. Bu klinik gözlem poros hemisferikal, vidalı fiksasyon yapılan asetabuler metal kapların kullanımında artmaya neden olmuştur.



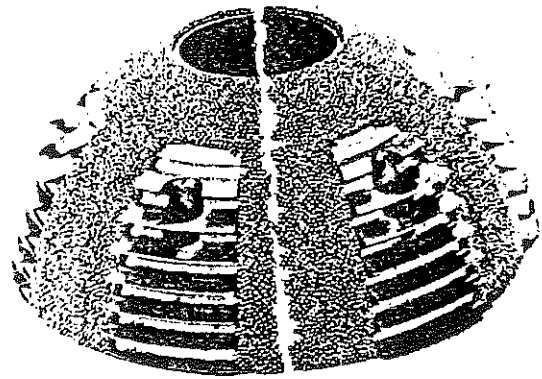
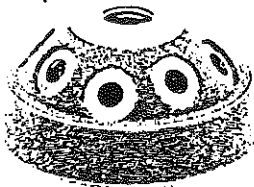
Şekil 25.



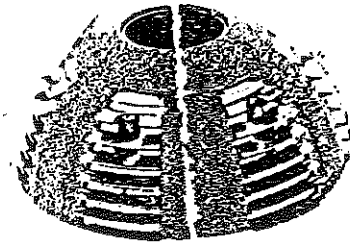
Şekil 26.



Şekil 27.

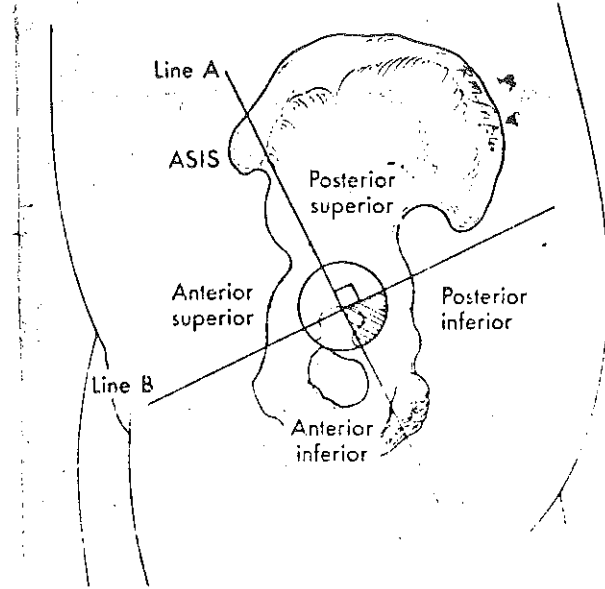


Şekil 28.



Acetabuler kapın tesbitinde 2 vida yeterlidir. Ancak gerekiyorsa 3. vidada konabilir. Vidaların yerleştirilmesinde emniyetli olan Wasielewski ve arkadaşları tarafından belirlenmiştir. Buna göre spina iliaca anterior superiordan geçen hat aşağı doğru

asetabulumun merkezinden geçer. Buna dik olarak çizilen ikinci çizgi ile de asetabulumda 4 kadrant ortaya çıkar. (Şekil 29). Bu kadrantlardan en emniyetli olanı posterosuperior kadrantdır ve bu alana 25 mm'den uzun vidalar rahatlıkla yerleştirilebilir.



Şekil 29.

En son asetabuler oyucu asetabuler komponentin ölçüsünü belirler. Konacak implant en son oyuncunun ölçüsüyle aynıdır ki bu kemikle kontakt sağlar, ancak intrinsik stabilite henüz yoktur. Bu da vida ve benzeri fiksasyon aletleri ile sağlanır.

Diğer taraftan en son oyucudan 1-2 mm büyük orjinal kapın bölgeye yerleştirilmesi kapın bölgeye tam oturmasını ve başlangıç stabilitesini sağlar. Bununla birlikte çok büyük kapların yerleştirilmesi kemik-poros yüzey arasındaki uyumu azaltır ve kapın asetabulumuna tam oturmasını önler. Medial duvara aşırı yüklenmeyle kırığa neden olur.

Poros kaplı olmayan çimentosuz asetabuler komponentlerde vardır. Bunlar yivli komponentler olup, bunlarda hem primer hem de revizyon cerrahisi sonrasında erken gevşeme olduğu saptanmıştır. Bu nedenle bunlar geniş hayal kırıklığı yaratmıştır. Bununla birlikte Avrupa'da düzenli olarak kullanılmaktadır.

8. HASTA İÇİN UYGUN PROTEZ TİPİNİN SEÇİMİ

Femoral Komponentin Seçimi:

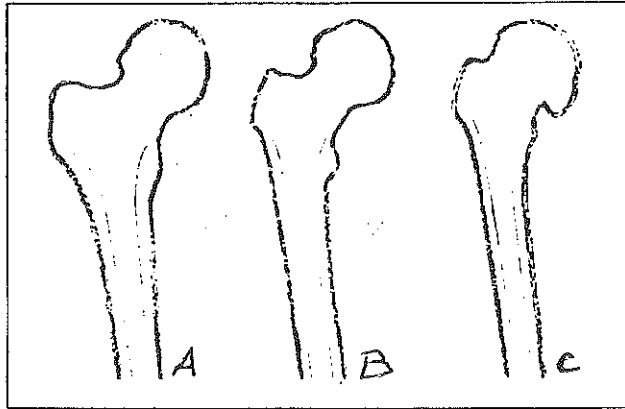
Proksimal femur anatomik şekline göre üç ayrı varyasyon gösterir: (Şekil 30)

a. Trokanterik bölgede medullanın geniş olduğu ve metafiz ile isthmusa doğru giderek daraldığı "Borazan" şeklinde olan femurlar. (Şekil 30 A)

b. Medullanın tamamen silindirik olduğu tip. (Şekil 30 B)

c. Kalça displazisi ve DKÇ'de olduğu gibi displazik olan tip (Şekil 30 C).

Borazan şeklinde olan femurlar çimentosuz protezler için ideal tip olarak kabul edilebilirler (162). Silindirik tipte olanlarda, medullanın proksimalinin oyulması ile bu bölgedeki protezin biyolojik fiksasyonunda rolü olan spongios kemik kitlesinde bir azalma meydana gelir. Bu ise protezin ilerideki stabilitesine tesir edeceğinden dolayı bu tür medullası olan femurlar çimentosuz protezler için daha az endikasyon bulurlar. Femoral komponentin seçiminde cerrahın kendi tercih ve tecrübesine göre medullaya uyan herhangi bir protez düşünülebilir. Femurun boyun kısmının sağlam olduğu olgularda eğer asetabulum da uygun ise boyun rezeksiyonu gerektirmeyen bir protez seçilebilir (Freeman).



Şekil 30. Proksimal Femur Anatomisi

Bu seçimi yaparken opere edilecek kalçanın 1 m'den AP ve LAT grafileri çekilmelidir. PCA tipi protezlerin femoral komponentindeki anatomik eğim, anteversiyon ancak LAT grafilerdeki femurun durumuna göre değerlendirilebilir. Femoral komponentin osteoporotik olduğu olgularda veya revizyon ameliyatlarında

protezin femoral komponentinin uzun saplı olması tercih edilmelidir. Displazik femurda kullanılacak protezler özel imal edilmiş ve standart boylardan daha küçük olmalıdırlar. Eğer ekstremité boy farkı var ise seçilecek olan femoral komponentin modüler olması da ayrıca önemlidir. Burada dikkat edilmesi gereken en önemli husus seçilecek olan protez hangi tip olur ise olsun femoral komponentin endoosteal geometriye maksimum uyum sağlamış olmalıdır. İyi uyum sağlamamış bir femoral komponent ileride uyluk ağrısı ve gevşeme gibi önemli problemlere yol açabilir.

Asetabuler Komponentin Seçimi:

Genel olarak asetabuler komponentler yivli olanlar, porla kaplı olanlar ve hidroksilapatit kaplı olanlar olarak üçe ayrılabilirler.

Porla kaplı ve hidroksilapatit kaplı asetabuler komponentler asetabulumun derinliğinin yeterli , ön arka duvarın sağlam ve şeklinin hemisferik olduğu durumlarda kullanılır. Asetabulum tavanın defektin olduğu durumlar bu tip kaplar için kontrendikasyon teşkil etmezler ve böyle durumlarda kemik stoğu ile veya aynı kalçanın femur başı kullanılarak defektli olan bölüm doldurulabilir. Porlu hidroksilapatitli veya yivli kaplar hemen hemen tüm primer olgularda kullanılabilirler. Ancak ciddi osteoporoz, trabeküler dokulardaki bir rarefaksiyon veya asetabuler kırıklardan sonra, asetabulum rotasyon kuvvetlerine ve eğilme momentine direnci azalacağından böyle durumlarda yivli komponentlerin kullanımında dikkatli davranmak gerekecektir. Yivli komponentler için en ideal endikasyonlar primer veya travmatik olmayan sekonder dejeneratif artritlerdir. Asetabulumun sığ olduğu durumlarda protrüzyona sebep vermemek için sığ veya yivli asetabuler komponentler kullanılabilir.

9. AMELİYAT ÖNCESİ PLANLAMA:

Hastanın rutin hikayesi ve fizik muayenesinden sonra yapılan preoperatif planlama, kalçanın operasyon için çekilen grafilerinde şablonlarla yapılan ölçümlerden ibarettir. Tüpten kasete olan mesafe 100 cm olduğundan % 17-24 oranında büyütme olduğunu varsayılır. Şişman ve iri hastalarda kalça kasetten daha uzakta duracağından dolayı büyütme biraz daha fazla olacaktır. Aksine olarak zayıf hastalarda ise büyütme daha az olacaktır. Cerrah, preoparetif planlamada ve ölçümlerde bu faktörleri gözönüne almalıdır. Bu durum konjenital veya çocukluk çağı hastalıklarından dolayı femurları az gelişmiş olan hastalarda özellikle önemlidir. Femoral komponentin büyüklüğü en küçük protezden bile küçük olabilir. Böyle durumlarda gerçek büyütmeyi tayin etmek için radyoopak bilya veya cetvel kullanımı ile radyografideki büyütme oranları sağlıklı bir şekilde hesaplanmalıdır.

Kalçada fleksiyon kontraktürü olduğunda ve eğer bu düzeltilmeden grafiler alınmış ise femoral shaftın relatif olarak değişik büyüklükte görülmesine yol açacaktır. Fleksiyon kontraktürü çok ciddi değil ise, diz masaya yanıştırılarak bu önlenir. Ancak kalça ve dizin ciddi fleksiyon kontraktürlerinde bunun için en iyi yol hastanın dizini masadan aşağı sarkıtması ve yarı oturur duruma getirilerek femurun masaya paralel hâle getirilmesidir.

Ölçümlerde kullanılan şablonlar tüm femoral ve asetabuler komponentlere göre radyografilerdeki % 17-24'lük büyütme de gözönüne alınarak tasarlanmışlardır. Bunların rolü hem konulacak komponentin büyüklüğünü hem de pozisyonunu tayin etmektir. Ekstremitenin uzunluğunun düzenlenmesi, eklem mekaniğini düzeltmesi ve hastayı memnun etmesi bakımından büyük önem taşır. Ekstremitedeki aşırı uzunluk ve kalçadaki gerginlik, hareket açıklığını azalttığı gibi ağrıya da yol açacak ve sonucunda istenmeyen bir yürüyüş şekline yol açacaktır. Femoral sapın büyüklüğünü saptamada mutlaka hasta kalça üzerindeki femurda ölçüm yapılmalıdır. Çünkü hasta kalçanın femuru diğer taraftan farklı olabilir.

Kısalığın Ölçümü ve Telafisi: AP pelvis grafisinde küçük trokanterler ve iskiyal tüberküllerden geçen çizgi aynı hat üzerinde düz bir çizgidir. Ancak ekstremitede eşitsizlik varsa bu iki noktanın kesişmesinde seviye ortaya çıkar. Yani trokanter minör ile tuber iskiyal arasında seviye farkı ortaya çıkar ki bu da ekstremitenin eşitsizliğini ortaya koyar. Bu ekstremitenin eşitsizliği boyunun kesim düzeyi, konulan stemin boynu, konulacak başın ölçüsüne göre düzeltilmeye çalışılır.

Diğer bir kısalık ölçüm yöntemi ise şöyledir; her iki sakroiliak eklemden aynı düzeyde iki nokta alınır ve bu noktalar bir doğru ile birleştirilir, sonra bu doğruya sağ taraf trokanter minörün ortasına denk düşecek uzunluktaki nokta işaretlenir. Bu mesafe kadar uzaklık aynı şekilde leze kalçada da alınır, sonra bu iki nokta birleştirilir. Neticede sağ kalçanın trokanter minörünün ortasından geçen bu ikinci doğruya, leze kalçada küçük trokantere mesafesi ölçülerek kısalık ortaya konur.

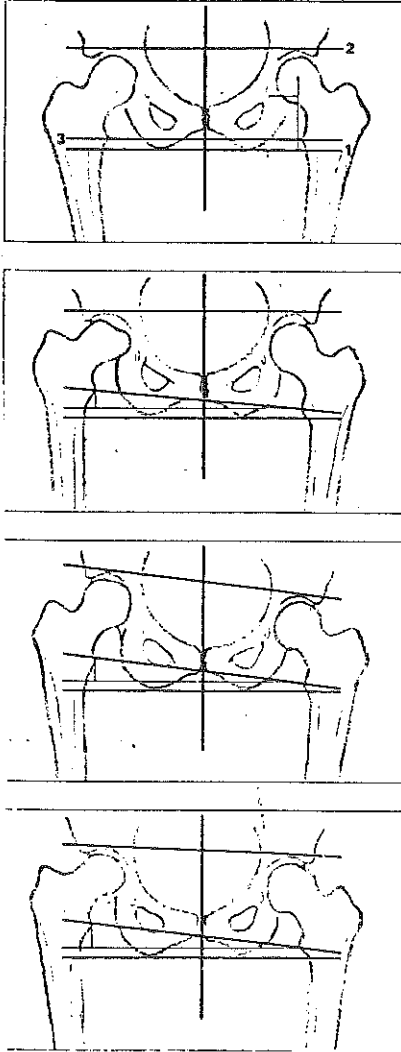
Diğer bir yöntemde ise; Tüber iskiyalardan, asetabulum tavanından ve küçük trokanterlerden geçen 3 doğru çizilir (Şekil 31).

a. Eğer bu üç çizgi bir birine paralel ise ekstremitenin uzunlukları eşittir (Şekil 31 a).

b. Eğer tuber iskiyalardan geçen doğru ile asetabulum tavanı üzerinden geçen çizgi birbirine paralel, ancak trokanter minörlerden geçen doğru bunlara paralel değilse eşitsizlik ekstremitenin uzunluk farklarına bağlıdır (31 b).

c. Eğer asetabulum tavanı üzerinden geçen doğru ile, tuberkulum minörlerden geçen doğrular birbirine paralel ancak, tuber iskiumlardan geçen doğru bunlara paralel değilse bu durumda ekstremitte eşitsizliği, ekstremitte uzunluk eşitsizliğine bağlı değil pelvik oblisiteye bağlıdır (Şekil 31 c).

d. Bu üç çizgi bir birine paralel değilse, o takdirde ekstremitte eşitsizliğinin nedeni hem pelvik oblisiteye, hem de ekstremitelerin uzunluk farklarına bağlıdır (31 d).



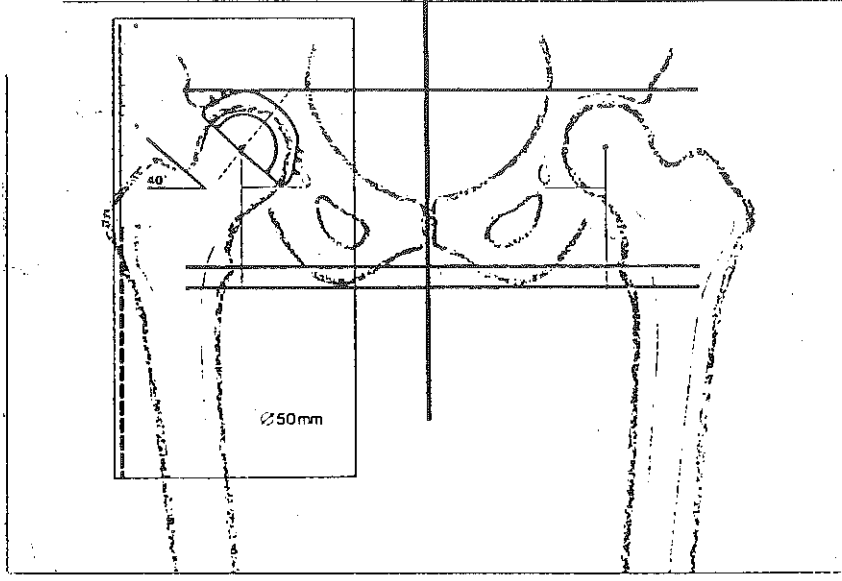
Şablon ile Asetabulum 'un ölçülmesi:

Genellikle asetabuler komponentin ölçümü zor değildir. Şablonun asetabulumu hastanın asetabulumunun subkondral kemiği üzerine getirilir. Asetabulumdaki kemik miktarına göre derin ya da sığ bir asetabuler komponent seçilir. Asetabuler komponentin superolateralinin dışarıda kalmamasına dikkat edilerek çizgiler birbiri üzerine getirilir. Protez osteofitler üzerine oturmamalıdır. Eğer sığ asetabuler komponent lateralde dışarı kalıyor ise, asetabulumun medializasyonu gerekecektir. Düzgün pozisyonda olan bir asetabuler komponent, kuvvetlerin iletim vasıtası ile naklini sağlamalıdır. Bileşke kuvveti medial duvardan geçmemelidir.

Asetabuler komponentin alt köşesi ideal olarak gözyaşı figürü veya inferior tranvers asetabuler ligament düzeyinde olmalıdır. Hafif protrüzyonlu olgularda derin profilli asetabuler komponent, asetabulumun uygun lateralizasyonunu sağlayacaktır. Eğer ciddi protrüzyon var ise medial duvarın greftlenmesi uygun anatomik yapıyı

Şekil 31.

sağlamak için gerekli olacaktır. Eğer üst bölümde kemik stoğu yok ise ve konjenital kalça displazisinde olduğu gibi defekt varsa, gerçek asetabulumun alt köşesi tayin edilerek üst bölüm greftlenir. Asetabuler komponentin pozisyonunun ekstremitte boyuna ve kalçanın stabilitesine olan etkisi ameliyat anında tayin edilebilecektir (Şekil 32).

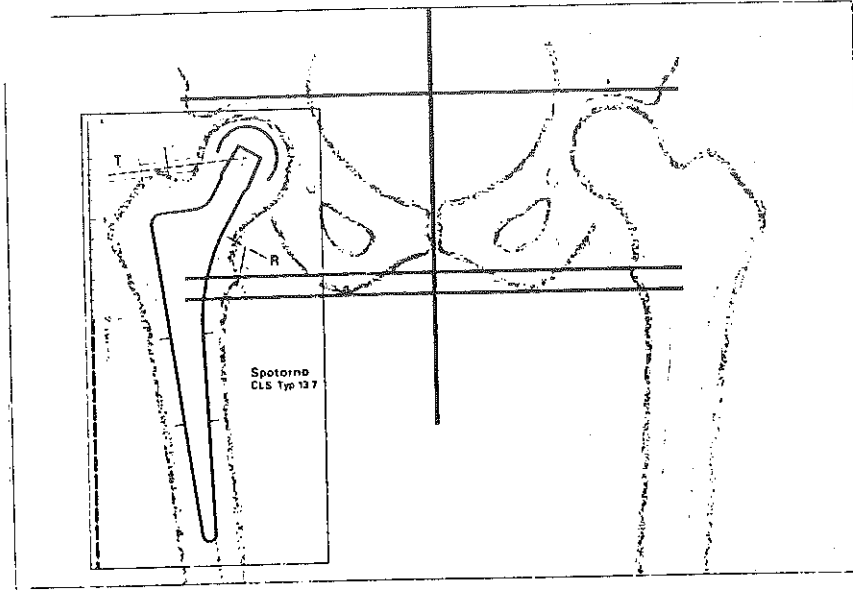


Şekil 32. Şablon ile asetabulumun ölçülmesi.

Şablon ile Femurun Ölçülmesi:

Femurun ölçülmesindeki anahtar nokta artroplastinin yapılacağı kalçada protezin başının uygun seviyede yerleştirilmesini tayin etmektir. Eğer çok yükseğe yerleştirilir ise normalden daha geniş bir protez ölçülmüş olacaktır. Ölçüm normal seviyenin daha altından yapılacak olur ise de küçük boy bir protez seçilmiş olacaktır. Ekstremitenin uzatılması istenmiyor ise uygun pozisyon şablonunun femur başının merkezine yerleştirilmesi ile sağlanır. Eğer ekstremitenin uzatılması isteniyor ise bu durumda protez başının merkezi hastanın femur başının merkezinden uzatma miktarı kadar daha yükseğe yerleştirilmelidir. Bu ayrıca DKÇ veya displaziden dolayı yüksekte olan asetabulumun asetabuler komponentle aşağı indirilmesi ile de ayarlanabilir. Ekstremitе uzunluğunun toplam ayarlanması kesin olarak operasyon esnasında belli olacaktır.

Femoral başın istenen uygun yere yerleştirilmesinden sonra femoral sapın büyüklüğü saptanır. Bu esnada sapın korteks iç tabakasına tam oturup otumadığına bakılır. Uygun pozisyonunda iken boyunda yapılacak kesimin seviyesi röntgen filmi üzerinde işaretlenir. Femoral boynun uygun seviyeden kesilebilmesi için ameliyat anında iki kılavuz nokta kullanılır. Bunlar protezin başının merkezine olan relatif pozisyonu ve boynun kesilecek yeri ile küçük trokanter arasındaki uzaklıktır. Daha sonra bu trokanter major tepesinden geçen horizontal çizgi ile protez başının istenen seviyeye getirildiği nokta arasındaki mesafenin film üzerinde ölçülmesi ile kontrol edilir (Şekil 33).



Şekil 33. Şablon ile femurun ölçülmesi.

10. GÜNÜMÜZDE KULLANILAN CERRAHİ GİRİŞ YOLLARI:

Kalça artroplastisinde cerrahi teknikler hastanın sırt üstü veya yan pozisyonda yatırılmasına, trokanter majörün osteotomize edilip edilemeyeceğine, kalçanın öne veya arkaya disloke edilmesine göre farklar gösterir. Total kalça protezi için şu yaklaşımlar kullanılabilir.

- Anterolateral yaklaşım:

Anterolateral yaklaşım Mc Kee ve Müller tarafından total kalça artroplastisinde trakonterik osteotomisiz uygun ekspozyur sağlamak amacıyla popülerize edilmiştir. Bu yaklaşımda insizyona iliak krestin anterior 1/3'nden başlanır ve insizyon tensör fascia lata kasını anterior kenarı boyunca uzatılır, sonra bu kasın iliotibial banda katıldığı subtrokanterik bölgede (Bu alan büyük trokanterin basisinin 8-10 cm altında bir noktaya denk gelir) posteriora kövrlendirilir ve sonra sonlandırılır.

- Lateral yaklaşım

Bu yaklaşım şekli içine,

- a) Watson-Jones tekniği
- b) Harris tekniği
- c) Mc. Farland ve Osborne tekniği
- d) Hardinge tekniği girer.

Lateral yaklaşımlardan da bugün sıklıkla Mc. farland ve Osborne tekniği kullanılmaktadır. Bizde kliniğimizde lateral yaklaşım uyguladığımız hastalarda bu yöntemi kullandık.

- Posterior yaklaşım

Bu yaklaşımda insizyona posteriosuperior iliak spinin 4,5 cm distal ve lateralinden başlanır ve laterale, distale doğru gluteus maksimusun liflerine paralel olarak ilerletilerek büyük trokanterin posterosuperior köşesinde şafta döndürülür ve 5 cm uzatılarak sonlandırılır. Bu yaklaşım protez uygulanması için kullanışlı bir yöntem değildir. Bu yaklaşımda,

- a. Osborne tekniği
- b. Moore tekniği tanımlamıştır.

- Posteriolateral yaklaşım:

Horowitz 1952'de ve Marcy, Fletcher 1954'de bu yaklaşımı tanımlamışlardır. Bu yaklaşım bugün kalça artroplastisinde sıklıkla kullanılmakta olup, bu yaklaşımın iyi ekspojur sağlaması, gluteal adelelerin az oranda zarar görmesine bağlı heterotopik kemik gelişim azlığı gibi avantajları vardır. Ancak bu operasyonun postoperatuar dislokasyon riskide diğer yaklaşımlara göre biraz daha fazladır. Bu yaklaşımda iki tip teknik vardır.

- a. Gibson tekniği
- b. Modifiye Gibson tekniği

Biz kliniğimizde posteolateral yaklaşım uyguladığımız hastalarda Gibson tekniğini kullandık.

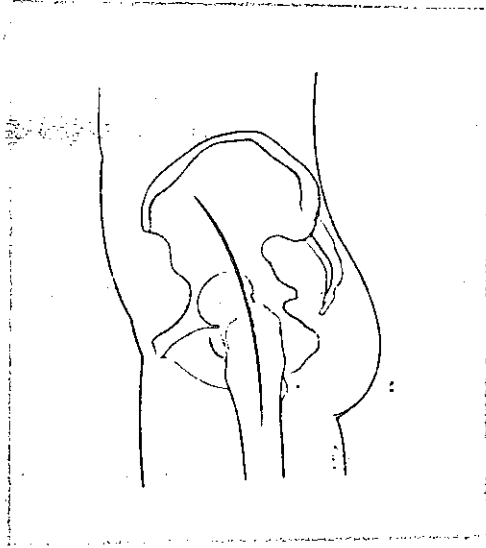
Bu yaklaşımlar yanında Charnley tarafından popülerize edilen transtrokanterik yaklaşım, ekspojur iyi sağlamasına karşılık rehabilitasyona negatif yönde tesir eder ve kaynama yokluğuna neden olur.

Burada ifade edilen her yaklaşımın birbirilerine relative avantajları ve dezavantajları olduğu bilinmeli ve en uygun teknik seçilmelidir.

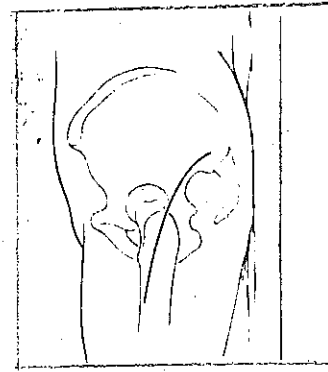
Direk lateral yaklaşım:

Direk lateral yaklaşım ve varyasyonları ilk olarak Kocher, Mc Farland ve Osborne tarafından 1954'de tanımlanmıştır. 1982'de ise Scheck ve Hardinge, 1986 da da Dall bu

yaklaşımları popülerize etmiştir. Mc. Farland ve Osborn'un tanımladığı direk lateral yaklaşımda trokanter merkezi üzerinden geçen midlateral cilt insizyonu söz konusu iken (Şekil 34), Hardinge'nin direk lateral yaklaşımında insizyon femur shaftı boyunca trokanter majöre kadar 8 cm gelir ve buradan proksimale doğru posteriora çok hafif eğilim yapılarak devam edilir (Şekil 35).



Şekil 34.



Şekil 35.

Direk lateral yaklaşım asetabulum ve femur oyma işleminde, deneme ve asıl protezin düzgün bir şekilde yerleştirilmesinde, yeterli ve iyi bir görüş alanı sağlar. Bununla birlikte bu insizyonda superior gluteal sinirin az da olsa yaralanma riski, gluteal adelelerin zedelenmesi, postoperatuvar heterotopik kemik gelişim sıklığında artma sözkonusudur. Buna karşın bu yaklaşımla posterolateral yaklaşıma göre daha az oranda postoperatuvar çıkık oranı vardır.

Direk lateral yaklaşımda bölgenin ekspozuru, posterolateral yaklaşıma göre daha zordur.

Hastanın pozisyonu:

Hasta ameliyat masasına karşı taraf kalçası üzerine yan olarak yatırılır (veya supine "sırtüstü" pozisyonunda). Burada her iki anterior superior iliak spinalardan geçen çizginin masaya dik olmasına dikkat edilmelidir. Altta kalan kalça ve dizin fleksiyonu pelvisin fleksiyonuna neden olarak asetabuler anteversiyona tesir edebilir. Bunun için pelvisin fleksiyon derecesi asetabulumun gerçek anteversiyonuna ilave edilmelidir (15°). Pelvisin normal durduğu farzedilir ise SİAS ve S.İ.P.'ları birleştiren çizgi horizontalle 20° lik açı yapacaktır. Bu açı pelvisin fleksiyon derecesini gösterir.

Mc. Farland ve Osborne tekniği ile direk lateral yaklaşım:

Hastaya yukarıdaki pozisyon verildikten sonra Trokanter majörün merezinden geçecek şekilde proksimale 6-8 cm ve distale 5 cm uzatılan midlateral insizyon yapılır. İnsizyonun uzunluğu subkütan yağ dokusunun kalınlığı ve kalçanın mobilitesine göre değişebilir. Şişman hastalarda kesiği hem distale, hem de proksimale fazla uzatmak gerekir.

Cilt altı geçildikten sonra tendon fasia lata kesilir. Tensor fasia lata sonlandığı yerde anteriora çekilir. Çünkü m. tensor fasia lata ve tensor fesia lata aynı düzlemde. Yine bu düzeyde gluteus maksimus tensor fasia lata ile birlikte posteriora çekilir ve karşımıza proksimalde gluteus medius, distalde vastus lateralis çıkar. Bu düzeyde gluteus medius tendonunun trokanter majore yapışma yerinden anteriordan başlayarak trokanter major tipine doğru kövrü bir insizyon yapılır ve bu insizyon gluteus medius lifleri arasına doğru uzatılır. Bu insizyon distalde ise, femur anterior yüzüne doğru uzatılır ve vastus lateralis lifleri bir miktar kesilir. Burada anteriora fazla uzanarak lateral sirkumfleks arterin transvers dalı zedelenmemelidir. Bu insizyon koterle yapılabilir.

Bunu takiben gluteus mediusun kaldırılan anterior lifleri karşı bacağı doğru mediale eleve edilir. Vastus lateralis ise subperiostal eleve edilir. "Burada bu insizyonu yapmadan gluteus medius ekartörle eleve edilip bölgenin ekspozuru sağlanmaya çalışılabilir ancak bu hem ekspozuru zorlaştırır hem de gluteus medius liflerine zarar verir."

Bu işlemlerden sonra karşımıza gluteus minimus çıkar, bu kasın tendonu yarıp, kesilerek proksimale çekilir. Sonra karşımıza eklem kapsülü anterioru ve üzerindeki yağ dokusu çıkar ve kalça tam dış rotasyona alınarak kapsül gerilir. Sonra anterior kapsül üzerindeki yağ yastığı kör disseksiyonla eklem kapsülünden kaldırılır. Kapsül T veya H şeklinde kesilerek açılır ve femur anteriora disloke edilerek ekspozur tamamlanır.

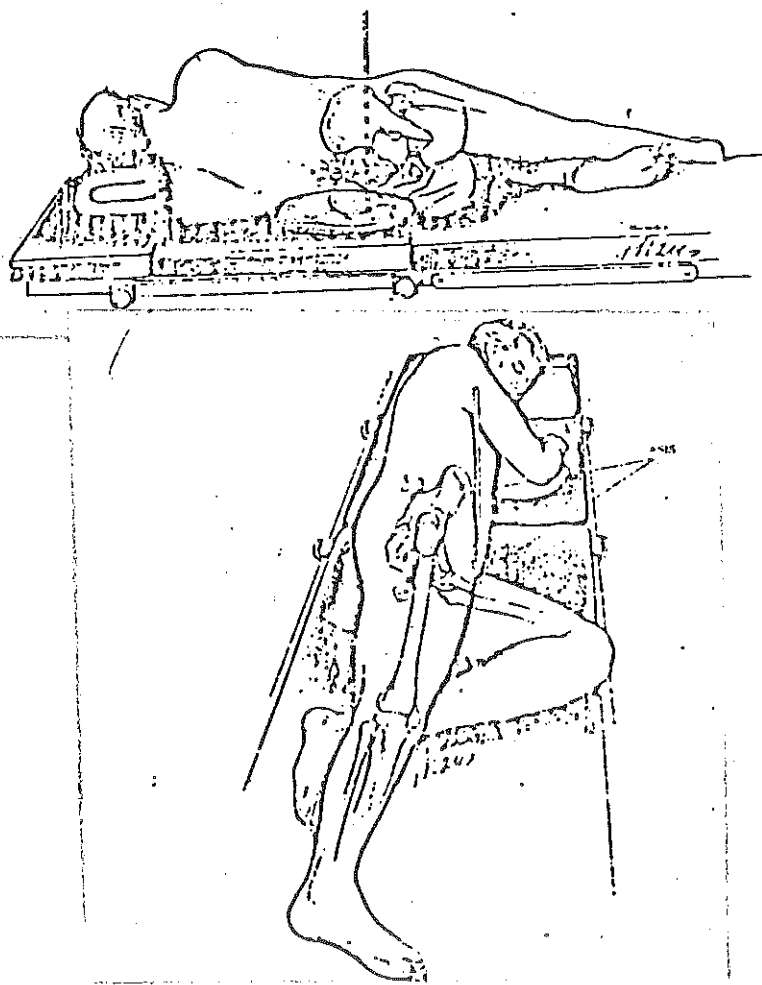
Bu yaklaşımda ekstremitenin pozisyonu önemlidir. Operasyon esnasında kalçanın fleksiyon, adduksiyon ve dış rotasyon durumunda anterior kapsül gerilir ve kolaylıkla disloke edilir, diğer taraftan anterior kapsül etrafındaki yumuşak dokuların da gevşemesi sağlanarak kapsül ve bu yapılar arasına kolaylıkla girilir. Yine bu pozisyon anterior nörovasküler yapıların operasyon esnasında injurisi en aza indirir.

Posterolateral Yaklaşım:

Posterolateral yaklaşım kalça eklemi için kullanılan teknikler içinde en sık kullanılan ve en pratik olanıdır.

Posterolateral yaklaşım, kolay, güvenli ve hızlı bir şekilde eklem ulaşılmasını sağlarlar ve tek bir asistan ile uygulanabilirler. Abduktör mekanizması ile ilişkileri olmadığı için erken postoperatif dönemde abduktör güç kaybı görülmez. Ancak bu yaklaşımda asetabulumun anterior yüzünün ekspozuru zordur. Yine bu yaklaşımda potoperatif dislokasyon oranı anteriolateral veya direk lateral yaklaşıma göre fazladır.

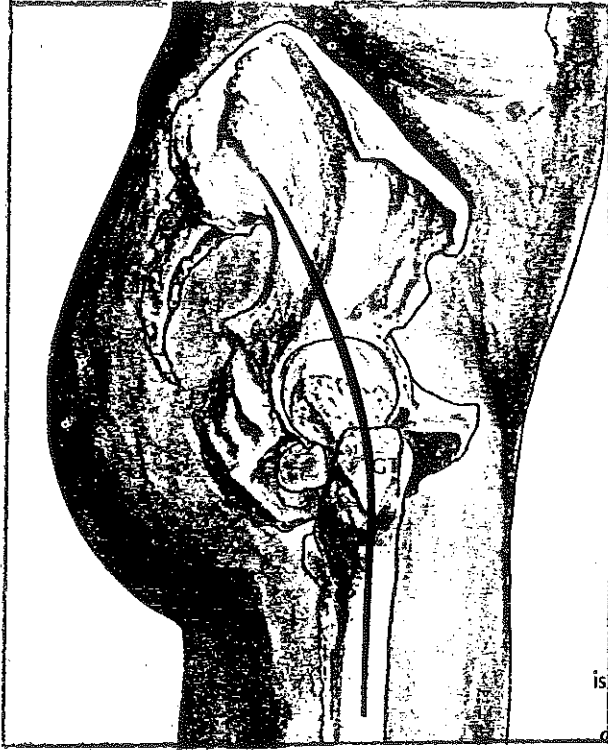
Hasta, etkilenmiş ekstremité üste gelecek şekilde tam lateral pozisyonda yatırılır (Şekil 36). Trokanter major palpe edilir ve merkezi trokanter majörün üzerinde olacak şekilde



Şekil 36.

10-15 cm'lik hafif eğimli bir insizyon yapılır. İnsizyona trokanter majörün 10 cm distalinden başlanır, shaft boyunca trokanter majöre ulaşılır, daha sonra 20°-30° eğim verilerek proksimal

ve posteriora doğru insizyona devam edilir (Şekil 37). Femoral kanalın reamirizasyonu için insizyonun üst kısmının yeter kadar genişletilmesi gerekir. İnsizyonun distale doğru genişletilmesi ise asetabuler komponentin anteroinferior yönden hazırlanması ve yerleştirilmesinde kolaylık sağlar. Yukarıda anlatıldığı şekilde yapılan insizyon ile subkutan dokular aşıldığında fascia lata'ya ve m. gluteus maximus'u superiora örten ince fascia'ya erişilir.



Şekil 37.

yapılır. Trokanterik bursa ile ayrılır ve posteriora doğru künt olarak sıyrılır, bölgece kısa eksternal rotator kaslara ve m. gluteus medius'un arka kenarına ulaşılır. Bu kasların komşuluğunda siyatik sinirin bulunduğu girişim esnasında sürekli akılda tutulmalıdır. Bu sinir obturator internus'u, gemellus superior ve inferior'u ve quadratus femoris'i çaprazlar. Kısa dış rotator kasları germek için kalçayı iç rotasyona getirmeli ve bu şekilde siyatik siniri operasyon alanından uzaklaştırmalıdır. Piriformis, obturator internus ve gemellus inferior ile superior tendonların insersiyumundan hemen önce işaret sütürleri konur ve kaslar femoral insersiyumlarından ayrılırlar, siyatik sinir üzerine yatırılır. Quadratus femoris kasının femoral insersiyumu kemik blok ile ayrılır (71). Daha sonra m. gluteus minimus ile kapsülün superior yüzü arası femur ekartörü konarak ayrılır. Bu aşamada kalça eklemi kapsülünün posterior yüzü tamamen ortaya çıkmış olur. Kalça eklemi kapsülü femur boynu eksen

Fascia lata, femur'un lateral kenarı boyunca, vastus lateralis açığa çıkacak şekilde insize edilir. Fascia trokanter major'un merkezi üzerinde deri insizyonu boyunca ayrılır. Daha sonra m. gluteus maximus lifleri künt disseksiyon ile ayrılır. M. gluteus maximus'un kanlanması superior ve inferior gluteal arterler vasıtası ile olur. Bu girişim esnasında arteryel kanamanın yanı sıra venöz kanamanın da olabileceği hatırlanmalıdır. M. gluteus maximus'un ayrılan lifleri ve kalçanın derin fascia retrakte edilir. Trokanter düzeyinde "hook" şeklinde bir ekartör ile anteriora doğru ekartasyon

boyunca longitudinal veya "T" şeklinde insizyon ile insize edilir. Femurun iç rotasyonu yeterli olmaz ise ve zorlanma olursa strick banttın 2-3 cm insize edilir (71). Kapsülün açığa çıkan kısımları ve asetabuler labrum bu aşamada eksize edilirler. Kapsülotomiden sonra fleksiyon, adduksiyon ve internal rotasyon ile kalça posterior'a disloke edilir. Dislokasyona yardımcı olmak için trokanter minor hizasında femur boynunun altına bir "hook" yerleştirilerek baş çekilebilir. Femur boynunda daha önceden yapılan ölçümlere uygun olarak kesilecek yer osteotom ile işaretlenir ve elektrikli kesici ile kesilir.

Asetabulum'un ekspoürü ve hazırlanması:

Asetabulumu ekspoze etmek için işe anterior kapsülün izole edilmesi ile başlanmalıdır, bunun için eğik bir klamp psoas tendonunun kılıfının içinden geçilir. Femur, kapsülü germek için anteriora çengel şeklinde bir ekartör ile çekilir. Anterior kapsül klempin dişleri arasında dikkatlice ayrılır. Psoas tendonu ve asetabulumun ön dudağı arasına eğri bir kobra veya Hohmann ekartörü yerleştirilir. Bu ekartörün psoas kası üzerine yanlışlıkla yerleştirilmesi femoral sinir ve komşu damarların yaralanmasına yol açabilir. İnferior ekspoürü sağlamak için bir başka ekartör transvers asetabuler ligaman altına yerleştirilir. Siyatik sinirin aşırı traksiyon ve kompresyonu önlemek için batin kompresi üzerine yerleştirilen dik açılı ekartör ile posterior yumuşak dokular çekilir. Femur mediale ve öne çekilir ve en iyi asetabuler ekspoürü sağlayan pozisyonu tespit etmek için hafifçe iç rotasyona getirilir. Eğer tam bir kapsülotomiden sonra femur tamamen öne çekilemiyor ise m. gluteus maksimusun tendinöz insersiyonu femoral taraftan kesilir. Labrum ve kapsülün tüm geri kalan kısmının eksizeyonu tamamlanır. Yumuşak dokular asetabulumun içine çekilerek asetabulumun kenarından kesilir.

Anterior ve posteriordaki önemli yapılara zarar vermemek için bistüri ağzını asetabulum içinde tutmak gerekir. Asetabuler komponentin uygun şekilde yerleştirilmesini kolaylaştırmak için asetabulumun çevresini kemik kenarları dairevi bir şekilde ortaya koyacak şekilde açığa çıkarılmalıdır. Asetabulumun kemik sınırlarından taşan tüm osteofitler çıkarılır. Sıra asetabulumun kemiğinin hazırlanmasına gelmiştir. Ligamentum teres eksize edilir ve geride kalan tüm yumuşak dokular kürete edilerek çıkarılır. Obturator arterin dallarından sızıntı şeklinde bir kanama ile bu manevra esnasında karşılanabilir, bu durumda koterizasyon gerekir. Daha sonra asetabulum içinden asetabulum çatısı palpe edilir, var ise hipertrofik osteofitler temizlenir. Medial duvarın yerini tespit etmek için osteotom ve penskupon ile osteofitler temizlenir. Bunu takiben asetabuler reamer'lar ile reamirizasyon

yapılır. Bu işlem en küçük boydaki reamer ile başlanmalı ve medial duvara zarar verilmediğinden emin olmak için reamerizasyonun derinliği sık sık kontrol edilmelidir. Bazen transvers asetabuler ligament hipertroftir ve daha geniş reamerların asetabulumuna girmesini sağlamak için eksize edilmesi gerekebilir. Anterior ve posteriordaki kemik yapışma yerlerinden ligaman dikkatli bir şekilde eksize edilmelidir. Çünkü obturator damarların dalları hemen aşağıdan geçer ve bölge kanamalarını kontrol etmek güç olabilir. Femuru iyice öne çekerek reamerların sıkışma olmaksızın anteroinferior yönden yerleştirilmesi sağlanır. Eğer femur anteriora yetersiz bir şekilde retrakte edilmiş ise reamerların posteriora doğru zorlayabilir ve posterior kolonda aşırı reamerizasyona neden olabilir. Tüm kartilaj çıkarılıp reamerizasyon ile asetabulumun kenarından kemiğe kadar inildiğinde ve hemisferik şekil oluşturulduğunda reamerizasyon tamamlanır. Reamerizasyon ile kanayan subkondral kemik ortaya çıkarılmalı ancak mümkün olduğunca fazla kemik bırakılmalıdır. Asetabulumun periferi çevresindeki yapışmış tüm yumuşak dokular eksize edilmelidir. Asetabulum içindeki subkondral kistler araştırılmalı ve küçük eğri kuretler ile temizlenmelidir. Femur başından elde ettiğimiz kansellöz greftler ile bu boşluklar doldurulmalıdır. Asetabuler komponentin yerleştirilmesinde hastanın tam yan pozisyonda olduğundan emin olunmalıdır. Asetabulumu anteversiyon açısı verilir iken pelvisin anteversiyonu da gözönüne alınmalıdır.

Femur'un ekspoşür ve hazırlanması:

Asetabuler komponenti korumak için asetabulumun içine bir kompres yerleştirilir ve femoral komponentin hazırlanması ve yerleştirilmesi esnasında debrislerin girmesi engellenir. Femur'a fazla miktarda internal rotasyon yaptırarak proksimal femur açığa çıkarılır. Böylece tibia yere dik olur. Dizi aşağı doğru getirerek proksimal femur yukarı doğru itilir. Proksimal femuru yaradan dışarı çıkarmak için geniş ve düz bir retraktör altına sokulur, yukarı doğru manivela etkisi uygulanır. Eğer gerekir ise m. gluteus maximusun femur üzerindeki tendinöz yapısı biraz daha kesilir. Femoral komponentin hazırlanması ve yerleştirilmesi esnasında piriformis fossa'yı açığa çıkarmak ve hasar görmelerini engellemek için m. gluteus maximus ve mediusun posterior kenarları çekilir. Boyunun posterior ve lateral yüzlerindeki tüm yumuşak dokular temizlenir. Femoral kanalın merkezine girmeyi sağlamak için femur lateral yüzünde kalan kısımlar çıkarılır. Bunun için pens kupon, box chisel veya özel trokanterik reamer kullanılır. Genellikle kanalın uygun aksiyel reamerizasyonu için trokanter majorun medial yüzünde bir oluk açılır. Eğer trokanter major'un medial yüzünden yetersiz miktarda kemik çıkarılır ise, stem varus'ta yerleştirilebilir ve ölçüsü

gerekenden küçük ise femoral shaftın lateral korteksi perfore edilebilir, femoral shaft veya trokanter major kırılabilir. Eğer proksimal femoral korteks ince ise, daha önceki internal fiksasyon cihazları veya hastalık nedeni ile stress sebepleri mevcut ise istenmeyen kırıklardan kaçınmak için trokanter minor seviyesinin üzerinden femurun çevresine bir tel serklaj yapılabilir.

Watson-Jones İnsizyonu:

Femoral shaftın emniyet ile oyulmasını ve asetabulumun iyi bir görünümünü sağlar. Watson-Jones tarafından popülerize edilmiş ve Charnley, Harris ve Müller tarafından modifiye edilmiştir. Bu yol ile girişte trokanterik osteotomi ile görüş alanı daha da genişletilebilir. İnsizyon S.I.A.S.'ün 2.5 cm lateral ve distalinden başlar, trokanter major'a doğru eğimli bir şekilde uzanır. Trokanter major seviyesinden 5 cm kadar distale indirilir. Bu insizyon ile yapılan girişimde de kalça önce disloke edilir.

11. TOTAL ENDOPROTEZLERİN KOMPLİKASYONLARI:

Kalça eklemi total endoprotezlerinin komplikasyonları Patterson-Brown ile Drennan'a göre üç ana grupta toplanmaktadır.

- I. Ameliyat esnasında komplikasyonlar.
- II. Ameliyat sonrası erken komplikasyonlar.
- III. Geç komplikasyonlar.

I. Ameliyat esnasındaki komplikasyonlar:

Herhangi bir cerrahi yöntem esnasında olabilecek komplikasyonlar şüphesiz ki total kalça endoprotezlerinde de olabilecektir. Ameliyat esnasındaki komplikasyonların artmasına yol açan faktörler hastanın kendisini, yöntemi, anestezi ve tüm bunların üzerinde de ameliyatı yapacak ekibi kapsamaktadır.

Genellikle ameliyat esnasında gelişen komplikasyonları şu şekilde gruplamak mümkündür:

- a. Sinir ve damar lezyonları,
- b. Asetabulum'un perforasyonu,
- c. Shaftın perforasyonu,
- d. Shaft kırıkları:

- e. Karidovasküler komplikasyonlar,
- f. Protezin dislokasyonu
- g. Mesane yaralanması
- h. Kanama.

Literatürde kaydedilen en kötü ameliyat komplikasyonu asetabuler oyucular ile asetabulum duvarı oyulur iken oluşan iç duvar perforasyonu ve sonuçta gelişen ana iliak ven rüptürüdür (110). Aynı komplikasyon bazı çimentolu ve çimentosuz protezlerin asetabuler kaplarının vidalanması esnasında vidaların asetabulumun anterosuperior kadranına gönderilmesi sonucunda da bildirilmiştir (95). Total kalça protezinde vasküler injuriler nadir olup % 0.2-0.3 oranında görülür. Diğer bir önemli komplikasyon ise, sinir lezyonlarıdır. Sinir lezyonlarının oranı primer protezlerde % 0.7- 3.5'dur. Amstutz ve arkadaşları bu oranı % 7.5 olarak ifade etmektedirler. Çeşitli yazarlar femoral, siyatik, obturator ve peroneal sinir paralizlerinden aşağıdaki faktörleri sorumlu tutmuşlardır.

- a. Ameliyat esnasındaki travmalar (perforator, vida, Hohman ekartörler).
- b. Redüksiyon esnasında aşırı gerilme (yüksek DKÇ'lerde),
- c. Peroneal sinir üzerine (Fibula başı seviyesinde) direkt bası,
- d. Özellikle antikoagulan kullanılan olgularda gelişen yaygın hematoma basısı (140).
- e. Çimentolu protezlerde çimentonun ısı ve basınç etkisi.

Femoral shaft fraktürleri ise önlenmesi tedavisinden çok daha kolay olan bir komplikasyondur. Çimentolu protezlerde bunun sıklığının % 0.1 ile 3.2 arasında olduğu bildirilmiştir (47, 97). Çimentosuz protezlerde ise bu oranın % 4.1 ile % 27.8 arasında olduğu gösterilmiştir (107).

Total kalça protezlerinde 500 - 750 ml kan kaybı olur. Bu durumda hastaya intraoperatif veya postoperatif verilen bir veya iki ünite kanla giderilmeye çalışılır. Bunlarda kanamayı önlemek için hikayede kanamalı hastalık varlığı ve antikoagulan alıp almadığı sorulmalıdır. Operasyon esnasında çimentonun hipotansif ve direk miyokard üzerine etkisine bağlı ani ölümler bildirilmiştir.

Total kalça protezlerinde mesane injürileri nadirdir.

2. Ameliyat sonrası erken komplikasyonlar:

Kalça endoprotezlerinden sonra görülen erken komplikasyonlar aşağıda özetlenmiştir (83, 179).

- a. Dislokasyon ve Subluksasyon,
- b. Hematom oluşumu,
- c. Erken infeksiyonlar (yüzeysel, derin)
- d. Tromboembolizm ve Pulmoner emboli
- e. Kırıklar
- f. Ekstremité uzunluk farkı
- g. Diğerleri

GİS kanaması, Miyokard infarktüsü ve Konjestif kalp yetmezliği, İleus, Yağ embolisi sendromu, Ölüm, Hemorajik şok, Akut idrar retansiyonu, Üriner enfeksiyon, Renal yetmezlik, Akut kolesistit, Akut gut epizodları.

a. Disloksasyon ve Subluksasyon'lar:

Bu tür komplikasyonların önüne geçilebilmesi için en önemli yolun protez komponentlerinin doğru yerleştirilmesi olduğu kabul edilmektedir. Kenneth E. De Haven ve arkadaşları dislokasyona yol açabilecek nedenleri şu şekilde özetlemişlerdir:

1. Asetabuler kap'ın aşırı anteversiyonu (20°'nin üstü)
2. Asetabuler kap'ın eğim açısının 55°'nin üstünde olması
3. Femoral komponentin aşırı anteversiyonu veya erken stabilite temini için yetersiz kas gerilimi altında redüksiyondur (45).
4. Rezidüel osteofitler veya femurun pelvis üzerine sıkışması
5. Femoral komponentin boynunun kapın kenarı üzerine sıkışması
6. Büyük trokanterin nonunionu veya avulsiyonu
7. Postoperatif periodda aşırı fleksiyon ve iç rotasyon veya travma
8. Cerrahi yaklaşım

Total kalça replasmanı sonrası dislokasyon, hem hasta hem de cerrah için çok ciddi bir komplikasyondur. Dislokasyon sıklığı % 1 ile %8 arasında bildirilmiştir (29,98). Dislokasyona neden olan yukarıda sayılan teknik nedenlerin yanı sıra, kalçada daha önceki ameliyatlara veya yaralanmalara, artroplasti etrafındaki yumuşak dokuların hasarına çıkığa neden olabilirler (48). Asetabuler komponentin retroversiyonu posterior çıkığın bir nedeni olabilir ve ameliyat esnasında hastanın uygun olmayan bir pozisyonda yatışından kaynaklanabilir. Dislokasyon nedenleri içerisinde yayınlarda az da olsa başka faktörler de sorumlu tutulmuştur. Kalçanın pseudokapsülü içerisindeki sıvı kolleksiyonu, Parkinsonizm

gibi mental, nörolojik hastalıklar. Revizyon cerrahisinde primerden daha fazla bir dislokasyon riski vardır. Coventry ve ark. pseudokapsülün tedrici gerilmesinin kalça fleksiyonunu arttırarak geç dislokasyonlara neden olabileceğini bildirmişlerdir (40). Rekürren dislokasyonların tedavisi için 1983 yılında Thirupati, Dorr ve ark. tarafından kalça abduksiyon breysi önerilmiştir (48). Fakat bu sadece seçilmiş olgularda başarılı olmuştur. Subluksasyon veya dislokasyondan şüphelenildiği zaman hastanın aktif ve pasif hareketleri sınırlamalı, kalçanın anormal iç ve dış rotasyon hareketleri yapılmamalı, kalçanın ağrılı hareketleri yaptırılmamalı, şahıs, hemşire ve terapist bilgilendirilmelidir. Bunlarla postoperatif periyotta oluşan dislokasyonların analjezik veya kas gevşeticilerle redüksiyonu genellikle zor değildir, ancak bazen genel anestezi gerekir. Kalça redüksiyonu grafi ile kontrol edilmelidir. Bunlarda redüksiyon longitüdüal traksiyon, ve baş asetabulum düzeyine geldiğinde hafif abduksiyonla sağlanır. Öte taraftan bu iş için travmatik kalça çıkıklarında kullanılan Allis veya Stimson manevraları da kullanılabilir. Eğer tanı birkaç saatten sonra konmuşsa redüksiyon daha zor olabilir . Çünkü bölgede ödem ve kas spazmı oluşmuştur.

Dislokasyon vakalarında eğer komponentler yeterli pozisyonda ise, kapalı redüksiyonu takiben hasta abduksiyonda yatırılır, iskelet traksiyonuna alınır veya diz üstü spika cast alçı ile immobilize edilir ve 6 hafta tutulur. Yine bu işlem için abduksiyon ortozuda kullanılabilir. Bu ortoz kalçayı 15° abduksiyonda tutar ve kalçanın 60°den fazla fleksiyon yapmasını engeller.

Dislokasyon bir veya her iki komponent malaligmenta bağlı dislokasyon, rekürren ve ağrılı ise hastaya revizyon cerrahisi gerekir.

İnstabilite abduktör yetmezliğe veya nörolojik defisite bağlıysa bu durumda revizyon yapılarak bipolar protez kullanılır. Çünkü bipolar protezde intrinsik stabilite büyüktür. Bazı dislokasyonlu hastalarda rekonstrüksiyon gerekmez. Bunlar şikayetçi olmayan, alkolik, ilaç bağımlısı, ileri yaşta debiliteli hastalardır. Bunlarda eğer rekürren dislokasyon devam ediyorsa en iyi tedavi komponentlerin çıkarılması ve rekonstrüksiyon yapılmadan o vaziyette bırakılmasıdır.

b. Hematom Formasyonu:

Hematom total kalça endoprotezlerinin en önemli ve korkulan komplikasyonlarından biri olan enfeksiyonlar için iyi bir ortam oluşturduğundan ameliyat esnasında hemostaza çok dikkat edilmelidir. Profilaktik antikoagülan kullanılan hastalarda kullanılmayanlara oranla

hematom sıklığının fazla olduğu bildirilmektedir. Ancak bu yayınlarda istatistiki anlamlı bir fark gösterilememektedir (41, 68). Hematom formasyonu oluştuğunda bunun bakteriyel kontaminasyonu önlenmeli, profilaktik antibiyotik kullanılmalı, bir kaç sütür alınarak veya bölgenin aspirasyonu ile bölge direne edilmelidir. Deride belirgin gerilme, aşırı ağrı, siyatik sinir nöropatisi veya damarların bağlanması ihtiyacı olan durumlarda hematom boşaltılmalıdır.

c. Erken Enfeksiyonlar:

Total kalça protezi sonrası enfeksiyon felakettir. Bu durum ağırlı rahatsızlık verici, tedavisi zor, pahalı, genellikle her iki komponentin çıkarılmasını gerektiren bir durumdur. Total kalça endoprotezinde bölgeye büyük miktarda yabancı materyalin konulması, bölgenin kapatılmasında oluşan geniş ölü boşluk, prosedürün genellikle ileri yaşlarda uygulanması predispoze faktörlerdir.

Aşağıdaki faktörler enfeksiyon riskini artıran faktörlerdir.

İleri yaştaki hastalar, obezite, romatoid artrit, diabet, alkolizm, deri nekrozu, üriner enfeksiyonlar, önceki kalça cerrahisi, önceki postoperatif enfeksiyonlar, steroid kullanımı, immunosupressif ilaç kullanımı, cerrahi prosedürün 2 saat'ten fazla sürmesi, hematom formasyonu, aşırı hacimdeki kemik grefti, enfeksiyon varlığı, uzun süren operasyon öncesi hastanede kalma süresidir.

Enfeksiyonu önlemek için ise şunlar yapılmalıdır.

* Bunlarda operasyon öncesi (1h), antibiyotik proplaksisi yapılmalıdır. Bunun bazı yazarlara göre tek dozunun yeterli olduğu, bazı yazarlara göre ise 3-5 veya 10 gün tedavi dozunda devam ettirilmesi gerektiği ifade edilmektedir. Profilaksi enfeksiyonu önlemede en etken yöntemdir. Bunlarda;

- * Operasyon öncesi herhangi bir enfeksiyon odağı olup olmadığı araştırılmalıdır.
- * Operasyon öncesi hastanede kalış süresi 4-5 günden fazla olmamalı
- * Ameliyat sahasının deri lezyonlarından uzak olmasına dikkat edilmelidir.
- * Operasyon odasında personel hareketi azaltılarak hava yolu ile geçen bakteriler azaltılmalı
- * Ultraviyole ışınları kullanılmalı.
- * Operasyon alanının antibiyotik katılmış sıvı ile yıkanması

- * Atravmatik çalışılması
- * Çift eldiven giyilmesi
- * Hematomun nlenmesi
- * Direnin operasyon sonrası 24-48 saat'te veya en geç 72 saat'te çekilmesi. Direnlerin 72 saat'ten fazla tutulması halinde gram (-) enfeksiyon riskinin arttığı bildirilmiştir (92)
- * Sement kullanımında antibiyotik kullanılmalđ
- * Lokal ameliyat bölgesi temizliği

Eğer mümkünse;

- * Laminar akım sistemi kullanılmalđ
- * Vücut exhaust sistem kullanılmalđ

Total kalça protezlerinde enfeksiyonlarda görülen ajanlar; stafilokoklar, streptokoklar, E. coli ve pseudomonastır. Operasyon sonrası erken dönemdeki enfeksiyonların sıklıkla sebebi stafilokokkus aureus koagülaz pozitiftir. Ancak Wilson ve Aglietti profilaktik antibiyotik kullananlarda erken derin enfeksiyonların en yaygın sebebinin gram (-) ler olduğunu ortaya koymuşlardır.

Total kalça protezi sonrası enfeksiyon insidansı değişkendir. Ancak ortalama % 1-2 olarak ifade edilir. Yapılan araştırmalarda laminar akım, vücut exhaust sistem ve profilaktik antibiyotik kullanımında enfeksiyonun % 1'den aza düştüğü tesbitlenmiştir. Charnley bu tür ameliyathanelerde postoperatif sepsis oranının % 8.9'dan % 3.8'e düştüğünü göstermiştir (25).

Yabancı bir materyal kullanılmadan yapılan operasyonlarda sepsis sıklığı (% 0.96) saptanırken kullanılanlarda (% 3.3) bulunmuştur (161).

Schutzer ve Harris yaptıkları bir çalışmada laminar hava akımlı, Vücut-exhaust sistemi kullanılan ameliyathanelerde, ameliyattan hmen önce ve sonra, 48 saat süre ile sefalotin ve sefalezin (penisiline allerjisi olanlarda vancomycin) kullanmışlar ve bunlarda erken derin yara enfeksiyonunu % 0 bulmuşlardır (153).

Postoperatif ilk 3-6 ayda meydana gelen enfeksiyonlar erken enfeksiyonlar olarak ifade edilirler. Bu 2 şekilde karşımıza çıkabilir.

1. Erken yüzeyel enfeksiyonlar: Bunlar genellikle operasyondan sonraki 6 hafta içinde ortaya çıkarlar ve iltihabın dört kardinal belirtisini içerirler. Tedavide bölge fasiaya

kadar açılıp ameliyat şartlarında debride edilir, yıkanır ve kültür alınıp sistemik antibiyotik kullanılır.

2. Erken derin enfeksiyon: Operasyondan sonraki birkaç hafta ile 3-6 aya kadar ortaya çıkar. Ağrı ve ateş şiddetli olmayabilir. Bacak şiş ise kuşgulanmalıdır. Derin enfeksiyonların tedavisi konusunda farklı fikirler vardır. Bazıları eğer protezlerde gevşeme yoksa bunlar bölgede bırakılarak, debridman, direnaj, antibiyotik kullanımı önerirken, diğerleri erkenden tüm komponentlerin çıkarılıp, bu şekilde enfeksiyonun tedavi edilmesini önerir. Neticede eğer komponentler sağlam ise, bölgenin direne edilip, mikroorganizmanın izole edilmesi ve uygun antibiyotik verilerek protezlerin çıkarılmadan kurtarılmaya çalışılması doğru gibi görünüyor.

Diğer taraftan gevşemiş protezlerle birlikte enfeksiyon varlığında tüm komponentler çıkarılıp o şekilde enfeksiyon tedavi edilmeye çalışılır.

Hunter ve Buchholtz enfekte total kalçaların aynı seansta reimplantasyonlarını önermişlerdir (17, 83).

Total kalça protezinde enfeksiyonun, erken tanınması, enerjik davranılması ile % 13-80 oranında tedavi edilebileceği bildirilmiştir.

d. Tromboembolizm ve Pulmoner Emboli:

Kalça ameliyatlarından sonra profilaksi uygulanmayan hastalarda derin ven trombozu sıklığı % 36-60, pulmoner emboli % 2-16. Fetal pulmoner emboli ise % 2 ile 3,4 arasındadır (39, 55).

✓ Tromboembolizm total kalça protezlerin en yaygın, en şiddetli komplikasyonudur. Cerrahi sonrası ilk 3 ayda olan ölümlerin en yaygın nedenidir.

Tromboembolizm riskini artıran faktörler (97)

- Önceki tromboembolizm epizodu
- Önceki venöz cerrahi ve variköz venler
- Önceki ortopedik operasyonlar
- İleri yaş
- Malignensi
- Konjestif kalp hastalığı ve kronik alt ekstremitte şişliği

- İmmobilizasyon
- Obesite
- Oral kontraseptifler ve hormonlar
- Aşırı kan kaybı ve transfüzyon

Yapılan bir çalışmada ameliyat öncesi hareket azlığı, yaş, hipertansiyon, kan grubu, cerrahi giriş yolu, çimentolu veya çimentosuz protez seçimiyle derin ven trombozu arasında bir ilişkinin olmadığı bildirilmiştir (43, 100).

Deneyisel çalışmalarda köpeklerde akrilik monomerlerin büyük miktarda enjeksiyonunun akciğer parankiminde hemorajik lezyonlara neden olduğu bildirilmektedir (27). Coventry ve arkadaşları çimentolu protezlerde emboli oranının % 2.2 olduğunu bildirmişlerdir (40).

Genellikle trombüs, sıklıkla baldır derin venlerinde ve sonrada uylukta görülür. Pulmoner emboli ise sıklıkla geniş proksimal venlerden kaynaklanır.

Derin ven trombozu gelişme riski cerrahiden sonraki 3 hafta içersinde yüksektir. Sikarski, Hampson ve Staddon derin ven trombozu sıklığını cerrahiden sonraki 4. günde minime indiğini ifade etmişlerdir.

Klinik çalışmalar, derin ven trombozunun genellikle baldır ve uylukta ağrı, yumuşama ile kendini gösterdiğini, Homans belirtisinin (+) olduğunu, bacakta kızarıklık ve şişlik olduğunu, bir miktar ateşin yükseldiğini, nabzın hızlandığını ortaya koymuştur. Bununla birlikte hastaların en az % 50'sinde bu klinik tablo görülmez. Pulmoner embolizmin tanısı ise göğüs kafesinde ağrı, nefes darlığı, sık nefes alma, kalbin hızlı atması, EKG, göğüs grafisi arteriyel kan gazları ve akciğer perfüzyon sintigrafisi ile konur.

Uyluk ve baldır trombozunu tanısında en duyarlı ve spesifik test hala venografi yöntemidir. Bu yöntem pelvik venlerin trombozunu belirlemede güvenli değildir. Doppler ultrasonografi ise femoral trombozu belirlemede venografi kadar doğru sonuç verir. Ancak bu yöntem baldır ve pelvik venlerin trombozunun tanınmasında yardımcı değildir.

Tromboembolizm için profilaksi en iyi metoddur. Bu amaçla bir çok farmakolojik ve nonfarmakolojik ajanlar tanımlanmıştır.

Nonfarmakolojik ajanlara eksternal ardışık hava kompresyonu yapan cihaz ve çoraplar örnek verilebilir.

Farmakolojik ajanlara ise, Aspirin, düşük doz heparin, dekstran, warfarin, düşük molekül ağırlıklı heparin örnek verilebilir.

Aspirinin derin ven trombozundaki etkinliği tartışılmalıdır. Harris günde 2 kez 600 mg aspirin alınmasının total kalça protezinde derin ven trombozunu önlemede etkili olduğunu bildirmiştir. Düşük doz heparin, dekstran, warfarin yan etkileri, etki gücünün yetersizliği, kullanım zorlukları nedeniyle pek tercih edilmemektedir.

Bugün total kalça protezinde postoperatif derin ven tromboz oluşumunu engellemede en yaygın olarak kullanılan ve en etkili yöntem düşük molekül ağırlıklı heparindir. Turpie ve arkadaşları düşük molekül ağırlıklı heparinin derin ven trombüsü sıklığını % 11-51 oranında azalttığını bulmuştur.

Neticede derin ven trombozunu önlemek için hastalar erken mobilize edilmeli, genel durumları hızla düzeltilmeli, her iki alt ekstremitenin aktif egzersizleri yaptırılmalı, nonfarmakolojik veya farmakolojik profilaksi uygulanmalı (Bu gün için düşük moleküler ağırlıklı heparinin kullanımı en uygundur. Ancak bunun kullanımı için uygun hasta seçilmeli ve bu ajanın kanamaya az sebep oluyor dense de, operasyon sonraki normal vakalara göre ortalama 200-300 cc fazla kanama yaptığı unutulmamalıdır) ve hastalar ciddi takip altında olmalıdır.

e. Kırıklar

Total kalça protezi sonrası ve esnasında pubis kolu, asetabulum ve femurda kırık olabilir. Bunlardan en yaygın olanı femoral kırıklardır. Operasyonda kırık, başın disloke edilmesi veya redükte edilmesi esnasında veya femuru oyma esnasında meydana gelebilir. İntraoperatif femoral fraktür en yaygın olarak çimentosuz protezlerde meydana gelir. Sebep press - fit oturmaya sağlamak için femurun aşırı oyulmasıdır. Fitzgerald, Brindley ve Kavanagh çimentosuz primer protezlerde proksimal femurun kırılma oranını % 3.5 bulmuştur. Bu oran revizyon protezlerde % 17.6'dır. Proksimal kırıklar genellikle küçük trokantere uzanan kırıklardır ve sıklıkla da serklaj ile tesbitlenirler.

Mallory, Krause ve Vollen intraoperatif femoral shaft kırıklarını, femur içindeki lokalizasyonlarına göre klasifiye etmişlerdir.

Tip I kırık : Kalkar femorale ile küçük trokanter arasında uzanan kırıktır. Tedavide aşırı kırık oluşumunu önlemek için bölge serklaj teli ile tesbitlenir.

Tip II kırık: Küçük trokanterden protezin tipinin 4 cm proksimaline uzanan kırıklardır. Bu kırıklarda da serklaj ile tesbit yapılır.

Tip III kırık: Protezin 4 cm proksimalinden tipin distaline uzanan kırıklardır. Bu kırık tipinin tedavisi zordur. Bunların tedavisinde bölge plak ve tel yardımıyla tesbitlenir ve kırık olan kemik greftlerle güçlendirilir veya bölgeye uzun stem protez konur. Bunlarda kullanılan plaklar proksimalde stemin üzerine gelen kemik alanda tek korteks tutar ve konulan vidalar steme deşebilir. Bu nedenle çelik protezlerin kullanılmadığı Titanyum, Crom - cobalt protezlerin kullanıldığı alanlarda kullanılan plak ve vidaların çelik olmaması gerekir. Biliyoruz ki, çelik ve bu matellar bir arada pil etkisi yaparak bölgede korozyona, neticede de gevşemeye neden olurlar. Bu nedenle bu tip vakalarda titanyum plak ve vidalar kullanılmaya çalışılmalıdır. Calandruccio femoral komponentin kanalı tam doldurduğu zaman dahi vidaların intrakortikal olarak yerleştirilmesine izin veren diverjan plaklar kullanmışlardır.

Operasyon sonrasında görülen femoral shaft kırıkları ise cerrahiden hemen sonra, aylar veya yıllar sonra meydana gelebilir.

Mc. Elfresh ve Coventry operasyon sonrasında oluşan kırıklarda üç neden ortaya koymuşlardır.

1. Normal bir ekstremitede kırık yapacak travmaya maruz kalma.
2. Protezin tipinin distaline yetersiz sement yerleştirilmesi ve kortikal defektler nedeniyle femoral shafta ulaşan stresler.
3. Cerrahi sonrası ekstremitenin kullanımının artmasına bağlı oluşan kırıklar.

Larsen, Menck diğer bir risk faktörünün kalça etrafındaki yaygın heterotopik kemik olduğunu ifade etmişlerdir. Stem gevşemesi, osteolizis gibi sebepler korteksi zayıflatabilir ve bunlarda geç postoperatif kırığa sebep olur. Postoperatif kırıkların çoğu stemin tipinin yakınında veya hemen proksimalinde olur.

Johansen ve arkadaşları postoperatif dönemde gelişen kırıkları 3 tipe ayırmıştır.

Tip I- Kırık protezin tipinin proksimalinde meydana gelmiştir, distale uzanmaz

Tip II- Kırık protezin distal tipinin altında olur ve shaftın proksimal bölümüne uzanır.

Tip III- Kırık protezin tipinin distalini tamamen kaplar.

Postoperatif dönemde gelişen femoral kırıkların tedavisi zordur. Johansen ve arkadaşları hastaların 2/3'ünde yetersiz sonuç rapor etmiştir. En iyi tedavi bunların oluşmasını engellemektir. Bunun için operasyon esnasında kortikal perforasyonlardan kaçılmalı, uygun protez seçilmeli, uygun zamana kadar ağırlık verilmesi kısıtlanmalıdır.

Postoperatif dönemde oluşan kırıkların tedavisinde kırığın femoral komponente göre lokalizasyonuna, mevcut sistemin hala stabil olup olmamasına, femoral komponentin sementli veya sementsiz olmasına göre belirlenir. Bunlarda tedavideki yaklaşımlar; traksiyon, açık redüksiyon - internal fiksasyon, internal fiksasyonla birlikte veya internal fiksasyonsuz revizyondur. Bu üç tip kırıkta da eğer protezde gevşeme yoksa en iyi tedavi açık redüksiyon - internal fiksasyondur. Burada internal fiksasyonda plaklar ve serklaj telleri kullanılır. Eğer protezde gevşeme varsa ki, sementli Tip II kırıkta, kırıkla beraber çimentoda kırılacağından bunlarda en iyi tedavi internal fiksasyon destekli veya desteksiz revizyon protezi uygulamaktır.

f. Ekstremité Uzunluk Farkı

Total kalça protezinde ideal olan, her iki alt ekstremitenin uzunluğunu eşitlemektir. Ancak bunu başarmak zordur. Bunu sağlamak için preoperatif olarak leze kalça, normal kalçaya göre değerlendirilip, uzunluk farkı ortaya konmalıdır.

Ekstremité uzunluğunu belirlemede femur boynunun kesim düzeyi, asetabuler kapın orjinal asetabulumu konsantrik yerleştirilmesi veya yalancı asetabulumu yerleştirilmesi, boyun-femur shaft açısı, protezin varus veya valgusta konması, başın gerekenden büyük veya küçük konması belirleyici faktörlerdir.

Charnley deneme redüksiyonu yapıldığı zaman alt ekstremitelerin uzunluklarını belirlemek için her iki anterosuperior iliak spinaların karşılaştırılmasını önerir.

Bu hastalarda mevcut fleksiyon, adduksiyon kontraktürünün düzeltilmesi femurun gerçek uzunluğunu sağlayabilir.

3. Geç Komplikasyonlar:

Bunları 6 grupta toplayabiliriz:

a. Geç enfeksiyonlar

b. Protez komponentlerinin aşınma ve gevşemesi (stem başarısızlığı)

- c. Ektopik kemik formasyonu
- d. Trokonerik osteotomi yapılanlarda, trokonterik nonunion
- e. Osteolizis
- f. Kırıklar

a. Geç Enfeksiyonlar iki şekilde ifade edilirler.

1. Geç derin enfeksiyonlar

Operasyon sonrası 3-6 ay ile 24 ay arasında oluşan enfeksiyonlar geç derin enfeksiyon olarak ifade edilirler. Geç derin enfeksiyonların en yaygın sebebi stafilokokkus epidermidis ve stafilokokus piyogenes'dir. Bir hastada operasyondan 6 ay sonra aniden ağrıların başlaması, gevşeme bulgularının ortaya çıkması, radyografik değişiklikler, sinüs veya abse formasyonu, genellikle düşük dereceli ateş, hareket serbestliğinin kaybı, sedimentasyon hızı ve lökosit sayısının yükselmesi geç enfeksiyon belirtileridir. Son yıllarda İsviçre'de yapılan bir çalışmada total kalça protezlerinden sonra 3 yıl boyunca periodik olarak kanda CRP (C-reaktif protein) kantitatif değerlerine bakılmıştır. Bunlarda eritrosit sedimentasyon hızının 30 mm/h'den fazla olması ile birlikte, serumda CRP'nin 20 mEq/L'den fazla olması enfeksiyon hali kabul edilmiştir. Total kalça protezlerinden sonra enfeksiyonun takibinde eritrosit sedimantasyon oranına ilave olarak CRP'nin de bir yeri olduğu bu çalışmayla gösterilmiştir (151).

Daha önce yapılan çalışmaların bazılarında enfeksiyon yüzdelerinin % 0-11 arasında değiştiği gösterilmiştir (79). Çimentosuz ring protezlerinin 5 yıllık sonuçlarını gösteren bir çalışmada enfeksiyon oranı % 0 olarak bildirilmiştir (131).

Geç derin enfeksiyonlarda hareketle ortaya çıkan ağrı en önemli belirtidir.

Bu vakaların tedavisinde tıpkı erken derin enfeksiyonlar gibidir.

2. Geç hematogen enfeksiyonlar

Bunlar 24 aydan sonra görülür.

Bazı hastalarda başlangıçtan 24 ay sonra veya daha geç olarak operatif alanda ağrı başlar, bunlarda kısa bir antibiyotik tedavisinden sonra ateşli hastalığın düzelmesi olayı açıklar. Bunlarda hikayede operasyon sonrası dönemde insizyon alanında belli bir periyotta eksüdasyon sızması tanımlanır. Bu hastalarda olasılıkla gizli yara enfeksiyonu vardır ve

organizma uykudadır. Bunlarda enfeksiyon enfekte odaktan hematogen yolla yayılır. Bu odaklar; enfekte dişin çekimi, solunum yolları enfeksiyonu, genitoüriner sistem kateterizasyonu olup, bunlar enfeksiyonu önlemek için tedavi edilmelidir. Eğer bu geç hematogen enfeksiyon oluşmuşsa tedavi erken derin enfeksiyonda ifade edildiği gibidir.

b. Gevşeme:

İmplantasyonu takiben uzun ya da kısa nekahat döneminden sonra kalça, uyluk ve kasıkta ani ağrıların başlaması, topuğun yerden aktif olarak kaldırılmaması ve daha önceden negatif olan Trendelenburg testinin (+) olması gibi klinik bulgular gevşemenin belirtileridir. Çimentolu protezlerin erken sonuçlarının mükemmel olmasına karşın gevşeme geç dönemde önemli bir komplikasyondur. Protezlerin yanlış, hatalı implantasyonu, travma ve implante komşu dokulardaki enfeksiyonlar gibi nedeni belli faktörlerin yol açtığı gevşeme olayına, bu faktörlerin bulunmadığı başarılı uygulamalarda bile rastlamak mümkündür. aseptik gevşeme adı verilen bu komplikasyonun sorumlusu çimento olarak gösterilmiştir. Basıncılı çimentolama tekniklerinin kullanılması bile çimento içerisinde ve kemikte implant arasında bazı boşlukların kalmasına mani olamamış ve ileride yine gevşeme olmuştur (57). Çimentolu protezlerde bu yüzden enfeksiyonun yokluğunda bile aseptik gevşeme söz konusu olabilmektedir.

Tekniğe uygun olarak uygulanan çimentosuz kalça endoprotezlerini erken sonuçlarında gevşeme bugün için pek önemli bir problem gibi gözükmemektedir. Ancak osteogenezi inhibe eden enfeksiyon, radyasyon, bazı ilaçlar ve implantın hareketi gibi bazı faktörler ara yüzeyde fibrinöskollajenöz skatris dokusu oluşumuna neden olarak ileride gevşemenin bir sebebi olarak protezin geleceğini tehlikeye sokabilirler.

Gevşemenin tedavisinin ise komponentlerinin çıkarılarak değiştirilmesi olduğu kabul edilen bir gerçektir.

c. Ektopik Kemik Formasyonu

Ektopik kemik oluşumu total kalça protezlerinin yaygın bir komplikasyonudur. Literatürde % 0.6-90 arasında değişen sıklıkta görüldüğü bildirilmiştir (25).

Bu vakaların % 1-33'de semptomlar oluşurken, ancak vakaların % 3-10'unda fonksiyon kaybı ve harekette azalma meydana gelmektedir.

Ektopik kemik gelişiminin patogenezi ve etiyojisi bilinmemektedir. Patogeneizde bir çok teori ifade edilmektedir. Etiyojide ise bir çok predispoze faktör belirtilmektedir. Bunlar; seks, ankilozan, spondilit, diffüz iskelet hiperostozisi, insizyonun şekli, protezin sementli ya da sementsiz olması, trokanterik osteotomi, operative travma, enfeksiyon, hematoma, HLA fenotipi v.s.

Ektopik kemik gelişimini önlemede ise çeşitli ajanlar kullanılmaktadır. Bunlar:

1. Nonsteroidantienflematuar ajanlar (indometazin, aspirin, naproxen v.b.)
2. Radyoterapi
3. Difosfanat.

Bunlardan nonsteroidal antienflematuar ilaçların kullanımı yaygın olup, en etkili olanı indometazindir. İndometazin P.O 1.ci gün başlanarak 6 hafta süreyle günde 3x25 mg dozunda kullanılır.

Oluşan heterolojik kemik eğer fonksiyonel yetmezliğe sebep oluyorsa, o takdirde, heterotopik kemiğin olgunlaşması beklenmeli (ki bu 1 senedir) veya sintigrafi ile heterotopik kemiğin olgunluğu ortaya konur. Eğer bu safhaya ulaşmışsa o takdirde heterotopik kemik nazik bir yaklaşımla çıkarılır ve hastaya operasyon sonrası 1inci gün başlamak şartıyla 4-5 veya 10 gün içinde bölünmüş dozlar halinde 1000 veya 2000 rad radyoterapi verilir. İndometazinin bu durumda etkinliği yoktur.

d. Trokanterik nonunion

Primer total kalça protezlerinde trokanterik nonunion % 3-8 arasındadır. Ancak revision cerrahisinde bu artar. Trokanterik nonuniondan kaçınmak için osteotomi ve trokanterin yeniden yerine tesbitinde teknik detaylara dikkat edilmeli, hastada röntgenografik olarak kaynama gözlenene değin aktif abduksiyon egzersizleri ve ağırlık verme ertelenmeli, bu period süresince hastaya brace veya alçı uygulanmalıdır.

Küçük trokanterik fragman, kötü kemik kalitesi, yetersiz fiksasyon, aşırı gerilimle bölgenin yeniden yerine konması, kalçaya uygun radyasyon nonunionun başlıca sebepleridir.

e. Osteolizis

Harris ve arkadaşları 1976'da total kalça protezli hastalarda enfeksiyon gözlenmeksizin sementte gevşeme ile birlikte femurda lokalize aşırı kemik resorpsiyon

alanları rapor etmişlerdir. Coscia ve Lynch'de benzer bulguları membran formasyonu ile birlikte göstermiştir. Bunlarda membran formasyonu; kollagenaz, prostaglandin E2 ve interleukin 1 yapma ve salma kudretine sahip olup bu da kemikte lizise sebep olmaktadır. Son zamanlarda osteolizisin gross gevşeme olmadan ortaya çıkan lokalize bir bulgu olduğu rapor edilmiştir. Bir çok araştırmacı başlangıçta osteolizisi özellikle çimento artıkları ve çimento baskısı ile oluşan bir sement fenomeni olarak tanımlamışlardır. Oysa bu bulgu sementsiz vakalarda da olmaktadır.

İlerleyici osteolizisin tedavisi revizyon cerrahisidir. Beklemek kemik kaybını iyice artırır ve revizyonu zor kılar.

Osteolizis genellikle ince ve fragmente sement mantosu alanlarında veya stemin direk kemik ile kontakta olduğu alanlarda meydana gelir.

12. TOTAL KALÇA PROTEZİNDE POSTOPERATİF BAKIM

Total kalça protezi sonrası rehabilitasyon konusunda universal bir program yoktur. Bununla birlikte hastada ağrı geçene kadar aşırı efor sınırlanır, hastanın hareket ve fonksiyonlarına geri dönmesi için iyi bir rehabilitasyon programına alınır, topallama azaltılır ve tek başına yaşama dönmesi sağlanır.

Postoperatif periodda hasta anestezinin etkisi geçene kadar yaklaşık 15° abduksiyonda tutulur. Bunun için trianguler yastığı kullanabiliriz. Bu yastık yanlardaki şeritleri ile ekstremiteye tesbitlenir, bu tesbitleme esnasında kayışın peroneal sinire basısından kaçınmalıdır.

P.O 1'ci günde;

Yatak ekzersizlerine başlanır. Bunlar derin nefes alma, ayak bileği hareketleri, guadriseps ve gluteal adale isometrik ekzersizlerdir. Düz bacak kaldırma total diz protezi sonrası faydalı olmakla beraber THR sonrası yardımcı değildir. Bu ekzersiz bu hastalarda sıklıkla kasıkta ağrı ile sonuçlanır ve bu ekzersizler erken postoperatif periodda femoral komponent üzerinde istenmeyen rotasyonel streslere neden olur. Ekzersizler hastalara uyanık olduğu dönemde her saatte 5 dakika yapılmalıdır. Diren 24-48 saat'te çıkarılır ve sonra mobilizasyona başlanır.

Postoperative 2. günde;

Hasta yatağın kenarına veya bir sandalyeye oturtulur (yarı uzanmış pozisyonda). Hastanın arkasına bir veya iki yastık koyularak aşırı kalça fleksiyonu önlenir. İlave olarak bir yastıkta uyluk arasına konarak bacakların adduksiyonu ve internal rotasyonda önlenir. Hastanın tam oturur pozisyonda oturtulması hastada rahatsızlığa neden olur ve fleksiyon kontraktürünü artırır. Hastanın oturtulması her gün artırılır ve en sonunda 1,5 saat ile sınırlandırılır. Yürüme talimine genellikle P.O.2'ci gün başlanır. Çok yaşlı hastalarda bunu Walker ile yapmak gerekir. Genç hastaların çoğunda yürüme talimi için bir kaç gün Walker gerekir ve sonra hasta koltuk değneklerine geçer. Hastanın basmasına, hastaya uygulanmış komponentlerin fiksasyonuna, strüktürel kemik greftlerinin kullanılmasına, femurdaki streslerin varlığına ve trokanterik osteotomiye bağlıdır. Eğer komponentler sementli ise hasta tölere edebildiği anda ağırlık vermesine izin verilir. Sementsiz poros kaplı implantlarda P.O. 6-8. haftada hastanın parmak ucuna basmasına izin verilir. Hastalar kendi başına yürüme kabiliyetine ulaştıklarında birisinin gözetiminde banyoya gitmesine, yüksek tuvalete oturabilmesine izin verilir.

Hastalar kalça ekstensiyon egzersizlerine özendirilir, özellikle hastada operasyon öncesi fleksiyon deformitesi varsa hastaların her gün zamanın büyük kısmını supin (sırtüstü) pozisyonda yatarak geçirmesini ve dizinin altına yastık koyması hayal kırıklığı yaratıcıdır ve bu hastanın aleyhinedir.

P. O. 5.ci gün;

Hastalarda prone (yüzüstü) egzersizlerine başlanarak kalça fleksörleri gerilir. Yine bu günde hastaların opere edilmeyen kalça üste gelecek şekilde bacaklar arasına yastık konarak yan yatmasına izin verilir.

Terapistlerin birkaç period hastayla ilgilenip onu bilgilendirmesi, eğitmesi oldukça kıymetlidir ve bu eğitim hasta tek başına yaşayabilecek hale gelene kadar sürmelidir ki, bu durumda hasta elbisesini giyebilmeli, ayakkabısını giymeli, yürüyebilmeli ve günlük aktivitelerini emniyetle yapabilmelidir.

Hastalar, yataktan kalkıp yürüyebildiği, yatağa bağımlılıktan kurtulduğu, yüzeyde yürüyebildiği ve bir kaç merdiven çıkabilmeyi başardığı zaman taburcu edilmelidir. Hasta taburcu edilirken evde yapacağı egzersiz programı verilmeli ve dislokasyonu önleyeceği noktalar anlatılmalıdır.

Hastaların çoğu P.O. 10-12 günde hastaneden taburcu edilirler. Bu süreyi multiple eklem tutulumu, önceki zayıflıkları veya diğer faktörler belirler. Eğer bunlar varsa hastanın rehabilitasyon merkezlerinde eğitilmesi hastalarda daha büyük hızla normal yaşama dönmeyi sağlar.

Cerrahiden sonraki 5. haftada hasta yüksek tuvalette oturmalı, bunun için hastalar eğitilmelidir. Bunun yapılması esnasında hastanın dizleri arasına bir veya 2 yastık konur.

Hastanın duş almasına operasyon alanı iyileşince izin verilir. Küvet içinde banyo yapmaya yalnızca küvet içinde iskemleye oturtularak izin verilir.

Seksüel aktiviteye sırtüstü (supine) pozisyonunda devam edilebilir.

- P.O. 6 hafta sonra yeniden kontrole çağrılarak radyolojik ve klinik olarak gözlenir. Eğer uygulanan prosedür komplike olmayan primer artroplasti ise koltuk değnekleri P.O. 12 - 16 hafta sonunda bırakılır ve hastaya baston (veya cenedyen tipi koltuk değneği) verilerek bunu kullanması istenir. Eğer hastada kemik grefti kullanılmış veya revizyon prosedürü uygulanmışsa koltuk değnekleri 3 - 6 ay veya röntgende kemik greftinin inkorporasyonuna bağlı olarak daha uzun olmak üzere kullanılır.

Kalçanın abduktor kaslarını güçlendirme egzersizleri topallamanın eliminasyonunda yardımcı olur. Hastalardaki germe egzersizlerine hasta tırnak bakımını yapana ve ayakkabılarını giyene kadar devam edilmelidir. Ayakkabı giyerken opere ekstremitte ayak bileği karşı diz üzerine konur.

Hastalar 1,5 - 3 - 6 ay, 1 yıl ve sonra her yıl olmak üzere takip edilir ve her röntgen daha önceki röntgenlerle karşılaştırılarak gevşeme, migrasyon, aşınma ve implant başarısızlığı ortaya konmaya çalışılır. Bunlarda düzenli takip esastır. Çünkü aşınma ve osteolizis klinik semptomlar ve radyolojik olarak görülebilir ve geç kalınması halinde oluşacak zor revizyonun daha erken operasyonla kolay olması sağlanır.

Hastaların çoğu P.O. 6 - 8 haftalarda sedenter uğraşlarına geri dönerler. 3. ayda işlerine geri dönebilirler. (kaldırma ve eğilme sınırlanarak).

Hastalarda sınırlı atletik aktiviteye izin veriyoruz. Yüzme, bisiklet, golf yapabilir. Öte taraftan jogging, raket sporları, ve bunun gibi diğer aktiviteler (ki bunlar tekrarlayan impaksiyon yüklenmelere neden olan aktiviteleden) veya kalçanın aşırı pozisyonlara

gelmesine neden olan eksersizler konusunda hastalar uyarılmalıdır. Çünkü bu eksersizler total kalça protezi başarısızlığına neden olur.

Özet olarak total kalça protezi operasyonu uyguladığımız bir hastaya şu önerilerde bulunmalıyız:

1. Ameliyat olduğunuz kalçanızı öne doğru fazla açmayınız.
2. Alçak sandalyede, sedirde oturmayınız. Kalça ve dizlerinizin otururken aynı seviyede olmasına dikkat ediniz. Evde alçak seviyeli sandalyede veya sedirde otururken altınıza mutlaka bir minder koyunuz.
3. Ameliyattan 8 hafta sonrasına kadar oturup kalkarken ilk olarak ameliyatlı bacağınızı öne doğru uzatınız.
4. Ameliyatlı kalçanızı kullanarak kendi etrafınızda ani olarak dönmeye çalışmayınız. Kendi etrafınıza döneceğiniz zaman küçük adımlar kullanınız.
5. Sırt üstü yatarken dizlerinizin arasına yastık koyunuz.
6. Ameliyatlı kalçanızın üzerinde, bacaklarınızın arasına bir yastık koyarak yatabilirsiniz. Ancak 8 hafta sonra, diğer ameliyat olmayan kalçanızın üzerine yatabilirsiniz.
7. Ancak doktorunuz için verdikten sonra ameliyatlı bacağınız üzerine basabilirsiniz.
8. Sırt üstü yatarken ameliyatlı bacağınızın pozisyonuna dikkat edin. Başparmak ve dizkapığınız tavana doğru bakar olsun.
9. Ameliyattan 8 hafta sonrasına kadar alafranga tuvalet kullanınız.
10. Ameliyattan 9 hafta sonrasına kadar ayakta durmamanız. Çünkü bu şekilde ayağınıza gereğinden fazla yük bindirmiş olursunuz.
11. En az 8 hafta bacak bacak üstüne atmayınız.
12. Doktorunuz tarafından size tarif edilen tüm hareketleri fazlasıyla yapınız. Bu hareketler bacağınızı kuvvetlendirecek ve yürümenizi geliştirecektir.
13. Yatakta dönerken, ameliyatlı tarafınıza doğru dönünüz.
14. Otururken dizlerinizi ayırınız. Başparmağınıza ulaşmaya çalışmayınız.
15. Taburcu olduktan sonra zıplamayın, koşmayın ve çömelmeyin.
16. Merdivenleri çıkarken önce sağlam bacak; merdivenleri inerken önce ameliyatlı bacağınızı atmayı unutmayın.
17. Namazınızı sandalyede kılınız.
18. Binek hayvanlarına binmeyiniz.
19. Traktör gibi sarsıntılı araçlara binmeyiniz.

20. Ağaca çıkmayınız.
21. Ağır yük taşımayınız, ağır iş yapmayınız.
22. Bağdaş kurarak oturmayınız, yemeğinizi masada yeyiniz.

13. ÇİMENTOSUZ TOTAL KALÇA ENDOPROTEZLERİNDE KALÇA SKORLAMA SİSTEMLERİ

Literatürde en çok kullanılan kalça değerlendirme sistemleri Harris, Modifiye Harris, Mayo, Merle d'Aubigne Postel ve Pelliccini değerlendirme sistemleridir (72, 74). Çalışmamızda klinik değerlendirmelerde Modifiye Harris kalça değerlendirme skoru kullanılmıştır (72).

Harris değerlendirme sisteminde, 100 puan üzerinden ağrıya (0-45) puan, yürüme, merdiven çıkma, aksama gibi fonksiyonlara (0-45) puan, deformiteye (0-2) puan, kalça hareketlerine ise (0-8) puan verilmiştir. Bu sistemin ayrıntılı skorlaması Tablo 2'de verilmiştir.

Harris kalça skorlamasında kalça hareket açıklığı hesaplanması Tablo 3'de verilmiştir. Kesin rom skorunu hesaplamak için anatomik hareket rom derecesi ile karşısında bulunan indeks çarpım faktörü çarpılarak maksimum muhtemel skor elde edilir, maksimum muhtemel skorlar toplamı 0.08 ile çarpılarakta toplam kalça hareket skoru elde edilir.

Ör: Fleksiyonu 45°, abduksiyonu 15°, adduksiyonu 15°, ekstensiyonda dış rotasyon 25°, iç rotasyon 10° olan bir hastanın kalça hareket açıklığı:

$$(45+12+3+3+1) \times 0.08 = 5.12 \text{ puan olarak bulunur.}$$

Harris kalça sisteminin yorumlanması tablo 4'de gösterilmiştir.

Modifiye Harris değerlendirme sisteminde ise, 100 puan üzerinden ağrıya (0-44) puan, yürüme, merdiven çıkma, aksama vb. fonksiyonlara (0-47) puan, deformiteye (0-4) puan ve kalça hareketlerine (0-5) puan verilmiştir (Tablo 5).

Mayo kalça skorunda klinik değerlendirmeler için 80 puan, radyolojik değerlendirme için 20 puan verilmiştir. Fakat burada kalça hareketlerinin ölçümü planlanmaya dahil edilmemiştir. Radyolojik değerlendirmesi ise çimentolu protezlere özgüdür. Bu sistemde

linik değerlendirme için toplam 80 puan üzerinden ağrıya (0-40) puan, değişik mesafeler yürüyebilme kapasitesini gösteren fonksiyon için (0-20), araba kullanma, ayak bakımı, topallama, merdiven inip çıkma gibi 4 parametrenin her biri için 5 puan verilmiştir.

Merle d'Aubigne Postel kalça skrlama sistemine göre ağrı, kalça hareket açıklığı ve yürüme yeteneğinin herbirine 6 puan verilmiştir. Kalçalar klinik olarak çok iyi, iyi, orta, kötü olarak değerlendirilmişlerdir. Bu sistemde radyoljik değerlendirme puanlamaya alınmamıştır.

Tablo 2: HARRIS KALÇA SKORLAMA SİSTEMİ

SEMPATOM	KATEGORİ	SKOR
A. AĞRI		
	1. Hiç yok	45
	2. Hafif veya nadiren	40
	3. Orta, tolere edilebilen	20
	4. Belirgin, ciddi kısıtlılık	10
	5. Tam hareketsizlik	0
B. FONKSİYON		
* TOPALLAMA	1. Hiç yok	11
	2. Hafif	8
	3. Ciddi	3
	4. Hiç yürüyemeyen	0
* DESTEK	1. Yok	11
	2. Baston (uzun yürüyüşte)	8
	3. Daima baston	6
	4. Koltuk değneği	4
	5. Çift baston	2
	6. İki koltuk değneği	0
	7. Yürüyememe	0
C. YÜRÜME MESAFESİ		
	1. Sınırsız	10
	2. Alt blok	8
	3. İki-yedi blok	6
	4. Sadece içeride	2
	5. Yatak ve sandalye	0
D. MERDİVEN ÇIKMA		
	1. Normal	4
	2. Trabzana tutunarak	2
	3. Bazı metotla yürüyebilme	1
	4. Yürüyememek	0
E. OTURMA		
	1. Herhangi bir sandalyede 1 saat	4
	2. Yüksek sandalyede 0.5 saat	2
	3. Hiçbir sandalyede 0.3 saat oturamama	0
F. ÇORAPGIYME-AYAKKABI BAĞLAMA		
	1. Kolaylıkla	4
	2. Zorlukla	2
	3. Yapamama	0
G. ARABA SÜRME		
	1. Sürebilme	1
	2. Sürememe	0
H. DEFORMİTE YOKLUĞU		
	1. Fonksiyonel bozukluk olmadan	2
	2. Fonksiyonel bozukluk ile birlikte	0
I. KALÇA HAREKET AÇIKLIĞI		8

Tablo 3: Kalça hareket açıklığı (rom) skorlarının hesaplanma metodu

(Her Rom için maksimum 8 puan)

ANATOMİK HAREKET	ROM DERECESİ	İNDEKS ÇARPIM FAKTÖRÜ	MAKSİMUM MUHTEMEL SKOR
Fleksiyon	0-45	1.0	45
	45-90	0.6	27
	90-100	0.3	6
			Subtotal=78
Abduksiyon	0-15	0.8	12
	15-30	0.2	3
			Subtotal=15
Adduksiyon	0-15	0.2	3
Ekstansiyonda:			
Dış rotasyon	0-15	.2	3
İç rotasyon	0-10	0.1	1
TOPLAM MUHTEMEL SKOR 100x0.08			
Son skor için uygun puan	= 8.0		Toplam: 100

Harris kalça değerlendirme sisteminin yorumlanması Tablo 4'de özetlenmiştir.

Tablo 4: Harris Kalça Değerlendirme Sisteminin Yorumlanması

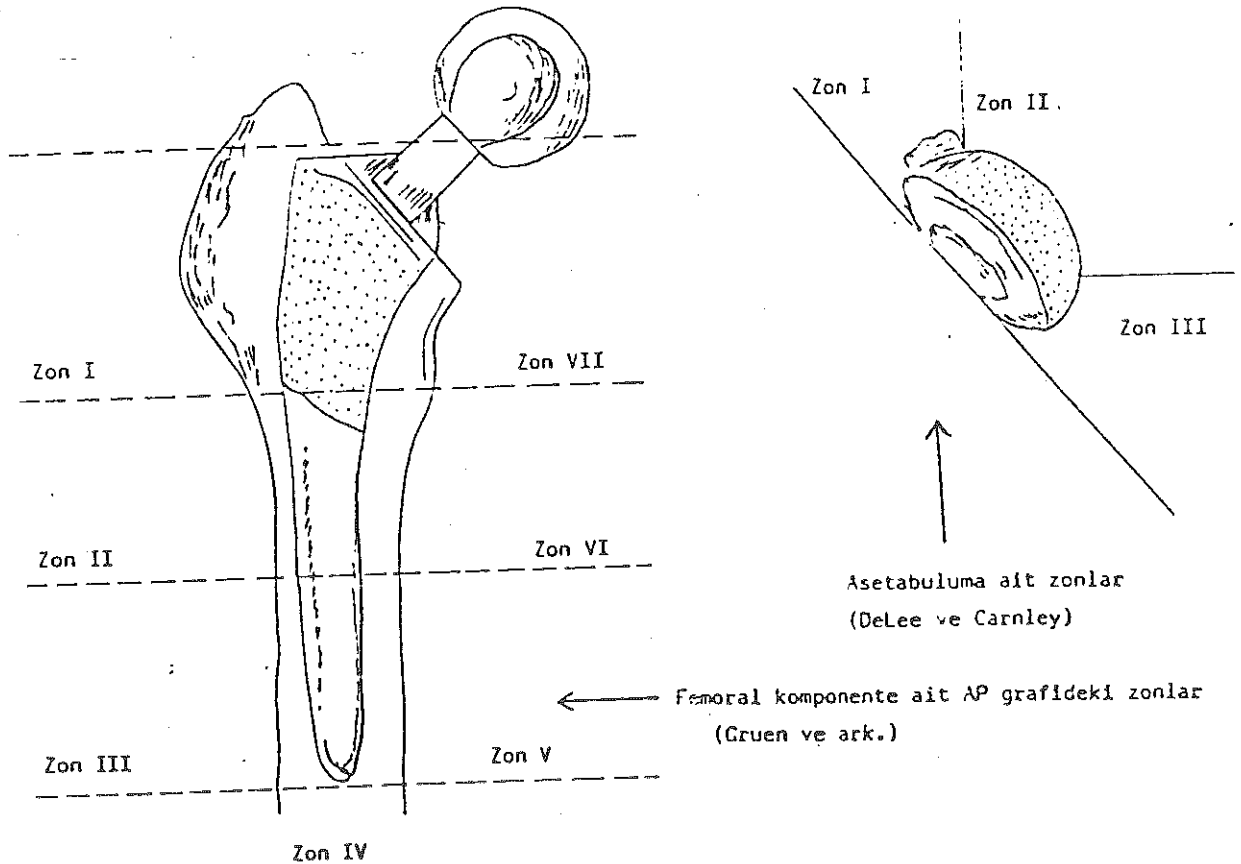
TOPLAM PUAN	YORUM
90-100	Çok iyi
80-89	İyi
70-79	Orta
69'dan az	Kötü

Pellicci kalça değerlendirme sisteminde, toplam 60 puan üzerinden değerlendirme yapılmaktadır. Burada ağrıya 10, yürüme yeteneğine 10 günlük olağan fonksiyonlarına 10, hareket ve kas gücüne 10, radyolojik değerlendirmeye 20 pan verilmiştir. Buradaki radyolojik değerlendirme çimentolu protezler içindir.

Tablo 5: MODİFİYE HARRIS KALÇA SKORLAMA SİSTEMİ

SEMPATOM		44
A. AĞRI	1. Hiç yok	40
	2. Hafif veya nadiren	30
	3. Orta, tolere edilebilen	
	4. Güçlü analjezik gerektiren, bir miktar sınırlamaya neden olan	20
	5. Belirgin, ciddi kısıtlama	10
	6. Tam hareketsizlik	0
B. FONKSİYON		11
* TOPALLAMA	1. Yok	8
	2. Hafif	5
	3. Orta	0
	4. Ciddi	0
	5. Yürüyememe	0
* DESTEK	1. Yok	11
	2. uzun yürüyüşlerde baston	7
	3. Çoğunlukla baston	5
	4. Bir koltuk değneği	4
	5. İki baston	2
	6. İki koltuk değneği	0
	7. Yürüyememe	0
* MERDİVEN ÇIKMA		4
	1. Normal	2
	2. Kenara tutanarak	1
	3. Zorlanarak	0
	4. Çıkamama	0
* AYAKKABI VE ÇORAP GİYME		4
	1. Kolayca giyiyor	2
	2. Zorlukla giyiyor	0
	3. Giyemiyor	0
* OTURMA		
	1. Hehangi bir sandalyede 1 saat rahatlıkla oturabiliyor	5
	2. Yüksek sandalyede yarım saat rahatlıkla oturabiliyor	3
	3. Herhangi bir sandalyede yarım saat rahat oturamıyor	0
* YÜRÜME MESAFESİ		11
	Sınırsız	8
	6 blok	5
	2-3 blok	0
	Yatağa bağımlı	0
* UMUMA AÇIK YERLERE		1
	Girebilme	0
	Girememe	0
C. DEFORMİTE		
	1. 30°den fazla fikse fleksiyon kontraktürü yok	1
	2. 10°den fazla fikse adduksiyon kontraktürü yok	1
	3. Ekstensiyondayken 10°den fazla fikse internal rotasyon deformitesi yok	1
	4. 3.2 cm den fazla uzunluk farkı yok	1
D. HAREKET SINIRLARI	Buradaki hareket sınırları Harris skorunda ifade edilenle aynı ancak burada toplam muhtemel skor 0.08 yerine 0.05 ile çarpılacak. Çünkü burada hareket için toplam 5 puan veriliyor.	

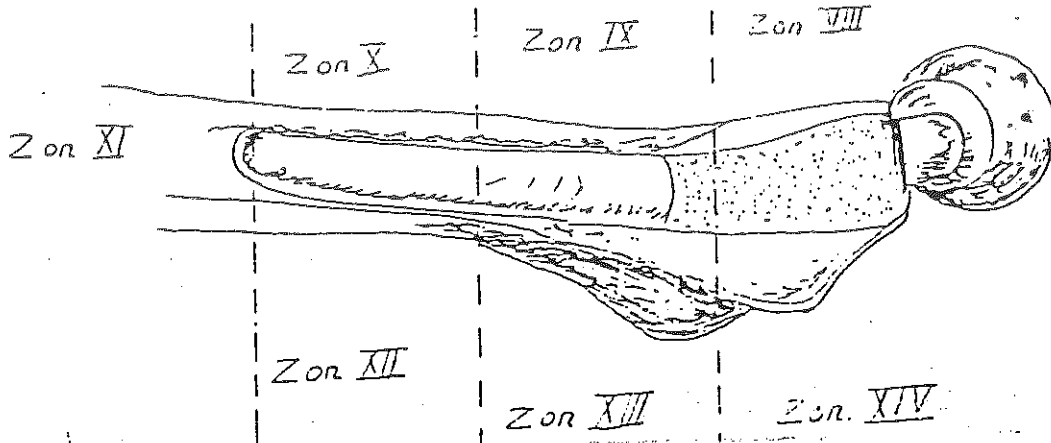
Yukarıda başlıcaları hakkında bilgi verilen kalça değerlendirme sistemlerinde, radyolojik değerlendirmenin hiç olmaması veya çimentolu protezler için düzeltilmiş olması nedeni ile ortaya çıkan eksikliği gidemek için, Amerikan Kalça Cemiyeti önderliğinde SICOT, HIP SOCIETY ve AOOS'nin birlikte geliştirdikleri yeni ortak skorlama sisteminde, çimentosuz protezler için radyolojik değerlendirme sistemi ortaya konmuştur (89). Çimentosuz protezlerin radyolojik değerlendirmesinin asetabulumuna ait bölümünde komponent migrasyonu, kalçanın rotasyon merkezinin lokalizasyonu, protez-kemik arasındaki radyolusent hat ölçümü, vidalar arasındaki radyolusent hat, vidaların gevşemesi, kırılması, porların dökülmesi, asetabulumuna ait yuvanın aşınması, komponentin pozisyonu kaydedilir. Femoral komponent için de sapın migrasyonu, porlu yüzeyin durumu, sapın durumu, sap ile kemik arasındaki radyolusent çizgilerin kalınlığı, kalkar rezorbsiyonu, shaftın hipertrofi veya rezorbsiyonu, yoğunluk değişiklikleri, ektopik ossifikasyon, sapın pozisyonu, trokanter major'un osteotomize edilip edilmeyişi kaydedilir. Tablo 5'de bu skorlama formu verilmiştir. Kalça Cemiyeti yaptığı çalışmada radyolojik değerlendirmede De Lee ve Charnley tarafından asetabulum için belirlenen 3 zon'un, femoral tarafta ise AP ve Lateral grafilerde Gruen ve ark.'nın belirttiği 14 zonun kullanılmasını önermiştir (Şekil 38, 39).



Şekil : 38. Femoral ve asetabuler komponente ait zonlar

Tablo 6: ÇİMENTOSUZ POTEZLERDE RADYOLOJİK DEĞERLENDİRME

ASETABULUM	FEMUR	
Komponentin migrasyonu (ölçüm göz damlası ile ilişkili olmalıdır.)	Kökün migrasyonu Varus-Valgus	Boynun medial kısmının Rezorbsiyonu (kalkar)
-Hayır	-Hayır	-Hayır
- Evet	- Evet	- Evet
Superior (mm)	- Varus	Boy kaybı -mm
Medial (mm)	- Valgus	Kalınlık kaybı - mm
Gözdamlası ile ilişkili kalçanın rotasyonunun merkezinin tespiti	Subsidence	Şaft rezorbsiyonu veya hipertrofisi hipertrofisi
Superior (mm)	- Hayır	- Hayır
Lateral (mm)	- Evet (mm)	Rezorbsiyon (-Zonlar)
Protez-Kemik radyolusensi (De lee ve Charnley)	Poröz kaplama	Hipertrofi (-Zonlar)
- Hayır	- İntakt	Yoğunluk değişikliği
- Evet	- Dislodged	- Hayır
Maksimum genişlik	- Progresif kayıp	Yama tipi kayıp
Zon 1: (mm)	- Uygulanmaz	Uniform kayıp
Zon 2: (mm)	Kök	Artmış trabeküler kemik (- Zonlar)
Zon 3: (mm)	- İntakt	Endosteal kaviteasyon
Devamlı	- Bel vermiş	- Hayır
- Hayır	- Kırılmış	- Evet
- Evet	Protez - Kemik radyolusensi	Zonlar : - - - - -
Maks. genişlik mm	AP radyografi	Uzunluk : -mm
	- Hayır	Genişlik: -mm
	- Evet	Ektopik kemikleşme
	Maks. gen.	
Vidalar çevresi radyolusens	Zon 1: -mm	- Brooker I (yok)
- Evet	Zon 2: -mm	- Brooker II (hafif)
- Hayır	Zon 3: -mm	- Brooker III (orta)
- Uygulanmamış	Zon 4: -mm	- Brooker IV (ciddi)
Vidaların kırılması	Zon 5: -mm	Kökün pozisyonu
- Evet	Zon 6: -mm	- Nötral
- Hayır	Zon 7: -mm	- Varus
- Uygulanmamış	Lateral grafi	- Valgus
Poröz kaplama	- Hayır	Trokanter major
- İntakt	- Evet	- Osteotomize değil
- Dislodge	Maks. gen.	- Osteotomize
- Progresif kayıp	Zon 8: -mm	- İyileşmiş
- Uygulanmamış	Zon 9: -mm	- İyileşmemiş
Soketin Wear'ı (mm)	Zon 10: -mm	- Yerinde değil
Komponentin pozisyonu	Zon 11: -mm	- Yerinde
Abduksiyon	Zon 12: -mm	
Kabın versiyonu	Zon 13: -mm	
Retroversiyon	Zon 14: -mm	
- Nötral		
Anteversiyon		



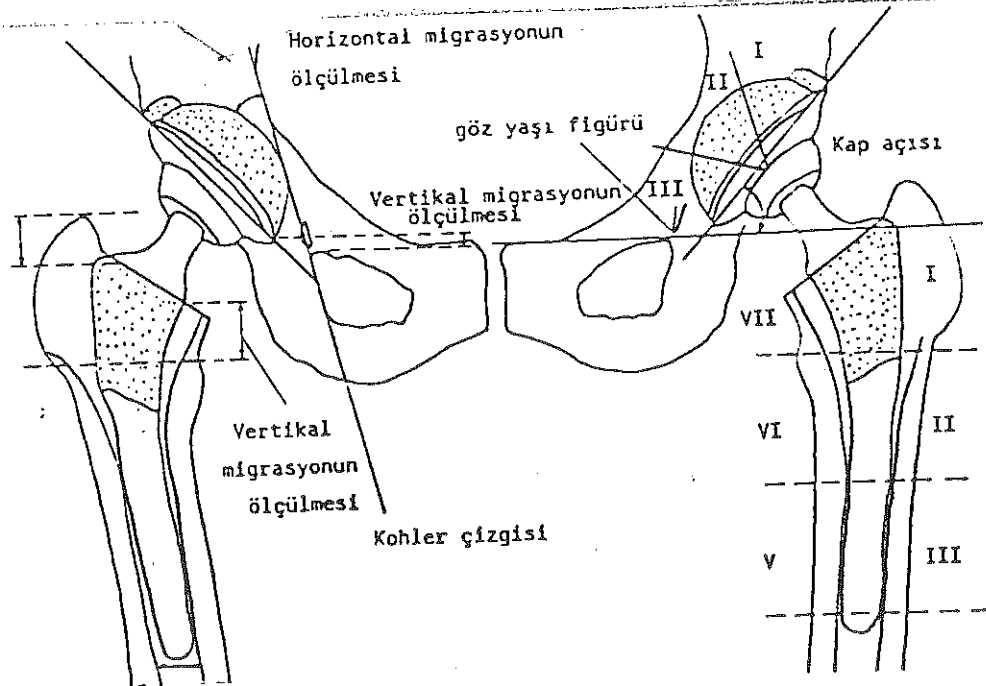
Şekil 39. Lateral grafide femoral komponente ait zonlar

Bu sisteme uygun olarak femoral komponentin vertikal hareketini değerlendirmek için 1m'den çekilen AP grafilerde, protezin porlu superomedial köşesi ile trokanter minor'un bittiği üst sınırı saptanamaz ise trokanter major'un tepesi ile protezin superolateral köşesi arasındaki uzaklık ölçülür. Bu mesafenin vertikal yönde 5 mm veya daha fazla değişiklik protezin vertikal migrasyonunu gösterir (Şekil 40, (19)).

Asetabuler komponentin ise vertikal, horizontal veya her iki yöne yer değiştirmesi sisteme uygun olarak şöyle değerlendirilir:

1. Vertikal yönde yer değiştirme: Asetabuler kabın alt köşesi ile aynı taraf göz yaşı figürünün alt kenarı arasındaki mesafenin değişmesi,
2. Horizontal yönde yer değiştirme: Köhler çizgisi ile asetabuler kabın merkezi arasındaki mesafenin değişmesi ölçülür (19).

Bu mesafelerin birinde veya her ikisinde 2 mm'den daha fazla bir artuş asetabuler gevşeme olarak değerlendirilir (Şekil 40).



Şekil 40. Her iki kalçanın AP grafideki ölçümleri

MATERYAL VE METOD

Bu çalışmada Ağustos 1991 ve Kasım 1995 yılları arasında SSK Ankara Hastanesi 2. Ortopedi ve Travmatoloji Kliniğinde değişik nedenlere bağlı olarak koksartroz tanısı konmuş 57 hastanın 60 kalçasına çimentosuz primer total kalça protezi ameliyatı uygulanmıştır. Çalışmamızda takip süreleri gözönüne alınarak 53 hastanın 56 kalçası değerlendirilmiştir.

Tüm olgularımızın preoperatif rutin fizik ve ortopedik muayeneleri, rutin laboratuvar ve radyolojik değerlendirmeleri yapıldı. Hastaların öz ve soygeçmiş öyküleri incelendi.

Hastalara çimentosuz total kalça protezi endikasyonu koyarken yaş, femur proksimalinin kortikal kemik yapısının durumu, osteoporoz, kalçadaki dejenerasyonun etyolojik nedeni gözönüne aldığımız parametrelerdir.

Hastalarda osteoporoz derecesi singh indeksine göre değerlendirilmiştir. Femur proksimalinin kortikal kemik yapısının durumu ise morfolojik kortikal indekse göre hesaplanmıştır.

Ameliyat önesi her iki kalçanın AP ve lateral grafileri standart tekniğe uygun olarak 1m'den çekildi. Çekilen AP grafilerde kullanılacak protezin büyüklüğü şablon ile ölçülerek tespit edilmiştir.

Olgularımızın 41 kalçası hasta tam yan yatar pozisyonunda ve ön-arka desteklerle masaya tam olarak tasbit edilir vaziyette posterolateral insizyonla opere edildi. 15 kalçası ise supine veya yan yatar pozisyonunda lateral insizyonla opere edildi. Femur ve asetabulumun ekspoju, genel bilgiler bölümünde açıklandığı şekilde sağlandıktan sonra önce asetabulum hazırlanmıştır. Asetabulumun oyulması subkondral kemiğe kadar en küçük oyucudan başlayıp giderek artan boylarda oyucu ile (reamer) yapılmıştır. Burada oyma işleminde ilk oyucu ile asetabulum santral olarak derinliğine oymaya çalışıldı. Takibeden oyucularda asetabulumun inklınasyon ve anteversiyonuna uygun oyma yapılarak işleme devam edildi.

Vakalarımızda genel olarak en son kullandığımız oyucu boyundaki asetabuler komponenti kullandık. Burada başlangıç yerleştirme mutlaka doğru olarak yapılmalıdır. Eğer metal bek uygun konulmaz ve bir defada vida ile tesbitlenmişse o takdirde

değiştirilmesi halinde bölgede kemiksel bloğun yetersiz kalmasına ve stabil primer fiksasyonun bozulmasına neden olacaktır.

Kliniğimizde opere ettiğimiz vakalarda Omnifit PSL asetabuler kap, Omniflex AD titanyum kemer kaplı stemler ve Omniflex H.A. stemler (Osteonics) ile Harris / Galante poros asetabuler kap ve Zimmer Anatomik femoral stem kullanıldı.

Omnifit PSL Asetabuler Kap:

Omnifit PSL asetabuler kapın dizaynı iki geometrik kürenin kombinasyonu şeklindedir. Bu kürelerden biri dıştaki metal bek, diğeri ise içteki yüksek moleküler ağırlıklı polietilen inserttir. Kapın küre dizaynı, kapın periferine gelen makaslama ve ileri derecedeki kompresive güçlerin yönünü değiştirerek stabilite sağlar. Bu sistemin çimentolu uygulama için ayrı, perss-fit uygulama için ayrı bir dizaynı vardır.

Press-fit uygulanan Omnifit PSL kap, hazırlanan asetabulum periferi içine 1 mm girmesine izin verecek şekilde dizayn edilmiştir. Bu kaplar hazırlanan asetabulumun kenarlarının dış çapından hafif büyüktür.

PSL kapın periferel kenar geometrisi, bölgeye gelen yüklerin asetabuler kemikte uygun dağılımını sağlar, iliumun dens kemiği içinde dağılan ve medial asetabuler duvara direk yüklenmelerin azalması, kapın protrusion riskini azaltır.

Omnifit PSL asetabuler kapın metal bek kısmı saf titanyumdan oluşan, üzerinde yine titanyum boncukların olduğu mikroporosite gösteren bir yapı arzeder. Bunlar 2 mm artarak büyürler ve 40-72 mm arasında değişen büyüklüklere sahiptirler.

Insert kısmı ise yüksek moleküler ağırlıklı polietilenden (UHMWPE) yapılmıştır. Bunların 10° ve 20° lipli (dudaklı) şekilleri vardır. Bunların da her birinin 22, 26, 28, 32 mm'lik başlara uygun şekilleri mevcuttur.

22 mm baş için; 40 mm, 42-44 mm, 46-48 mm, 50-52 mm, 54-56 mm, 58-60 mm ve 62-64-66-68-70-72 mm'lik şekilleri vardır. Burada 46 ve 48 mm'lik asetabuler metal bekler için bu iki bekte kullanılabilen 46-48 mm'lik tek insert vardır veya 62, 64, 66, 68, 70, 72 mm'lik herbir metal bek için bunların hepsinde kullanılabilen 62-72 mm'lik tek insert söz konusudur.

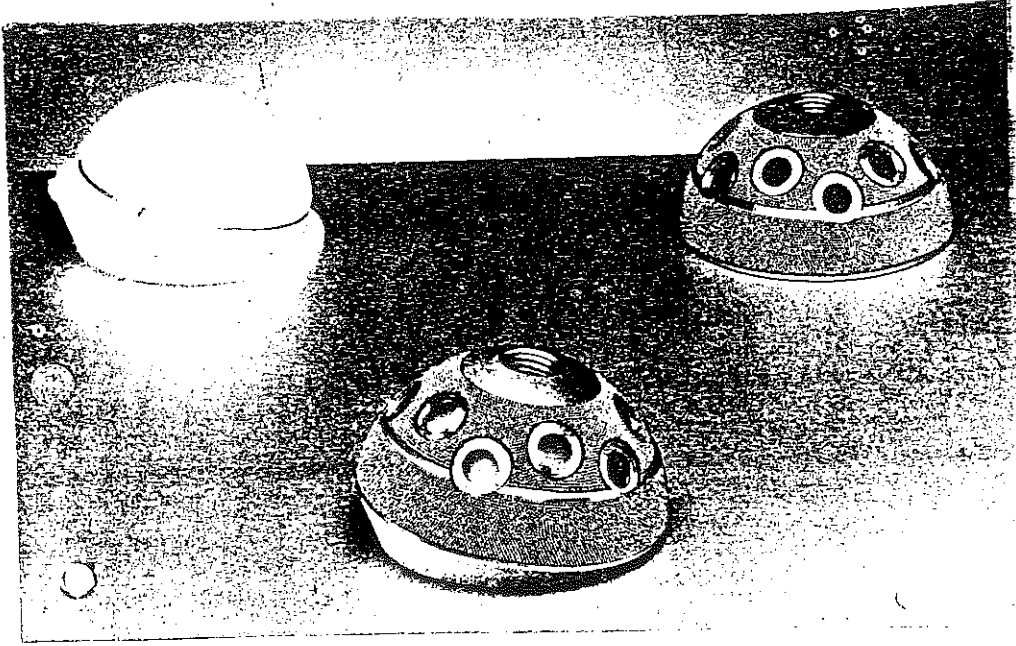
26 mm baş için insertler tıpkı 22 mm'deki gibidir.

28 ve 32 mm'lik başlarda ise en küçük insert 46-48 mm şeklinde başlar ve yukardaki gibi 72 mm'ye kadar gider.

Bu insertler metal bek içine, yapılarında bulunan dairesel tel sayesinde kitlenerek oturur, bu nedenle çıkarılması imkansızdır. Bunun çıkarılması için metal bekin fiksasyonunu bozmak gerekir. Çünkü metal bekin fiksasyonu bozulmaksızın bu insert metal bekten çıkmaz.

Set içinde bulunan omnifit deneme kaplar, hazırlanan asetabuler ölçü, yüzey, uygunluğu ve kalça mekanizması durumunun gözlenmesini sağlar. Yine bu deneme kaplar ile eklem stabilite yetersizliği belirlenir ve kap açıları çeşitli pozisyonlara getirilerek optimal eklem stabilitesi sağlanır.

Omnifit PSL metal bekin 55° inklinasyon açısıyla yerleştirilmesi önerilir. Bu durumda anatomik oryantasyon ve stabilite sağlandığı ifade edilir.



Şekil 41. Omnifit PSL. (Kup ve İnsert)

Omniflex Femoral Stemler:

Bu stemler normal yüzeyli titanyum alaşım şeklinde veya proksimalde titanyum boncuk kaplamalı titanyum alaşım şeklindedir. Bunlar düz (straight) stemlerdir. Stem shaftın ortasından itibaren proksimale uygun bir biçimde, kesit alanı çapı düşürülerek yapılmıştır. Bu durum proteze fleksibilite sağlar ve proksimal yüklenmeleri kemiğe transfer eder.

Modüler dizayndaki Omniflex sistemin artan ölçülerdeki boylarının proksimal ve distal segmentlerinin birbirinden bağımsız olarak kanalı koldurmasına göre seçme özgürlüğü önemli bir özelliktir. Modüler distal stem tiplerin distal kanala uygun olanı seçilir ve bölgeye tam oturtulur. Bu sayede stem distale tam oturur. Bu durum kemiğin proksimalde steme direnci ve mikro harekete direnci için gereklidir. Bu tip stemler aksiyal yüklenmenin transferini elimine eder, proksimale gelen yüklerin transferini cesaretle artırır.

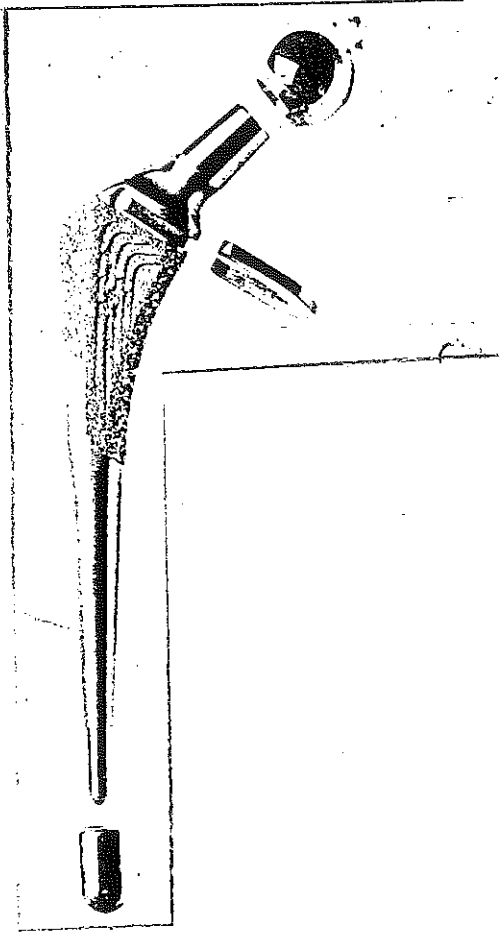
Omniflex sistemde kullanılan enstrümanlar stemin kolay ve tam oturması, femoral kanalın konturlarına tam uymasını sağlar. Bu sistemdeki aksiyal oyucular kortikal kemiğin şekillenmesini sağlayarak stemin proksimal bölgeye tam oturmasını sağlar. Kanalin hazırlanması esnasında oyucuların aksiyal alıgımtı stemin kanala nötral pozisyonunda, tam sentral olarak yerleştirilmesinde önemlidir.

Bu sistemde kullanılan silindirik oyucular distal kanalın hazırlanması ve stemin modüler distal tipi ile birlikte bu distal alana tam oturmasını sağlar. Femoral raspalar (broach) ise stemin asimetrik geometrisine proksimal femur konturlarını uydurarak stemin kemik içine tam oturmasını sağlar. Bu raspanın üzerindeki çıkıntılı alanlar oyma esnasında raspanın (broach) spongios veya kortikal kemiğe oturmasını sağlar. Raspanın bu çıkıntılı yapısı bölgenin uygun oyulmasına ve uygun düzeyde tam olarak oturmasına izin verir ki, sementsiz uygulamalarda tam oturmayı sağlamak için stemin olukları düzeyinde uygun kansellöz kemik olmalıdır. Bunu da raspa (broach) sağlar. Modüler dizayndaki raspalarda, üzerindeki çıkıntıya takılan kalkar düzleştirici ile boyun düzleştirilir. Bu kalkar düzleştirici (Calcar planer) boynun doğru rezeksiyon düzeyini ve açısını sağlar. Bu sistemde stemler 6'dan başlayıp 14'e kadar 1'er artarak gider. Biz kliniğimizde omniflex stemlerden sıklıkla Omniflex AD titanyum deposit kaplı femoral stem serilerini kullandık.

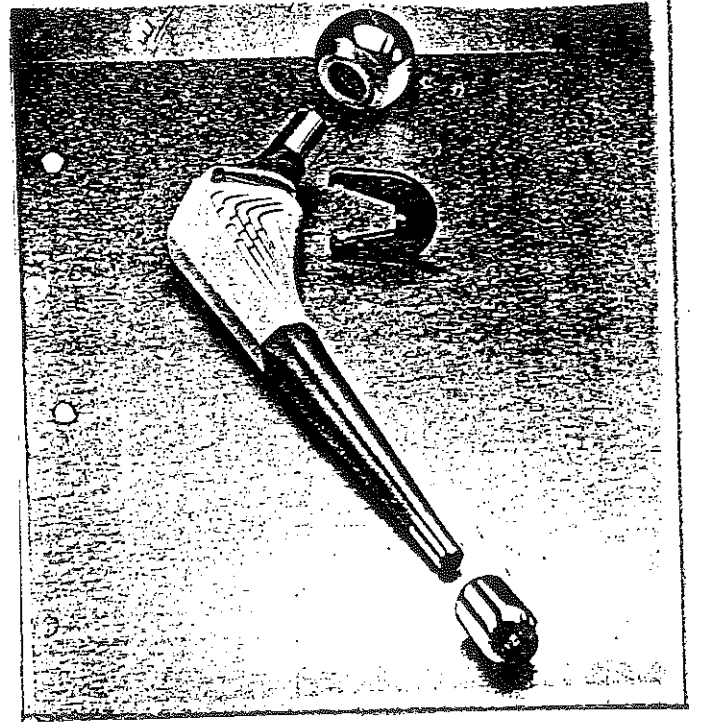
Bu stemin özellikleri sonuç olarak şöyle ifade edilebilir. Bunlarda titanyum dapozi kaplama yani poros kaplama makroporozite yüzey şeklindedir. Bu stemin gücüne zarar vermeksizin sağlanmıştır. Proksimal poros kaplama sayesinde stemin rotasyonel stabilitesi ve stem içine kemik büyümesi sağlanmaktadır. Stem anterior ve posterior yüzeyinin femurun yapısına uygun olması sayesinde stemin anteroposterior yüzeylerinin mekanik makro kilitlemesini sağlar. Sitemin bu şekli dairesel ve makaslama streslerine, kompresive streslerden daha fazla uyum sağlar. Stem bu dizaynı yüklenmelerin transferinde de rol oynar. Yine stemin medial migrasyonuna ve çökmesine engel olur. Stem dizaynı sayesinde femur proksimaline uygun yerleşmesi, stem gevşemesi ve titanyum kaplı yüzeylerin kırılmasına sebep olan stresleri azaltır ve rotasyona engel olur.

Omniflex HA Femoral Stem: Titanyum alaşımdan yapılmıştır. Proksimalde hidroksilapatit kaplıdır. Bu sayede steme iyi bir kemik büyümesi sağlanır. Bunun dışındaki özellikleri bir önce ifade edildiği gibi femoral stemle aynıdır. Bu sistemde stem boyları 4'ten başlar 14'te sonlanır.

Bu stemde 4-5-6 stem küçük (small), 7-8-9-10-11 stem normal (standart), 12-13-14 stem geniş (large) olarak ifade edilir.



Şekil 42. Omniflex AD femoral stem



Şekil 43. Omniflex HA femoral stem

C Taper (Biçiminde) Femoral Baş

Bu baş omniflex AD titanyum kaplı stemler ile, omniflex H.A. stemlere uygun baştır. Bunlar nitrojen iyonları ile implante edilen kobalt - krom alaşımdan yapılmıştır. Bu başlar 22, 26, 28, 32 mm çapında olup bunlarında boyun uzunlukları 22 mm başta +0, +5, 26-28 mm başta +0, +5, +10, 32 mm çapta +0, +5, +10, -5 şeklindedir. Bunlardan -5 baş yalnızca 32 mm başta olup bu da yalnızca boyun uzunluğu 35 ve daha ileri olan 9-14 stemlerde kullanılır.

Stem Boyun Uzunlukları:

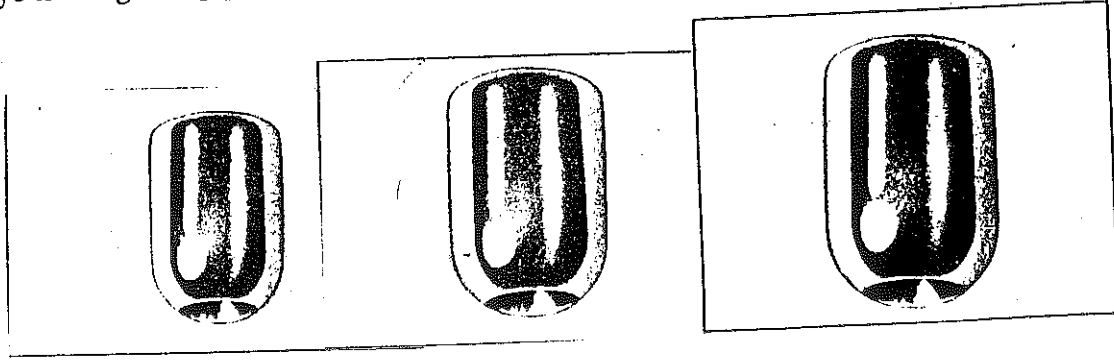
Omniflex AD sistemde 6 nolu stemin boyun uzunluğu 25 mm, 7-8 stemin 30 mm boyunda 9-10 stemin 35 mm, 11-12-13-14 stemi 40 mm'dir.

Omniflex H.A. stemde 4-5-6 stemin boyun uzunluğu 25 mm olup değerleri yukarıdaki gibidir.

Bu iki sistemdede denemelerde boyun ve stem ayrı ayrı iken, orjinal protezde stem ve boyun bir bütündür.

Omniflex Stem Distel Tipleri:

Krom-Kobalt alaşımdan yapılmıştır. Bu distal tiplerin küçük (small), orta (standart), geniş (large) stemler için ayrı ayrı boylar vardır. Yani; 4-5-6 stemler için 8 mm den başlayan ve 15 mm'ye kadar giden çaplarda distal tip; 7-8-9-10-11 stemler için 10 mm'den başlayan 21mm'ye kadar giden çaplarda distal tip, 12-13-14 stemler için 14 mm'den başlayan 25 mm ye kadar giden çaplarda distal tipler vardır. Bunların hepsinde destal tip birer birer büyür.



Şekil : 44. Omniflex stem distal tipleri.

Omniflex Boyunluk (Callor):

Bu sistemde modüler stem boyunlukları çeşitli ebatlarda olup, intraoperatif olarak stemin yerleştirilmesini takiben daha iyi boyun-kalkar kontağı sağlamak için steme boyun kısmında yerleştirilebilir ki, bu boyunluk proksimal femura sekonder yük transferini sağlayarak (Bu proksimal femoral kemik için gerekli fizyolojik stresi sağlar) koruyucu bir işlev yapar. Boyunluklar titanyum alaşımdan yapılmıştır. 4-5-6 stemler için küçük (small), 7-8-9-10 stemler için orta (standart), 12-13-14 stemler için geniş (large) boyunluk vardır.

Kansellöz Kemik Vidalar:

Bunlar metal bekin başlangıç stabilizasyonunu kuvvetlendirmek için kullanılırlar. Titanyumdan yapılmışlardır. Bu vidaların baş ve yiv çapı 6.5 mm olanları, baş çapı 6.5 mm,

yiv çapı 5.5 mm olanları vardır. İlk tipte vida uzunluğu 16 mm'den başlar ve 20 mm ve sonra 5 mm artarak 60 mm ye kadar gider. İkinci tip ise 15 mm'den başlar ve 5'er mm artarak 60 mm ye ulaşır.

Harris / Galante Porous Asetabuler Kap (Metal Bek ve Polietilen Insert):

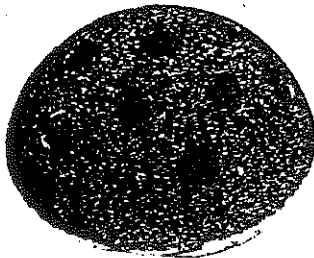
Bu sistem mükemmel yüzey kontağı sağlar. Asetabuler metal bek pür titanyum alaşımından oluşan ve üzerinde titanyum liflerle kaplı poros alan içeren yapıdadır. Metal bek içine yerleştirilen insert ise yüksek moleküler ağırlıklı polietilenden yapılmıştır (Şekil 45).

Asetabuler metal bek, titanyumdan yapılan kansellöz kemik vidaları ile yerleştirilir. Bu vidalar 4.5 mm ve 6.5 mm çapında, uzunlukları 15 mm'den başlayan ve 5'er mm artarak 60 mm'ye kadar ulaşan boylardadır. Asetabuler metal bek'ler 22 mm baş için 42 mm'den başlayan ve 70 mm'ye kadar ulaşan ve 2'şer mm artarak ilerleyen şekildedir. 26 mm'lik baş için 46 mm'den 70 mm'ye ulaşan ve 28 mm'lik baş için 48 mm'den 70 mm'ye ulaşan ve 32 mm'lik baş için ise 52 mm'den 70 mm'ye ulaşan ve 2'şer mm artarak ilerleyen şekildedir.

Burada görüldüğü gibi bu sistemin başları 22, 26, 28, 32 mm ebatlarındadır ve 22 mm'nin sadece medium ve long tipi varken 26, 28, 32 mm başlarda short, medium ve long tipleri vardır.

Bu sistemin insertleri ise her baş tipi ve her metal bek için ayrı ve AA, B, C, D,E,F gibi şekillerle ifade edilen insertler şeklindedir. Örnek: 22 mm baş, 42 mm metal bek için uygun insert AA dır. Insertlerin standart kenarlı ve lipli olmak üzere iki şekli vardır. Stabilitenin iyi olmadığı vakalarda bu lipli insert kullanılır.

Bu sistemde asetabuler kapın 30° inklınasyon açısında ve 20° anteversiyonda yerleştirilmesi önerilir

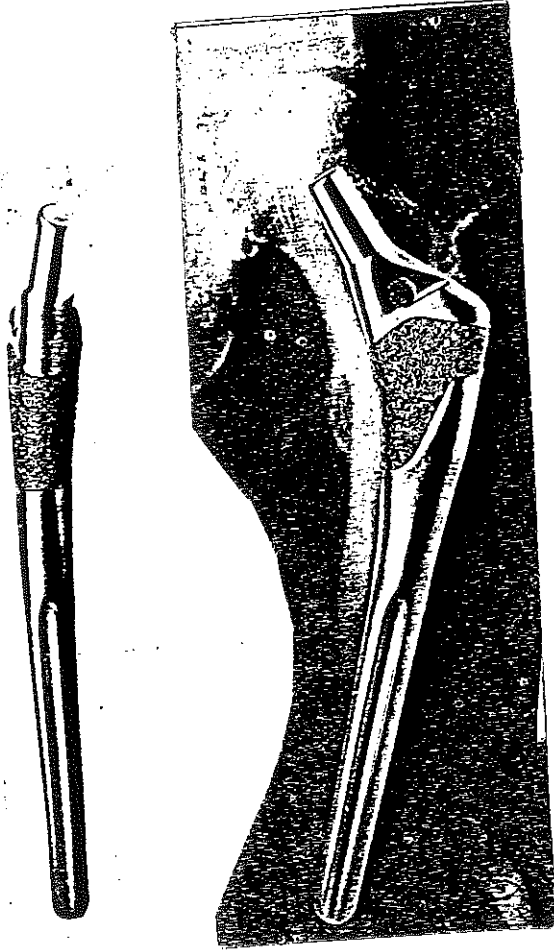


Şekil 45.

Zimmer Anatomik Femoral Stem:

Zimmer Anatomik femoral stem kalçanın doğal fonksiyonlarını restore eder. Bu protez eklemin rotasyon merkezini restore ve yeniden tesis eder. Bunu hem AP hande ML planda sağlar. Eklem normal kinematikliğini sağlamasına yardımcıdır. Anatomik olmayan protezler gerçek anatomik profile sahip kalçalarda tam oturmaz. Bu protez en son yüzey kaplama tekniği ile kaplanmış olup prostetik femurun

alığmını başlıca doğal eğilme akslarına yakın bir yapıdadır. Pprotez medial yüzeyde nazıkçe körvlüdür, bu durum femoral stemin proksimal femur ve femoral kalkarın iç konturlarına tam oturmasını sağlar. Anatomik kalça protezinin anterior ve posterior yüzeyleri kemik - protez yüzeyinde yükleri optimal olarak dağıtır (şekil 46).



şekil 46. Zimmer Anatomik Femoral Stem

Bunlarda 4 farklı çapta morse-tip-boyun dizaynlı baş vardır. Bunlar 22,26,28,32 mm olup, bunlardan 22 mm baş için yalnızca 2 farklı boyun uzunluğu varken "medium ve long", 26, 28 ve 32 için short, medium ve long olmak üzere üç farklı boyun uzunluğu vardır.

Zimmer Anatomik femoral stem boyununun 12° anteversiyonu olup bu anterior baş-boyun dengesini yeniden tesis eder, doğal eklem kinematiğini sağlar.

Femoral stemler pür titanyum alaşımlı olup, üzerinde proksimalde titanyum metal fibrillerle poros alan oluşturulmuştur. Böylece proksimal fiksasyonun tam olarak elde edilir ve proteze kemik integrasyonu sağlanır.

Yapılan kadavra ve teknolojik çalışmalar anatomik kalça protezinin proksimal bölgeye tam oturduğu, doğal eklem kinematiğini restore ettiği, fizyolojik stres paternlerinin optimal olarak yeniden tesis edildiğini ve rotasyonel stabilitenin sağlandığını ortaya koymuştur. Stemin proksimale uygun oturması rotasyonel stabilite sağlar.

Anatomik kalça protezleri diğer total sistem implantları gibi morse tip boyun ve başların çeşitliliklerinin avantajlarına sahiptir. Bunlarda çeşitli çapta başlar, boyun uzunluğu ve stem ölçüsü vardır, bu da cerraha her hasta için uygun ölçüyü seçme avantajı verir.

Bunlarda femoral stemler 9 farklı boyuta sahiptirler ve birer milimetre artarak büyürler.

Kliniğimizizde kullandığımız Omnifit PSL asetabular kap ve Omniflex femoral stemlerin yerleştirilmesi şu şekilde yapılmıştır; Hastaya daha önce ifade edilen posterolateral yaklaşımla ekspoşur sağlandıktan sonra femurun durumu ayak tabanı tam tavana bakacak şekilde getirildi. Sonra başlangıç oyucu (starter reamer) T. handla takılarak fossa priformisten girildi "fossa priformis normalde büyük trokenterin iç tarafında ve posterior kısmında olan ancak posterior girişte, ekstremiteye verdiğimiz pozisyonundan dolayı anteriora dönen ve m. priformisin yapıştığı çukurdur". Takiben bu oyucu femurda bıkırılıp T-handla çıkarılıp üzerine boynu kesmek için posterolateral yaklaşımda kullandığımız boyun kesici takıldı ve preoperatif planlamada ölçtüğümüz femoral stemin boynuna uygun seviyede trokanterin tipiyle aynı düzeyde olacak şekilde tesbitlendi." Örnek: preoperatif olarak stemi 9 ölçmüşsek, bu stemin boynu 35 mm olduğundan, kesicinin üzerindeki 35 rakamı trokanterin tipiyle aynı düzeyde olmalıdır." Tesbitlenme işleminden sonra boyun usulüne uygun olarak pilli motorla kesildi. Sonra baş çıkarıldı ve anterior kapsül eksize edildi.

Bu işlemden sonra asetabulumun hazırlanmasına geçildi. Bunun için preoperatif planlamada ölçülen boy göz önüne alınarak uygun boydaki asetabüler oyucu (reamer) ile asetabulum önce dik olarak derinliğine oyuldu, takip eden oyucularla da asetabulum kendi inklinasyon ve anteversiyonuna uygun olarak oyuldu. Oyma işleminde T. handle kullanıldı. Oyma subkondral kemiğe ulaşınca sonlandırıldı ve deneme bek alınarak bölgeye yerleştirilip asetabulumuna uygun olup olmadığı gözlemlendi. Uygun olduğu görülünce en son oyuncunun ebatındaki metal bek açtırıldı ve bu stemin arteversiyon guidi ile asetabulumuna yerleştirildi. Bu anteversiyon guidi, Metal bekin hem inklinasyonunu hem de anteversiyonunu ayarlamaktadır. Bunu inklinasyon 55° olacak şekilde sağlamakta, anteversiyonu ise üzerinde R15, R30, L10, L30 yazan rakamlarına göre biz ayarlamaktayız. Eğer sağ kalçada çalışacak ve 15° anteversiyon istiyorsak ki (biz genelde 15° anteversiyon verdik), bu aletin üzerindeki çubuk R15'e getirilir. Bu sistemde doğru yerleştirim için bekin yerleştirilmesi esnasında hastanın tam lateral pozisyonunu koruyup korumadığına dikkat edilmeli, bozulmuşsa düzeltilmeli, yine anteversiyon guidinin inklinasyonu ayarlayan kısmının hastaya paralel, anteversiyonu ayarlayan kısmının hastaya dik olmasına dikkat edilmelidir. Anteversiyonda hata yapmamak için anteversiyonla posterior örtünmenin artacağını akılda tutmak gerekir. Eğer metal bekin yerleştirilmesinde yukarıdaki işlemlere uymazsak metal bek hatalı yerleştirilecek bu da aşırı anteversiyon verdiğimizde anterior çıkığa, yetersiz anteversiyon vermişsek posterior çıkığa, aşırı vertikal yerleştirmişsek minimal zorlamada çıkığa neden olacaktır.

Metal bek bu şekilde yerleştirilip bir başlangıç stabilitesi sağlandıktan sonra anteverسیون guidi çıkarılıp, metal bek emniyetli asetabuler kadrana (posteriosuperior) 2 veya 3 adet vidayla tesbit edildi. Asetabuler metal bekin stabilizasyonu için 2 vida yeterlidir. Ancak eğer bu yetersiz ise 3. vida konulabilir. Biz vakalarımızda bu düşünceyle 2 vidayla stabilizasyon sağlayamadığımız vakalarda 3. vidayı koyduk. Koyduğumuz vidaların boyları değişmekle beraber genelde 20, 30, 40 mm 'lik vidalardı. Bu vidaları yerleştirmek için bu sistemin vida koymayı sağlayan fleksible drillerini kullandık.

Bu şekilde metal bek yerleştirildikten sonra femura geçildi ve aksiyal oyucularla (reamer) femur uygun boya kadar oyularak proksimal femur hazırlandı.

Takiben silindirik oyucularla (reamer) femurun distali, distal tipin oturması için hazırlandı. Burada silindirik oyucular, bölgede en son kullandığımız aksiyal oyucunun numarasına kadar femura sokuldu. "Örnek: En son aksiyal oyuncu 9 ise, o takdirde distalin oyulması için kullanılan her boy silindirik reamer üzerinde yazan 4,5,6,7,8,9 gibi numaralardan 9 rakamının alt çizgisi seviyesine kadar sokulmalıdır."

Silindirik oyuncu ile konacak distal tip ölçüsü belirlendikten sonra deneme distal tip, çubuğuna takılarak femura sokulup uygun olup olmadığına bakıldı.

Bu işlemleri takiben femoral raspalarla (broach) femur oyuldu. Burada her oymada raspaya silindirik oyuncu ile ölçüsü belirlenmiş olan distal tip ölçüsündeki deneme distal tip takılarak işlem yapıldı. "Femoral raspalarla oymaya aksiyal oyuncu ile ulaşılan en son boyun 2 veya 3 küçüğüyle başlamak daha küçük oyucularla zaman kaybetmememizi engelleyecektir". Femoral raspalarla uygun boya ulaşıldığında bu femoral raspa yerinde bırakılıp üzerindeki broach handle tork yaptırılarak stabilite kontrol edildi. "Tork için bu sistemde kullandığımız çekicin arka kısmı kullanılmaktadır". Stabilitenin yeterli olmadığını gördüysek oymaya bir üstüyle devam ettik, eğer onda da stabil değilse bir üstüyle işleme devam ettik, eğer bunda da stabil olmuyorsa o zaman sementsiz stemin yerine sementli stem koyduk. Eğer stabilite sağlanmışsa o zaman bu femoral raspanın üzerindeki çıkıntıya, bu raspa boyu için uygun olan kalkar düzelticiyi geçirerek kalkarı düzelttik. Takiben asetabulumu bölgeye yerleştirilen asetabuler bekin ölçüsüne uygun 10° veya 20° lik insertü yerleştirdik sonra bölgeye konan raspaya uygun deneme boynunu taktık, preoperatif planlamada hesapladığımız başın uzunluğuyla uygun başı bu boyna geçirdik. Burada "eğer raspa 9 ise buna uygun boyun 35 olduğundan bölgeye 35 deneme boynunu takacağız. Baş için ise eğer hastaya bu raspa ve boynu koyduktan sonra hastada preoperatif planlarımıza

göre uzunluk farkı olmayacaksa +0 baş koyarız. Eğer 5 mm kısalık oluşacaksa +5 baş koyarak ekstremitayı eşitlemeye çalışırız."

Bu işlemi takiben kalça redükte edildi ve kalça ekstansiyonda dış rotasyon, 90° fleksiyonda iç rotasyona getirilerek stabilite kontrolü yapıldı. Eğer burada baş çıkıyorsa yani stabil değilse o takdirde 20° dudaklı (lipli) insert kullanılıp bu insertün lipi çıkığının olduğu noktaya getirilip yeniden redüksiyon ve stabilite kontrolü yapılır. Eğer bunda başarılı olunuyorsa orjinal insertün lipi buna uygun olarak yerleştirilir. Eğer başarılı olunamıyorsa metal bekın yerleştirilmesinde hata vardır ve yeniden yerleştirilmesi gerekir. Ancak bu çıkma işleminde femoral stemın yerleştirilme hatasından olabileceği düşünülüp, femoral stemde gözlenmeli, sonra asetabulum değiştirilmelidir.

Eğer kalça, laksiteden dolayı instabil ise, o takdirde mevcut başın daha büyükleri konarak stabilite sağlanmaya çalışılmalıdır.

Diğer taraftan, kalça redükte edilemiyorsa, önce anterior kapsülün iyi temizlenip temizlenmediğine bakılmalı, temizlenmemişse, temizlenip yeniden redüksiyon denenmeli, temizlenmesine rağmen redüksiyon olmuyorsa o takdirde quadratus femorisin üst lifleri kesilip redüksiyon denenir, buna rağmen olmuyorsa tensör, yine olmuyorsa iliopsoas, yine olmuyorsa adductorlar kesilmelidir.

Operasyon öncesinde kalça adduksiyon kontraktürü olan vakalarda operasyona başlamadan perkütan veya açık adduktor tenatomi yapılmalı sonra operasyona başlanmalıdır.

Eğer operasyon bitiminde kalçada belirgin bir fleksiyon kontraktürü varsa iliopsoas tenotomize edilmeli veya tamamen kesilmelidir.

Redüksiyon stabilitesi sonrası deneme insert, raspa, baş ve boyun çıkarılıp orjinalleri açılıp bölgeye yerleştirildi. Yeniden redüksiyon kontrolü yapıldı ve işlem sonlandırıldı. Insert'ün yerleştirilmesinde metal bek ve insert üzerindeki çizgilerin aynı hizada olmasına dikkat etmek gerekir.

Operasyon bitiminde dış rotatorlar bölgeye dikildi. Tensörün altına derine hemovak diren kondu. Tensör fasia latanın sıkı kapatılmasına dikkat edildi.

Hastalarımızın hiç birinde boyunluk kullanılmadı.

Operasyonlarımızda asetabuler yetmezliği olan vakalarımızda femur başından elde edilen greftler ile çatı rekonstrüksiyonu yapıldı ve uygun oymayı takiben asetabuler bek yerleştirildi.

Protrusio pelvisli vakalarımızda baştan hazırlanan talaş greftler asetabulum medialine konup uygun asetabuler reamer ters döndürölerek bölgeye yerleştirildi. Yine bu protrusio pelvis vakalarında en son oyduğumuz reamerden bir büyük metal beki bölgeye yerleştirdik.

Harris / Galante poros asetabulum kap ve Zimmer Anatomik femoral stemin yerleştirilmesi, daha önce ifade edilen lateral insizyonla uygulandı. Bu sistemde de fossa priformise girilmesi, boynun kesilmesi, asetabulumun hazırlanması, femoral stemin yerleştirilmesi, daha önce ifade ettiğimiz Omniflex asetabuler kap ve Omniflex stemlerin yerleştirilmesine benzer, ancak her iki sistemde bu iş için uygulanan enstrümantasyonlar farklıdır. O nedenle bu sistemin teknik detaylarına girilmedi.

- Kliniğimizde opere ettiğimiz 56 kalçanın 41'inde Omnifit PSL asetabuler kap ile Omniflex femoral stem kullanılırken 15 hastamızda Harris / Galante poros asetabuler kap ve Zimmer Anatomik femoral stem kullandık.

Hastalarımızın tümüne preoperatif 1 saat önce 3. kuşak sefalosporinle profilaksi başlandı ve opere alanın durumuna göre en az 3 gün, en çok 10 gün hastaya uygun standart doz şeklinde devam ettirildi.

Hastalarımıza derin ven trombozu proflaksisi iğni preoperatif 12 saat önce başlayan ve 10 gün devam eden düşük molekül ağırlıklı heparin tedavisi uyguladık. Bazı hastalarımız heparin uygulanmasına uygun olmadığından bunlarda çorap, elevasyon, aspirin, drisentin, mobilizasyonla derin ven trombozunu önlenmeye çalıştık.

Hastalarımız P.O. 1. günden itibaren egzersizlere başlatıldı ve sonra daha önce ifade edildiği gibi rehabilitasyona alındı.

Hastalarımızın preoperatif olarak hastalık konusunda bilgilendirildi. Operasyon sonrası neler yapıp, neler yapmayacağı konusunda uyarıldı ve kendilerine bu konuyla ilgili bilgi iğereren teksirler verildi.

Hastalar, postoperatif rehabilitasyonu kolaylaştırmak için bu rehabilitasyonla ilgili olarak preoperatif dönemde eğitildi.

Hastalar, postopartuvar 6-8 haftada ayağa yük verilmeden koltuk değnekleri ile mobilize edildi, 8. haftadan sonra parsiyal ağırlık vermesine, 12. haftadan sonra da tam ağırlık vermesine izin verildi.

Hastalarımıza koltuk değneğinin biri 12. hafta sonunda bırakılırken diğer koltuk değneği hastanın durumuna göre 16-20 veya 24. haftalarda bırakıldı.

Hastalarımızın pre ve postoperatif klinik değerlendirilmesi Modifiye Harris kalça skoruna göre hazırladığımız formlarla yapıldı.

Hastalarımız postoperatif dönemde 6 hafta, 3 ay, 6 ay, 1 yıl ve sonra her yıl olmak üzere klinik ve radyolojik olarak değerlendirildi. Radyolojik değerlendirme Amerikan Kalça Cemiyetinin çimentosuz protezler için önerdiği radyolojik değerlendirmeye göre yapıldı (Tablo 6, Şekil 40).

Postoperatif standart AP. grafilerde kaptan geçen düzlem ile her iki gözyaşı figürünü birleştiren horizontal çizgi veya sakroiliak eklemlerle eşit uzaklıkta alınan horizontal çizgi arasındaki açı hesaplanarak asetabuler kap açısı saptandı. Bu açının 35° - 55° arasında olması literatürde kabul edildiği gibi normal olarak değerlendirildi. Bu açının 35° nin altında olması, 55° nin üzerinde olması cerrahi yönden kötü yerleştirilmiş olarak kabul edildi.

Söz konusu grafilerde femoral komponentin cerrahi uyumuna bakıldı. Bunun için femoral komponentin, trokanter minörün altında kalan bölümünde, protez ile kemik aranda 1 mm ve 1 mm'den az olan aralığın uzunluğunun bu bölgedeki protez sapının genel uzunluğuna oranı hesaplandı. Bu oran % 10'un altında olduğunda femoral komponentin cerrahi uyumu kötü, % 10-40 arası ise orta, % 40'dan fazla ise iyi olarak değerlendirildi.

Olgularımızdan heterotopik kemik gelişimi Brooker ve arkadaşlarının yaptığı klasifikasyona göre değerlendirildi (Tablo 7). Biz hastalarımızda heterotopik kemik gelişimini önlemek için profilaksi kullanmadık.

Çalışmaya alınmama kriteri olarak;

1. Postoperatif takip süresinin 6 aydan kısa olması
2. Eksitus nedeni ile takibin yapılamaması.

Yukarda uygulanan çalışmaya alınmama kriterleri göz önüne alınarak 4 hastanın 4 kalçası takip süresinin kısa olması nedeniyle çalışmaya alınmadı.

Tablo 7: Heterotopik Ossifikasyonların Değerlendirilmesinde Brooker Sınıflaması

GRADE	RADYOLOJİK BULGU	HAREKET AÇIKLIĞI	FONKSİYON
0	Heterotopik kemik yok	Normal	Normal
1	Kemik adacıkları	Normal	Normal
2	Kemik barı var aralık > 1 cm	Azalmış	Minimal Kayıp
3	Kemik barı var aralık <1 cm	Azalmış	Orta dereceli kayıp
4	Kemik eklem köprüsü	Ankiloz	Ciddi dereceli kayıp

BULGULAR

Çalışmamızda değerlendirilen 53 hastanın 32'si kadın (% 60.3), 21'i erkek (% 39.7) olup, en genç hasta 30, en yaşlı hasta 75 yaşında ve ortalama yaş 52 idi. Bu olguların yaş grupları ve cinsiyetlerine göre dağılımı Tablo 8'de verilmiştir.

Yaş gruplarına göre değerlendirme yapıldığında en fazla hastanın 51-65 yaşları arasında olduğu saptandı (% 41.5). Çalışmamızda kadın erkek oranı 1,5 olarak bulunmuştur.

Olgularımızın 29'u sağ; 21'i sol, 3'ü ise her iki kalçasından opere edilmiş ve en az 6 ay, en çok 36 ay süre ile, ortalama 16.9 ay takip edilmişlerdir.

Tablo 8: Çalışma Grubunun Yaş ve Cinsiyet Özellikleri

Yaş Grubu	Kadın Sayısı	Erkek Sayısı	Toplam Olgu Sayısı
25 - 30	0	1	1
31 - 35	2	0	2
36 - 40	3	3	6
41 - 45	4	3	7
46 - 50	6	1	7
51 - 55	4	4	8
56 - 60	7	7	14
61 - 65	4	2	6
66 - 70	0	0	0
71 - 75	2	0	2
Toplam	32	21	53

Olgularımızın 24 kalçasında primer (idiopatik) koksartroz, 32'sinde sekonder koksartroz mevcuttu. Bu hastaların dağılımı Tablo 9'da gösterilmiştir.

Tablo 9: Opere Edilen Kalçalarda Primer Etiyolojiler

	Kalça Sayısı	Sıklık Oranı (%)
Primer Koksartroz	24	42.8
Sekonder Koksartroz	32	57.2
a) R. Artrit	9	16.08
b) Ank. Spondilit	2	3.5
c) DKÇ zemininde	7	12.5
d) Koks Varı	2	3.5
e) Avasküler Nekroz	6	10.7
f) Otto Pelvis	1	1.78
g) Postravmatik	4	7.12
h) C. Femoris Kırığı	1	1.78
Toplam	56	100.0

Hastalarımızın preoperatif dönemde femur proksimali kortikal yapısının Dorr indeksine göre yapılan değerlendirmelerde en düşük morfolojik kortikal indeksi 2.5 ile 2 puan, 3.4 ile 0 puan, ortalama 2.6 olarak bulundu. Bu indekse göre olguları değerlendirdiğimizde hiç bir kalçada çimentosuz total kalça endoprotezi için kontraendikasyon saptanmamıştır.

Hastalarımızın preoperatif osteoporoz yönünden incelemeleri singh indeksine göre yapılmıştır. Toplam 56 kalçadan 14'ü evre VI, 24'ü evre V, 16'sı evre IV, 2'si evre III olarak değerlendirilmiştir. Bu sonuçlar ile singh indeksine göre osteoporoz açısından literatürde belirtilen kontraendikasyon sınırları içine girmediğimiz gözlenmiştir.

Hastalarımızın hepsinde 28 mm baş kullandık. Kullanılan tüm başların boyun uzunlukları preoperatif şablon ile yapılan ölçümlere göre ve operasyon anında yapılan stabilite kontrolüne göre seçilmiştir.

Olgularımızın 41 kalçası posterolateral, 15 kalçası ise direk lateral yaklaşımla opere edildi. Bu olgularımızdan 7'sinde femur başından elde ettiğimiz greft ile asetabuler çatı rekonstrüksiyonu yapılmıştır. Hastalarımızdan 3'ünde asetabuler volüm defekti mevcuttu. Bu

defekt femur başından elde ettiğimiz greftin talaş grefti haline getirilip, asetabulum medialine doldurulması ile giderilmeye çalışıldı.

Genel olarak Haemovace suction dren postoperatif 2. günde çekildi. Nadiren düşük moleküler ağırlıklı heparin kullandığımız vakalarda 3. günde çekilmiştir. Olgularımıza preoperatif 1/2 veya 1 saat önce başlanan ve genel olarak 3 gün devam edilen, ancak vakasına göre bu 5 - 7 veya 10 güne kadar uzatılabilen 3. kuşak sefalosparinlerle antibiyotik profilaksisi yapılmıştır.

Takip süresinde 1 (% 1.7) olgumuzda postoperatif 1. ayda erken derin enfeksiyon gözlemlendi. Ancak bu direnç + antibiyotik ile tedavi edildi. Bu hastada enfeksiyonun tedavi bitiminden 1 yıl sonra diğer kalçaya total kalça endoprotezi uygulandı.

Olgularımızın çoğunda derin ven trombozu ve pulmoner emboli profilaksisi için peroperatif 12 saat önce başlayan ve postoperatif 10 gün devam edilen düşük molekül ağırlıklı heparin kullandık. Bunu kullandığımız bir hastamızda postoperatif 4. günde klinik ve Doppler ultrasound ile tespitlenen derin ven trombozu gözlemlendi. Bu hastamız kalp damar cerrahisi ile konsulte edilerek düşük molekül ağırlıklı heparini kesildi ve derin ven trombozu tedavisine başlandı. Düşük molekül ağırlıklı heparin profilaksisi vermenin uygun olmadığı hasalarımızda profilaksi için elevasyon, elastik bandaj veya çorap, aspirin, drisentin rejimini uyguladık.

Hiç bir hastamızda pulmoner emboli görmedik.

Postoperatif çekilen standart AP grafilerde asetabuler kap açısı hesaplanmış ve cerrahi olarak uygun olup olmadığı değerlendirilmiştir. Çalışmamıza alınan toplam 56 kalçanın incelenmesinde 10 hastada asetabuler açı 20° - 32° arasında, 1 hastada 60° , bir hastada da 72° bulundu. Bu vakalarda 20° açılı polietilen insert kullanıldığı için cerrahi yerleştirilmesi uygun olarak kabul edildi. Geri kalan 44 kalçada asetabuler açı 35° - 55° arasında olup ortalama 43° dir. Bu şekilde tüm kalçalarda asetabuler yerleştirme cerrahi olarak uygun kabul edilmiştir.

Standart AP grafilerde femoral komponentin cerrahi uyumu araştırıldığında tüm vakalarda iyi olarak değerlendirildi.

Preoperatif ve postoperatif 6. aydan sonra hastalarımızda klinik olarak değerlendirilmesi modifiye Harris kalça skorumuna göre yapılmış ve preoperatif

değerlendirmede en düşük skor 8, en yüksek skor 45, ortalama 29 olarak bulunmuştur. Postoperatif klinik değerlendirmede ise en düşük skor 68, en yüksek skor 96, ortalama 88.8 olarak bulunmuştur.

Çalışmamızda bu skor sonucuna göre 30 (% 53.5) kalçada çok iyi 17 (% 30.3), kalçada iyi, 7 (% 12.5) kalçada orta, 2 (% 3.5), kalçada ise kötü klinik sonuç elde ettik. Hiç bir olgumuzda klinik ve radyolojik olarak revizyona gerek duyulmamıştır.

Kalça Cemiyeti yaptığı çalışmada radyolojik değerlendirme için De Lee ve Charnley tarafından asetabulum için tariflendiği 3 zon, femoral tarafından ise Gruen ve arkadaşlarının tarif ettiği 14 zon önerilmiştir. Çalışmamızda bu zonlardan yararlanılmıştır.

Kalça Cemiyeti sistemine göre yapılan son radyolojik değerlendirmelere göre; Olgumuzda 12 aylık takip sonunda asetabuler kap etrafında zon III'de sklerotik alan gözlemlendi. Bu hastanın femoral steminin etrafında da zon II, III, IV ve V'de sklerotik alanlar mevcuttu. Bu hastada bilateral DKÇ zemininde koksartroz vardı ve bu hastaya sağ tarafa total kalça endoprotezi uygulamıştık.

Bir olgumuzda 24 aylık takip sonunda asetabuler kap etrafında zon II ve III'de sklerotik alan, femoral stem etrafında zon I, II, III, IV, V, VI ve VII de sklerotik alan saptanmıştır. Bu hastamızda da bilateral DKÇ zemininde koksartroz vardı ve hastaya sol kalçaya total kalça protezi uygulanmıştı.

Bir olgumuzda 24 aylık takip sonunda asetabuler kap etrafında zon I, II, III'te ve femoral stemin etrafında zon II, III, IV, V'de sklerotik alan mevcuttu. Bu hastamızda da bilateral DKÇ zemininde koksartroz mevcuttu ve hastaya sağ tarafa total kalça endoprotezi uygulamıştık.

Bir olgumuzda 24 aylık takipte asetabuler kap etrafında 1-2 mm den fazla radyolusen alan, vidaların etrafında radyolusen alanlar ve femoral stemin etrafında zon II, III, IV, V'de sklerotik alanlar tesbit edildi. Bu hastamızda operasyondan sonraki 2. gün kalça disloke olmuş ve hasta yeniden operasyona alınarak kap revize edilmişti. Yine bu hastamızda ilk operasyondan 6 ay sonra diğer kalçayada total kalça endoprotezi uygulanmıştı. Hastamız R. artritli bir hastamızdı.

İki olgumuzda yalnızca femoral stem etrafında zon II, III, IV, V de sklerotik alan mevcuttu.

Femoral komponentin migrasyonu yönünden yapılan incemelerde 2 olgumuzda 3 mm'lik vertikal migrasyon tesbit edildi. Bu olgularımızdan birinde intraoperatif Tip II femoral kırık, bir hastada da intraoperatif Tip III femoral kırık oluşmuştu. Bu 2 hastamızda da takip süresi 24 ay idi.

Asetabuler kapların migrasyonu 2 (% 3.5) hastada gözlemlendi. Bir olgumuzda 18 aylık takip sonunda vertikal yönde 4 mm, horizontal yönde 3 mm migrasyon olup bu hastamızda postravmatik koksartroz nedeniyle total kalça protezi uygulanmıştı. Diğer bir olgumuzda ise 24 aylık takibin sonunda vertikal yönde 4 mm, horizontal yönde 3 mm migrasyon vardı. Bu olgumuz daha önce ifade ettiğimiz gibi operasyon sonrası 2. günde çıkık oluşan ve kap revizyonu yapılan hastamız idi.

Bunlar dışında 2 hastamızda femoral stem minimal varusta konmuş ve bunlarda femoral stem etrafında zon III de sklerotik alan mevcuttu.

Opere ettiğimiz 56 kalçadan 4 (% 7.1) olguda intraoperatif Tip I femoral kırık oluştu ve bunların 2 sinde serklaj ile tedavi gerekti. 1 (% 1.7) olguda intraoperatif Tip II femoral kırık, 1 (% 1.7) olguda da intraoperatif Tip III femoral kırık oluştu ve her iki hasta da serklaj ile tedavi edildi.

Bir olgumuzda intraoperatif olarak trokanterik bursada tanımlayamadığımız bir lezyonla karşılaştık. Biyopsi ve kültür aldık, sonuç tüberküloz olarak geldi ve hasta trokanterik bursa tüberkülozu kabul edilip, 1 yıl antitüberküloz tedaviye alındı. Bu hastamız, kalçası postoperatif 2. günde çıkan hastamızdı.

Heterotopik kemik gelişimi 56 kalçanın 13'ünde (% 23.2) gözlemlendi. Bunların Brooker sınıflamasına göre 9'u (% 16.06) Grade I, 3'ü (% 5.3) Grade II, 1'i (% 1.7) Grade III idi. Heterotopik kemik gelişimini önlemek için profilaktik bir ajan (NSAİİ veya radyoterapi kullanmadık).

Daha önce ifade ettiğimiz gibi 1 (% 1.7) kalçada postoperatif 2. gün çıkık oluştu. Sebep asetabuler kap anteverسیونunda yetersizliğe bağlandığından hasta yeniden opere edildi ve kap revizyonu yapıldı.

Otogreftle asetabulumun süperiorunun desteklendiği olgularımız P.O. 3 ayda parsiyel, P.O. 4,5 ayda tam olarak bastırıldı ve koltuk değnekleri tamamen P.O. 6. ayda bırakıldı.

Düşük moleküler ağırlıklı heparin kullandığımız hemen her vakamızda intraoperatif ve postoperatif kanama, kullanılmayan vakalardan 200-300 cc fazla oldu.

Hastalarımıza ameliyat öncesi 3-4 ünite kan hazırlandı. Ancak ameliyatta ortalama 1-3 ünite kan kullanıldı. Ameliyatın ortalama süresi 2-3 saat idi.

Hastalarımızın hiç birinde nörovasküler patoloji gözlemedik.

Hiç bir hastamızda üriner sistem komplikasyonu olmadı.

Olgularımızın 38'inde (% 67) postoperatif 3-4 gün süren daha sonra azalan ve kaybolan uyluk ağrısı saptanmıştır.

Olgularımızın 10'unda (% 17.8) ortalama 18 aylık takip süremizde aktivite ile görülen ve istirahat ile geçen uyluk ağrısı saptandı. Fakat bu ağrıdan dolayı rahatsızlık duyup ilaç kullanan hastalarımız, bu olguların yalnızca 1'inde mevcuttu.

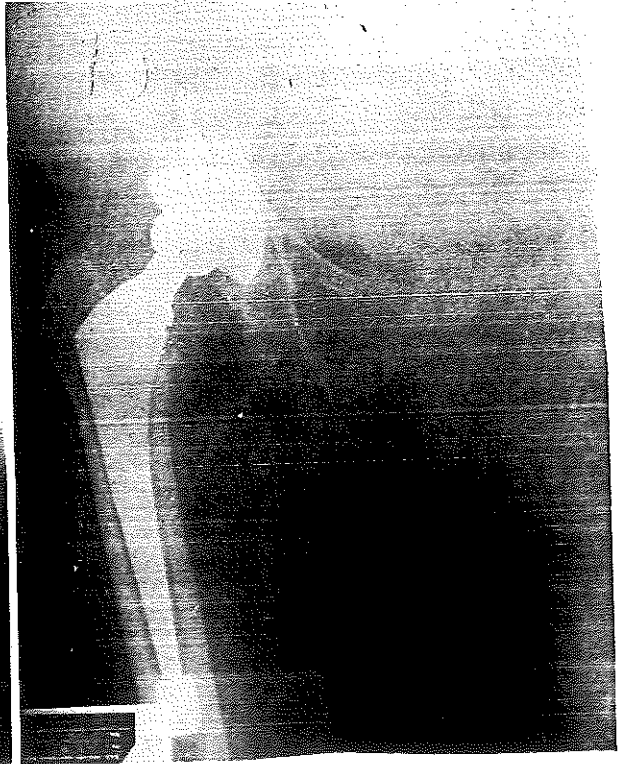
OLGULARIMIZDAN BAZI ÖRNEKLER

Örnek 1: İ. Gerçek, 59 yaşında, bayan hasta. Primer koksatroz nedeni ile sağ kalçaya total kalça endoprotezi uygulanmıştır. Asetabuler komponent olarak omnifit PSL, femoral komponent olarak Omniflex stem press-fit olarak yerleştirildi. Postoperatif takip süresi 6 ay olup, kalça skoru preoperatif 45, postoperatif 90 olarak bulunmuştur. Şekil (47 A) de preoperatif, Şekil (47 B) de postoperatif, Şekil (47 C) son takip grafisi gösterilmiştir.

A



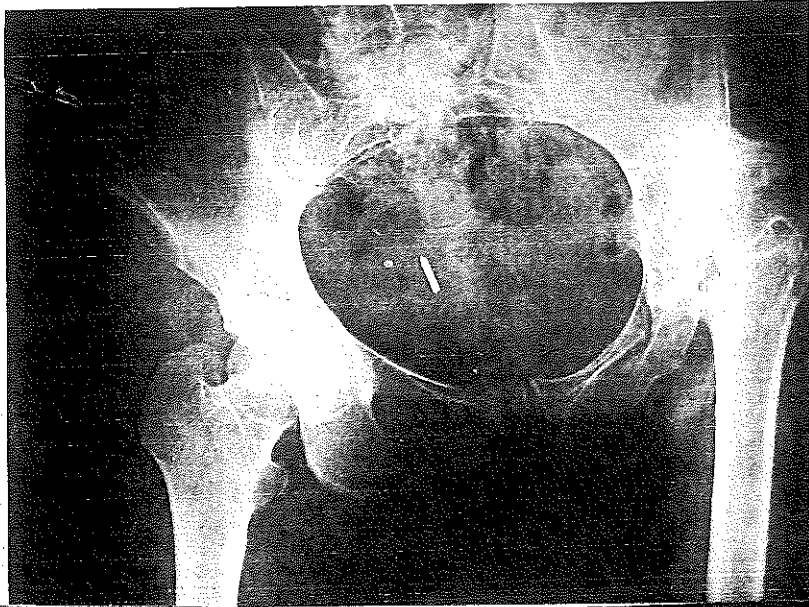
B



C

Örnek 2: S. Köklü, 33 yaşında, bayan hasta. DÇK zemininde sekonder koksartroz nedeniyle sol kalçaya, femur başı otogreft olarak kullanılıp total kalça endoprotezi uygulandı. Asetabular komponent olarak omnifit PSL, femoral komponent olarak Omniflex stem press-fit olarak yerleştirildi. Postoperatif takip süresi 24 ay olup, kalçaa skoru preoperatif 40, postoperatif 90'dır. Şekil (48 A) preoperatif, Şekil (48 B) Postoperatif, Şekil (48 C) de son takip grafileri gösterilmiştir.

A



B



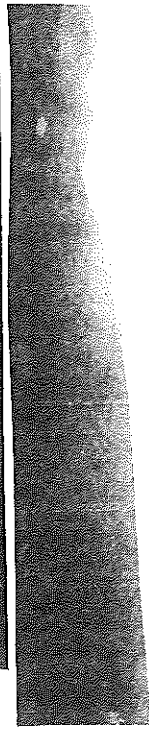
C

Örnek 3: Ş. Yıldırım, 45 yaşında, bayan hasta. DKÇ zemininde sekonder koksartroz nedeni ile sağ kalçaya total kalça endoprotezi uygulanmıştır. Asetabuler komponent Omnifit PSL, femoral komponent Omniflex stem press-fit olarak yerleştirilmiştir. Asetabulum süperioruna otogrefte gerek duyulmamıştır. Postoperatif takip süresi 24 ay olup, hastanın preoperatif kalça skoru 25, postoperatif kalça skoru 92 olarak bulunmuştur. Şekil (49 A) preoperatif, Şekil (49 B) postoperatif, Şekil (49 C) de son takip grafileri gösterilmiştir.

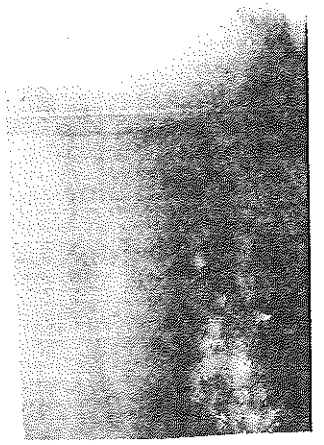
A



B

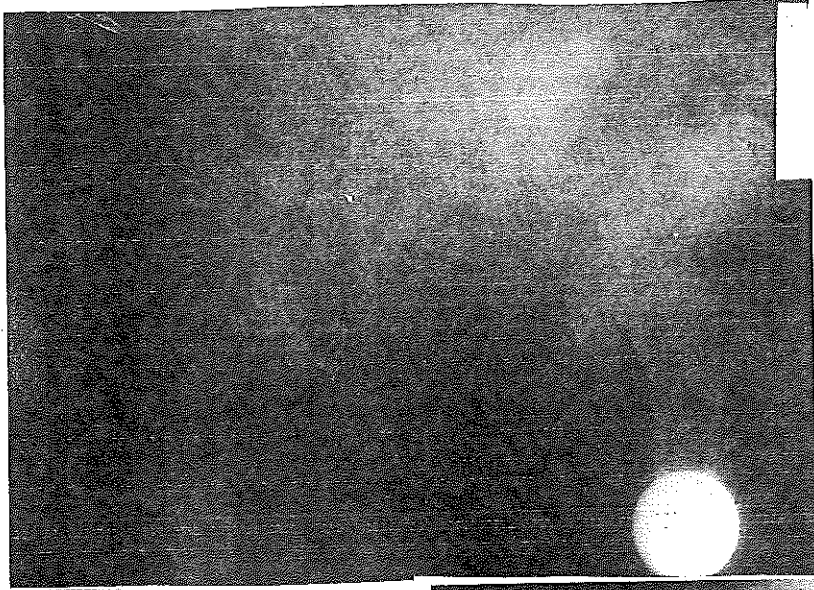


C

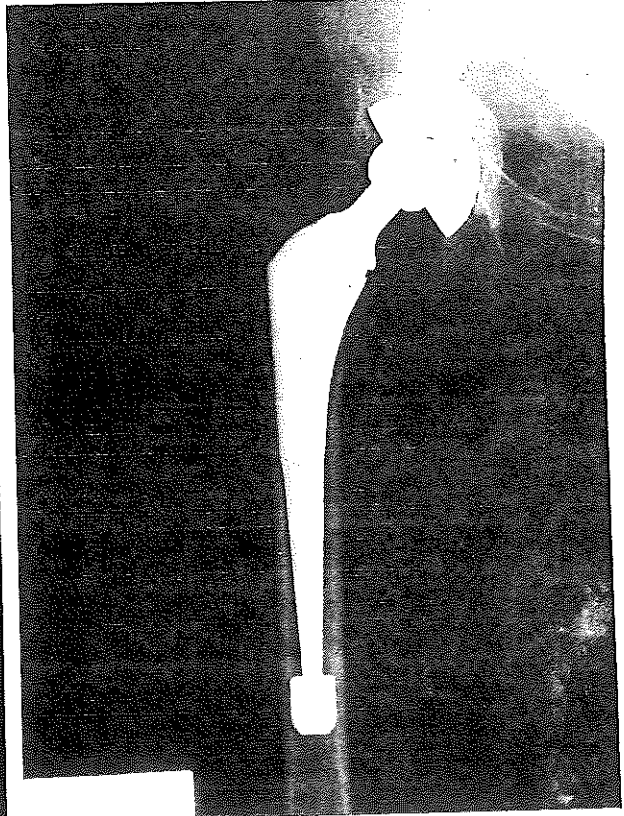


Örnek 4: H. Yaman, 38 yaşında, bayan hasta. Otto pelvis nedeni ile sağ kalçaya total kalça endoprotezi uygulanmıştır. Hastada asetabulum medialine baştan hazırlanan talaş greftler ile doldurulmuştur. Hastada asetabuler komponent olarak Omnifit PSL, femoral komponent olarak Omniflex stem press-fit olarak yerleştirilmiştir. Postoperatif takip süresi 12 ay olup, preoperatif kalça skoru 28, postoperatif kalça skoru 88 olarak bulunmuştur. Şekil (50 A) preoperatif, Şekil (50 B) postoperatif, Şekil (50 C) de son takip grafileri gösterilmiştir.

A



B



116

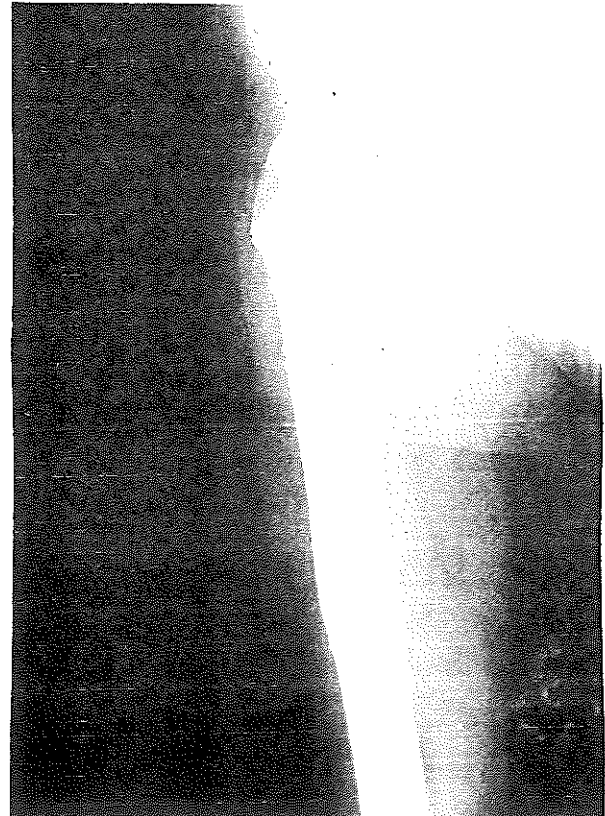
C

Örnek 5: M. Engin, 57 yaşında, bayan hasta. Primer koksartroz nedeni ile sağ kalçaya total kalça endoprotizi uygulanmıştır. Asetabuler komponent olarak Omnifit PSL, femoral komponent olarak Omniflex-stem press-fit olarak yerleştirildi. Postoperatif takip süresi 24 ay olup, kalça skoru preoperatif 44, postoperatif 90'dır. Bu hastamızda intraoperatif Tip II femoral kırık oluşmuş ve serklaj ile tedavi edilmiştir. Şekil (51 A) preoperatif, Şekil (51 B) postoperatif, Şekil (51 C) de son takip grafileri gösterilmiştir.

A



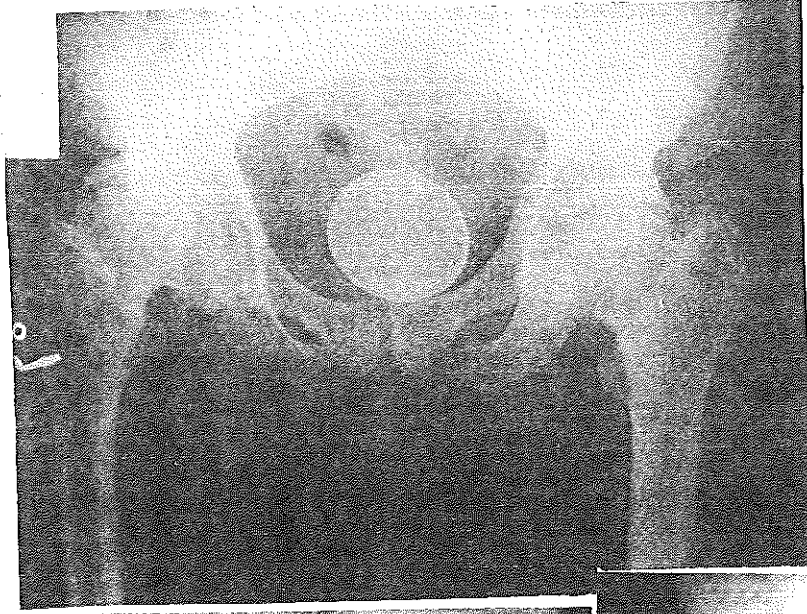
B



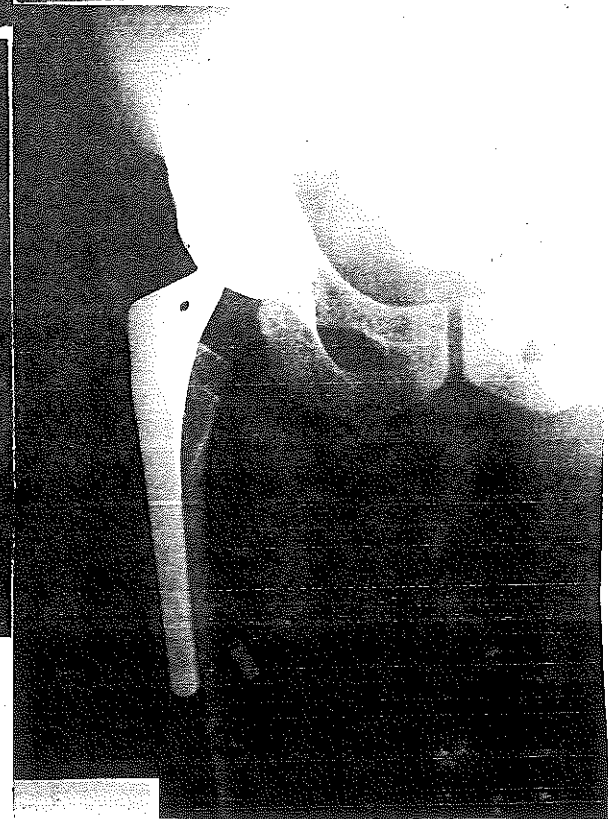
C

Örnek 6: N. Dursun, 59 yaşında, erkek hasta. R. artrite bağlı sekonder koksartroz nedeni ile sağ kalçaya total kalça endoprotezi uygulanmıştır. Asetabuler komponent olarak Harris / Galante poros asetabuler kap, femoral komponent olarak Zimmer Anatomik femoral stem press-fit olarak kullanıldı. Postoperatif takip süresi 12 ay olup, kalça skoru preoperatif 35, postoperatif 94 olarak bulunmuştur. Şekil (52 A) preoperatif, Şekil (52 B) postoperatif, Şekil (52 C) de son takip grafileri gösterilmiştir.

A



B



C

TARTIŞMA

SSK Ankara Hastanesi 2. Ortopedi ve Travmatoloji kliniğinde Ağustos 1991 ile Kasım 1995 yılları arasında 57 hastanın 60 kalçasına çimentosuz primer total kalça protezi ameliyatı uygulanmıştır. Çalışmamızda 53 hastanın 56 kalçası değerlendirmeye alınmıştır. Takip süremiz kısa ve her bir protez için olgu sayımız az olduğu için, çalışmamızda farklı protez tiplerinin sonuçlarının birbiri ile kıyaslanmasından çok, kliniğimizde kullandığımız çimentosuz total kalça endoprotezlerinin uygulanışı ve sonuçlarını literatür bilgisi altında tartışması yapılmıştır.

Çimentosuz protezlerin erken iyi sonuçları ve teorik olarak geç sonuçlarının da ümit verici olması nedeni ile, bu tip protezler birçok ortopedik cerrahın tercihi olmuştur ve yaş sınırı da çimentolu protezlere göre önemli derecede aşağı inmiştir. Literatürde çimentosuz total kalça protezlerinin uygulandığı değişik serilerde yaş ortalamaları 52.4, 58.0, 71.9 olarak bildirilmiştir. Bu serilerde en küçük yaş 15, en büyük yaş ise 88'dir (19, 86, 135). Bizim serimizdeki 32'si kadın, 21'i erkek toplam 53 hastanın en küçüğü 30, en yaşlısı 75 olup yaş ortalaması 52 bulunmuştur. Literatürde çimentosuz total kalça protezlerinin uygulanmasında alt ve üst yaş sınırları kesin olarak belirtilmemek ile beraber ortalama yaşın 45-55 olduğu bildirilmiştir (130). Bizim de yaş ortalamamız bu sınırlara yakınlık göstermektedir. Çimentosuz protezlerde primer mekanik fiksasyon kadar sekonder biyolojik fiksasyonda önemlidir. Literatürde 60 ve daha yukarı yaş grubundaki hastalar için çimentolu total kalça protezi öneren çalışmalar mevcuttur (130). Yaşlı hastalarda osteogenetik aktivitenin azalmış olması nedeni ile biyolojik fiksasyonun düşük olabileceğini savunan çalışmalar ile yaşlı hasta grubunda da başarılı sonuçlar bildiren çalışmalar bulunmaktadır (SICOT 1990-Montreal). Çalışmamızda olgu sayımızın az ve takip süremizin kısa olması nedeni ile, ileri yaş ve biyolojik fiksasyon arasındaki bağlantı değerlendirilmemiştir.

Çimentosuz total kalça protezi uygulanan olguların ameliyat öncesi tanıları çeşitli çalışmalarda farklı yoğunluklarda bildirilmiştir. Primer koksartroz için % 20- % 79, romatoid artrit için % 1,4-17, femur başı avasküler nekrozu için % 7.2- % 18 arasında sıklıklar çeşitli çalışmalarda bildirilmiştir (19, 95, 135).

Bizim serimizde primer koksartroz % 42.8, romatoid artrit % 16.08, DKÇ zemininde % 12.5, avasküler nekroz % 10.7, postravmatik artrit % 7.12, Ank. spondilit % 3.5, Koks vara % 3.5, otto pelvis % 1.8, C. femoris kırığı % 1.78 olarak bulunmuştur.

Ülkelere ve kiliniklere göre operasyon öncesi tanılarının yoğunluklarının değişmesi, çimentosuz total kalça protezi endikasyonu içine giren hastalıkların sıklıklarının pekçok faktöre bağlı olarak değişmesindendir.

Olguların ameliyat öncesi hazırlığında, literatürdeki çalışmalar ile uyumlu olarak, tüm hastaların 1 m'den her iki kalçasının AP ve lateral grafileri çekilmiş ve ölçümler bunlar üzerinde yapılmıştır.

Literatürde en çok kullanılan kalça değerlendirme sistemleri Harris, Modifiye Harris, Mayo, Merle d'Aubigne Postel ve Pelliccini değerlendirme sistemleridir. Çalışmamızda klinik değerlendirmelerde Modifiye Harris kalça değerlendirme formu kullanılmıştır.

Genel bilgiler bölümünde, kalça değerlendirme sistemleri hakkında özetlenen bilgilerden de anlaşıldığı üzere her bir skorum sisteminin kesin bazı avantajları olmasına karşın bazı dezavantajları da mevcuttur. Örneğin, Harris ve Merle d'Aubigne Postel sistemlerinde radyolojik değerlendirme tamamen gözardı edilirken, Mayo ve Pellici sistemlerinde radyolojik değerlendirme çimentolu protezler içindir. Bunun yanı sıra Mayo ve Pellicci sistemlerinde kalça hareket açıklığı da değerlendirilmemiştir. Hareket ve kas gücü ise sadece Pellicci kalça değerlendirme sisteminde gözönüne alınmıştır.

Çalışmamızda kullandığımız Modifiye Harris kalça değerlendirme sisteminde radyolojik değerlendirme yapılmadığı için, olgularımızın radyolojik değerlendirmesinde Kalça Cemiyetinin önerdiği radyolojik değerlendirme formunu kullandık. Kalça Cemiyetinin sisteminin klinik ve radyolojik kısımlarını birlikte kullanmamamızın nedeni, bu sistem ile ilgili literatür çalışmalarının henüz karşılaştırma yapabilecek düzeyde fazla olmamasıdır.

Literatürde çimentosuz total kalça protezi uygulamasında profilaktik antibiyotik olarak sefalosporinlerin kullanımı yaygındır. Bu yayınlarda çoğunlukla 1. ve 2. grup sefalosporinler tercih edilmiştir ve postoperatif 48. saatten fazla kullanımların gereksiz olduğu bildirilmiştir (168). Çalışmamızda tüm olgulara operasyondan 1 saat önce profilaktik 3. kuşak sefalosporin uygulanmış ve en az postoperatif 72 saat devam edilmiştir. Çalışmamızda ülkemiz şartları gözönüne alınarak 3. kuşak tercih edilmiş ve süre 72 saat

olarak literatüre göre uzun tutulmuştur. Olgularımızdan birinde postoperatif erken derin enfeksiyon görüldü. Ancak direnç ve uygun antibiyotik tedavisi ile düzeltildi.

Cerrahi teknik olarak letaral insizyon ve posterior yaklaşımı kullanmamızın nedeni diğer tekniklere göre daha pratik olması, daha geniş ekspozür sağlaması ve abduktör mekanizmayı etkilememesidir. Abduktör mekanizmanın etkilenmemesinin avantajı, kalçanın daha stabil olması ve abduktör güçte kayıp meydana gelmemesidir. Literatürde posterior yaklaşımın postoperatif dönemde sık olarak dislokasyon riski taşıdığını bildiren yayınlar mevcuttur (176). Ancak bizim olgularımızda posterior dislokasyon sadece 1 olguda görülmüş (% 1.7), bu hastada da sebep kap anteversiyon yetersizliğine bağlandı ve bu nedenle hastaya kap revizyonu yapıldı.

Uyluk ağrısı çimentosuz total kalça endoprotez ameliyatlarından sonra sıklıkla rastlanılan bir durumdur. Femoral komponentin çok sıkı veya gevşek yerleştirilmesi veya ileride gevşemesi bunun muhtelif sebepleridir. Operasyon esnasında meduller kanalın iyi hazırlanmaması durumunda protezin sap bölümü, iç korteksin bazı bölümlerinde aşırı basınç artışına yol açar. Bu ise periosteal reaksiyona yol açarak spontan postoperatif ağrılara yol açabilir. Literatürde uyluk ağrısının nedeni gevşeme değil ise 6-12 aylık bir konsolidasyon periodundan sonra bu ağrıların azaldığı veya tamamen kaybolduğu bildirilmiştir.

Serimizde olguların 38'inde (% 67) postoperatif 3-4 gün süren daha sonra azalan veya kaybolan uyluk ağrısı saptanmıştır. Bunun nedeni olarak press-fit uyumun sağlanması sonucu femoral korteksin aşırı gerilmesi ve medulla içindeki basınç artışı düşünülmüştür. Ortalama 18 aylık takibi içeren serimizde aktivite ile görülen ve istirahat ile geçen uyluk ağrısı 10 (% 17.8) olguda saptandı. Fakat bu ağrıdan dolayı rahatsızlık duyup ilaç kullanan olgumuz bir hasta idi.

Bu olgumuz postoperatif 2. günde kalçası çıkan ve kap revizyonu yapılan olgumuz olup, hastanın 24 aylık takibi sonunda radyolojik olarak asetabuler komponentte gevşeme bulguları mevcuttu.

Uyluk ağrısı saptanan olgularımızın femoral komponentlerin cerrahi uyumları araştırıldığında hepsinin iyi durumda olduğu görülmüştür.

Uyluk ağrısı olan vakalarımızın hepsinde asetabuler kap veya femoral stem etrafında veya her ikisinde birden sklerotik olanlar, femoral ve asetabuler migresyon söz konusu idi.

Asetabuler veya femorel migrasyonlu hastalarda uyluk ağrısından sözkonusu migrasyon sorumlu tutulmuştur. Ancak diğer olgularda saptanan uyluk ağrısını açıklayan anlamlı herhangi bir patoloji saptanmamıştır. Literatürde uyluk ağrısı ile radyolojik bulgular arasında anlamlı bir ilişki olmadığı bildirilmiştir (19).

Literatürde 50 serilik PCA protezlerinin 2 yıllık sonuçlarında uyluk ağrısı % 16 olarak bildirilmiştir. Mittelmeier seramik total kalça endoprotezi uygulanan toplam 69 olgunun 37.6 aylık takipleri sonucunda % 25 oranında uyluk ağrısı bildirilmiştir (19, 86, 135).

Çalışmamızda takip süresinin kısa olması nedeni ile bu konuda yorum yapılamamıştır. Uyluk ağrısı hastadan hastaya değişebilen subjektif bir bulgudur. Bu nedenle ağrının analizini çok iyi yapmak gerekir. Yayınlarda dize yayılan, trendelenburg yürüyüşü yapabilen, instabilite hissi veren ve yürüdüğü zaman durma ihtiyacına yol açan ağrının implantın gevşemesinden sorumlu tutulabileceği bildirilmiştir.

Olgularımızın hiçbirinde İnguinal ağrı gözlenmemiştir. Literatürde R. Artrit nedeni ile yivli asetabuler komponentin uygulandığı bir hastada, ameliyattan 6 hafta sonra asetabuler komponentin dışarıda kalan yivleri ile anterior kapsülün yaralanmasına bağlı geç hemartroz ve inguinal ağrı bildirilmiştir (147).

Son muayenelerde 5 olgumuzda bastona bağımsız hafif, orta ve ileri derecelerde topallama vardı. Hafif topallaması olan 2 olgumuzdan 1.sinde postravmatik koksartroza bağlı total kalça protezi uygulanmıştı, hastanın preoperatif 5.5 cm kısalığı vardı. Bu operasyonla ancak 3.5 cm giderildi ve hastada 2 cm kısalık kaldı. Diğerinde ise Otto pelvis mevcuttu ve bu hastanın sağ kalçasını opere ettik ve diğer kalçaya göre ekstremitayı 2.5 cm uzattık.

Orta derecede topallaması olan iki hastamız vardı ve bu iki vakada da hastalarda sağ yüksek DKÇ, sol koksartroz mevcuttu. Hastalarda sol idiopatik torafa operasyon uygulandığından, hastalarda iki ekstremita arasında 4.5 cm fark oldu.

Bir olgumuzda ise ileri derecede topallama mevcuttu. Bu hastamızda da sol yüksek DKÇ, sağ koksartroz vardı. Bu hastanın sağ kalçası opere edilmişti ve ekstremitelen arasında 9 cm fark oluşmuştu.

Bu uzunluk farkı olan vakalarımızda kısıklık telafi edici bot ve yükseklik takviyesi uygulandı.

Çimentosuz total kalça protezlerinin 2 ile 5 yıl arasında değişen sürelerde erken klinik sonuçları farklı serilerde değişiktir. Mittelmeier'in seramik kalça artroplastisini uyguladığı yaş ortalaması 52.4 olan 69 olgunun 37.6 aylık takibinde olguların çoğunda ağrı, fonksiyon ve toplam kalça hareketlerinin anlamlı bir şekilde düzeldiği, ancak buna rağmen bu süre içinde revizyon oranının % 27 olduğu bildirilmiştir (135). Mittelmeier protezinin asetabuler komponenti periferi yivli tepesi kesik koni şeklinde ve seramikten imal edilmiştir. Bu protezin femoral komponenti ise yakalıklı ve Chrome-Cobalt alaşımlıdır. Sapta Moore protezinde olduğu gibi iki pencere vardır. Distalde ise komponentin dört yüzeyinde makro oyuklar vardır. Bu bölümlere ameliyat anında greft konur. Bu çalışmada revizyon ameliyatlarında hem femoral hem de asetabuler komponent etrafında kemik büyümesinin olmadığı görülmüş ve yetersizlik nedenleri seramik yüzeyin porlarının olmamasına, protezin şekline ve teknik yetersizliğe bağlanmıştır (135).

RM izoelastik çimentosuz total kalça protezlerinin uygulandığı yaş ortalaması 71.9 olan 34 olgu ve 42 aylık takibe sahip diğer bir seride ise klinik sonuçların memnun edici olmadığı bildirilmiştir. Aynı seride asetabuler komponent için revizyon oranı % 17.6, femoral komponent için ise % 32'dir. Bu protezin asetabuler komponenti hemisferiktir, üzerinde 2 peg'i ve kemik büyümesine izin veren girintileri olan yüksek dansiteli ipolietilen'den imal edilmiştir. Femoral komponent, yakalıklı proksimal 1/3'ünde çepeçevre çapraz girinti ve çıkıntıları olan, distalde ise makro kemik büyümesine izin veren dörtgen şeklinde olukları vardır. Ayrıca femoral komponent iki spongios vida ile trokanterik bölgeye tespit edilmiştir (86).

RM izoelastik kabın kullanıldığı en az 6 ay en fazla 2.5 yıl takip edilen 59 kalçayı içeren Weill'in serisinde sonuçların % 88 mükemmel ve iyi olduğu, aseptik gevşemenin hiç görülmediği bildirilmiştir. Aynı tip asetabuler kabın kullanıldığı, bu iki ayrı çalışmada sonuçlar oldukça farklıdır. Bu durum çelişkili gibi görülmek ile beraber önceki seride yaş ortalaması ve takip süresi daha fazladır. Ameliyatta asetabuler komponentlerin stabil gibi gözükmesine rağmen çıkarıldıklarında kemiğin polietilen yüzey içerisine hiçbir büyüme göstermediği bildirilmiştir (86). Weill'in serisinde ise asetabuler komponentlerin stabilliğine sadece radyolojik olarak karar verilmiştir.

Çalışmamızda Modifiye Harris Kalça Skorlama sistemine göre yapılan klinik değerlendirmelerimizde 56 olgumuzun postoperatif puan ortalamaları 88.8 bulunmuş olup, bunların 30'u (% 53.5) çok iyi, 17'si iyi (% 30.3), 7'si orta (% 12.5) ve 2'si kötü (% 7.5) olarak değerlendirilmiştir. Olgularımızda klinik ve radyolojik olarak revizyona gerek duyulmamıştır. Takip süremizin kısa olmasına rağmen klinik ve radyolojik sonuçlarımız Mittelmeier ve RM izoelastik çimentosuz total kalça protezlerinin klinik radyolojik sonuçları ile karşılaştırılamayacak derecede iyidir. Bunun nedenlerini araştırdığımızda en önemli faktörün uygulanan protezlerin tasarım ve materyallerine bağlı olduğunu görmekteyiz. Kullandığımız protezlerin hepsinin femoral komponenti press-fit yerleşme özelliğine sahip idi. Kullandığımız protezlerin hepsinin 1/3 proksimal bölümü mikropor veya hidroksilapatit kaplı olup tümü titanyumdan imal edilmiştir. Asetabuler komponentlerin de hepsi titanyumdan imal edilmiştir. Titanyum porus ve hidroksilapatit kaplı bu asetabuler komponentler çok iyi mekanik primer stabiliteyi sağladığı gibi direkt kemik ile temas etmesi sonucu sekonder biyolojik fiksasyon özelliklerine de sahiptir.

Mittelmeier ve RM izoelastik protezlerinin her ikisinin de femoral komponentlerinde makro kemik büyümesi için büyük boşluklar vardır. Asetabuler komponentler ise seramik ve yüksek densiteli polietilenden imal edilmişlerdir. Kemik ile direkt temas eden bu protezlerin uygulandığı hastaların revizyon ameliyatlarında polietilen ve seramikten imal edilen asetabuler komponentler içerisine kemik büyümesinin hiç olmadığı, ancak arada fibröz bir dokunun olduğu, femoral komponentlerin ise her iki tipte de başlangıçta press-fit yerleştirilmesine rağmen daha sonra protezin yüzeyine kemik büyümesinin olmadığı bildirilmiştir (86, 135).

Lord'un trokantero-diafizer yakalıklı Co-Cr-Mo alaşımlı femoral komponenti ve elipsoid yivli, dışı Co-Cr alaşımlı ve içteki kabın polietilen olduğu kendi protezi ile yaptığı, 1-7 yıl takip ettiği olgularda % 87.5 mükemmel ve iyi sonuçlar aldığı, bu esnada hiçbir olguda aseptik gevşemenin görülmediğini bildirmiştir.

Hastaların yaş, tanı ve cinsiyet özellikleri ile klinik sonuçlarımız arasında net anlamlı bir bağlantı bulunamamıştır. Ancak tek taraflı yüksek DKÇ veya bilateral sublukse kalçalarda total kalça protezi uyguladığımız vakalarda sonuçlarımızı diğer vakalardan daha kötü olduğunu gözledik.

Literatürde primer koksartrozlu hastalarda çimentosuz total endoprotez ameliyatlarının klinik ve radyolojik sonuçlarının romatoid artrit'li gruplara göre biraz daha iyi

olduğu bildirilmiştir (19, 131). Kendi serimizdeki romatoid artrit'li hasta sayımız fazla olmadığı için bu konuda bir değerlendirme yapılamamıştır.

Çalışmamızda total kalça endoprotezi uygulanan hastalarımızın ameliyat endikasyonları olan primer hastalıklarının dağılım sıklıkları literatür ile uyum göstermektedir.

Çimentosuz total kalça protezlerinde, radyolojik değerlendirme yapmak zordur. Kalça Cemiyetinin yaptığı bir çalışmada, özellikle çimentosuz protezler ile olan deneylerin şu aşamasında, komponentler etrafındaki radyolusen hatların anlamının tam olarak bilinmediği, bununla beraber herhangi bir kalınlıktaki radyolusen hattın fiksasyonun geleceği hakkında endişe vereceği özellikle bu hattın genişliğinin artması ve yayılmasının ve klinik parametreler ile ilişkili olmasının daha da anlamlı olacağı bildirilmiştir (89). Komponentler etrafındaki bu radyolusen hatların kalınlığının 2-2.5 mm'den fazla ve progresif olduğu zaman anlam kazanacağını çeşitli araştırmalar bildirmiştir (19, 73). Bazı yazarlar gevşemenin daha iyi tanınması için sintigrafik ve artrografik tetkikler önermişlerdir (86).

Olgularımızı, Kalça Cemiyetinin önerdiği skorlama sistemine göre değerlendirdiğimizde 2 olgumuzda 3 mm'lik femoral komponent migrasyonu saptanmıştır. Asetabuler komponentlerin migrasyoyn yönünden yincelenmesinde 2 olgumuzda 4 mm'lik vertikal migrasyon 3 mm'lik horizontal migrasyon gözlenmiştir. Bu olgularımızda radyolojik bulgular ile klinik bulgular arasında karşılaştırma yaptığımızda bütün olgularımızda uyluk ağrısı gözlenmiştir.

Literatürde çimentosuz total kalça protezlerinde, komponentlere ait migrasyonun ve komponentler etrafındaki radyolusen çizgilerin ölçümlerinin 1. yılın sonundan itibaren ölçülmesi ve bunun her yıl periyodik olarak tekrarlanması önerilmektedir (19). Ayrıca bu radyolojik ölçümlerin yıldan yıla progresivite göstermesi ve klinik bulgular ile bağdaşması halinde gevşeme yönünde kararlar verilebilir.

Bizim takip süremizin ortalama 16.9 ay olması nedeni ile böyle bir progresiviteyi tayin etmemiz mümkün olmamıştır.

Olgularımızdan 2'sinde gözlediğimiz femoral komponent distalindeki radyolusen hat Zon 3'de saptanmış olup literatür ile yerleşim yönünden uygunluk göstermektedir. Asetabuler komponentlerin etrafındaki radyolusen hatların incelenmesinde ise lokalizasyon Zon I, Zon II,

Zon III olarak tespit edilmiştir. Komponentler etrafındaki radyolusen zonların lokalizasyonları yayınlara uygunluk göstermiştir (19, 86, 135).

Heterotopik ossifikasyon çimentosuz kalça artroplastisinin yaygın bir komplikasyonudur. Bunun sıklığı % 0.6 ile % 90 arasında bildirilmiştir (15, 25). Ayrıca birçok olguda heterotopik ossifikasyonun ciddi olmadığı ve klinik sonuçları etkilemediği bildirilmiştir (15). Bizim olgularımızın 13'ünde (% 23.2) heterotopik kemik saptanmıştır. Bunlarda Brooker kriterlerine göre grade 1, grade 2 ve grade 3 heterotopik kemik şeklindedir. Olgularımızın hiçbirinde grade 4 heterotopik kemik saptanmamıştır.

Çalışmamızda heterotopik kemik gelişimini önlemek için hiçbir olguda, bazı çalışmalarda kemik ingrowth'unu engellediği bildirilen, indometasin veya röntgen ışınları kullanılmamıştır. İndometasin'in heterotopik ossifikasyonu önlediği yönündeki yayınlar olmak ile birlikte, yan etkilerinin fazla olduğunu bildiren yayınlar da mevcuttur (1). Heterotopik ossifikasyonun grade 1, ve grade 2'de olduğunda benign kabul edilmesi gerektiği, grade 3, ve grade 4'de ise fonksiyonel sonuçların etkilenebileceği bildirilmiştir (148, 163)

Femoral kırık çimentosuz porotez ameliyatlarında görülebilen bir komplikasyondur. Bunun oranı Jakim. O'Leary ve Callaghan'ın serilerinde sırası ile % 0, % 1.4, ve % 4 olarak bildirilmiştir (19, 86, 38). Ayrıca 1318 olguluk bir başka seride ise femoral kırık oranı % 3 olarak gösterilmiştir (156). Bizim serimizde ise femoral kırık 4 (% 7.1) olgumuzda gözlenmiştir.

Profilaktik antibiyotiklerin kullanımının rutin hale gelmesi, laminar hava akımlı ve ameliyat ekibinin soluduğu havayı dışarı atan sitemlere sahip ameliyathanelerin kullanılması ile enfeksiyon oranı % 0.3, bu sistemlerin kullanılmadığında ise % 3.4 olarak bildirilmiştir. Çalışmamızda 1 (% 1.7) olgumuzda erken derin enfeksiyon görüldü ve bu da direnç + uygun antibiyotikle tedavi edildi. Çimentosuz total kalça protezlerinin 2 ve 5 yıllık sonuçlarını gösteren 2 ayrı çalışmada enfeksiyon oranları % 0 olarak bildirilmiştir (19, 131). Başka bir çalışmada ise greft kullanmanın enfeksiyon üzerine bir etkisinin olup olmadığı araştırılmış ve primer total kalça protezi ameliyatlarından sonra, femoral başın greft olarak kullanılmadığı 376 kalçada enfeksiyon oranı % 0.27, greft kullanılan 159 primer olguda ise bu oran % 6.8 olarak bildirilmiştir (155). Bu çalışmada primer total kalça artroplastisi için ortalama operasyon süresi 3.5 saat, greft kullanılanlarda ise 5.5 saat olarak verilmiştir (155). Çalışmamızda ortalama operasyon süremiz 2 ile 3 saat arasındadır.

Yukarıda belirtildiği üzere büyük kemik grefti kullanılan total kalça protezi ameliyatlarından sonra enfeksiyon riski greft kullanılmayanlara göre daha yüksektir.. Bizim serimizde 7 olguda femur başı otogreft olarak kullanılmış olup bu olgularda erken ve geç enfeksiyon görülmemiştir.

Çalışmamızda 1 (% 1.7) olgumuzda kalça dislokasyonu görüldü. Dislokasyon sıklığı literatürde % 1-8 arasında bildirilmektedir (29, 98)

Çalışmamızda 1 (% 1.7) hastamızda derin ven trombozu tesbit ettik ve bunu Doppler ultrason ile doğruladık. Hasta derin ven trombozu tedavisi ile düzeldi. Bu hasta dışında klinik ve Doppler ultrasonu ile tesbitlediğimiz derin ven trombozu olmadı. Ancak hastalarımızın % 30'unda postoperatif tikiplerde opere ekstremitenin şiş ve ödemli olduğu gözlemlendi. Bunun üzerine yapılan klinik ve Doppler ultrasonundan derin ven trombozu gözlenmedi ve bu vakalarda Doppler ultrasonunun sonucu venöz staz olarak ifade edildi. Total kalça protezlerinden sonra derin ven trombozu sıklığı % 35-60 arasında, pulmoner emboli ise % 2-16 arasında bildirilmektedir (39, 55). bizim hastalarımızda bu komplikasyonun az oranda görülmesinin nedeni hastalarımıza düzenli olarak düşük molekül ağırlıklı heparin kullanmamızdan ve belki de venöz staz olarak ifade edilen vakalarda venografi ile derin ven trombozu araştırmaya gitmememizden kaynaklandı.

Jakim, O'Leary ve Callaghan'ın serilerinde mortalite oranları % 0 olarak bildirilmiştir (19, 86, 135). Biz olgularımızda postoperatif dönemde mortalite gözlemedik.

Total kalça artroplastilerinden sonra eklem hareketlerinin yeniden kazandırılması, ağrının giderilmesi hem hasta hem de cerrah için istenen ve beklenen klinik sonuçlardır. Çimentosuz kalça endoprotezlerinin maddi yönüde düşünülürse ülkemiz koşullarında, pek çok çimentosuz protez içerisinden optimum olanını seçmek son derece önemlidir. Bunun için bazı sorulara cevap vermek gereklidir. Kullanılacak implantın materyali ne olmalıdır? Asetabuler ve femoral komponentlerin şekilleri, materyalleri ve yüzeyleri nasıl olmalıdır? Kap ve protez başı materyali ne olmalıdır?

Yakın bir zamanda Salvati, titanyum alaşımlı femoral komponentlerde metal iyonu salınımının Co-Cr ve paslanmaz çelikte olanlardakinden anlamlı olarak fazla olduğunu bildirmiştir (150). Özellikle femur başı olarak titanyum baş kullanıldığında, çok yumuşak bir materyal olan titanyumdan çok miktarda titanyum debris materyali görülmüş ve vücutta toksik seviyelere varacak şekilde titanyum depolandığı tespit edilmiştir. Bu durumu

önlemek için titanyum baş kullanımından vazgeçilmiştir. buna rağmen titanyumlu femoral ve asetabuler komponent kullanılan hastalarda vücut titanyum seviyesi yüksek olarak bulunmuştur (76). Buna karşın daha sert bir alaşım olan vitilyumun kullanıldığı olgularda debris materyali daha az olduğu halde bunlarda da akciğer karsinomu riskinin arttığı bildirilmektedir. Ayrıca titanyum alaşımı elastisitesi ve dinamik gücü nedeni ile mikro hareketlerin implant ile kemik yüzeyi arasında hasar verme riskini azaltır.

Asetabuler ve femoral komponentin şekli üzerinde ortak bir fikir birliği yoktur. Ancak genellikle kabul edilen, uygulanacak implantın kalça ve pelvisin fizyolojik kuvvetlerine olabildiğince az müdahale etmelidir. Bunun için hem femoral hem de asetabuler komponent femur ve asetabulumun anatomik yapısına uygun olmalıdır.

Çalışmamızda kullandığımız femoral ve asetabuler komponentler titanyumdan imal edilmiş olup olgularımızın 41 kalçasında düz saplı femorel komponent, 15 kalçasında ise anatomik femoral komponent kullanılmıştır.

Çalışmamızda kullandığımız femoral komponentlerin 1/3 proksimali titanyum mikropor veya hidroksiapatit kaplıdır. Femur proksimalinde spongioz doku ve dolayısı ile osteogenetik aktivitenin fazla olması bu protezlerde biyolojik fiksasyon yönünden olumlu bir etkidir. Ayrıca biyomekanik olarak yüklerin toplandığı bölge burası olduğu için burada stabilitenin maksimum olması istenir.

Porlu yüzeyli femoral komponentlerle yapılan deneysel çalışmaların sonuçları, porların sayısı ve büyüklüğünün biyolojik fiksasyon için önemli olduğunu ve 50-400 mikrometre arasında pudralama tekniği ile oluşturulan porlu yüzeylerin içerisine, kemik büyümesinin çok iyi olduğu bildirilmiştir. Bazı çalışmalar da hidroksiapatit kaplı femoral komponentlerin başarı ile kullanılabileceğini göstermektedir (37).

Çalışmamızda kullanılan asetabuler komponentlerin tümü hemisferik şekilli olup titanyumdan imal edilmiştir. Silindirik asetabuler komponentler ile yapılan çalışmalarda, kemik implant arasında tam bir temas sağlanamadığı ve geniş boşluklara yol açtığı gözlenmiş olup, bunlarda medial duvarın penetrasyonu riski de çok yüksektir (63). Kare şeklindeki asetabuler komponentler ise ancak sınırlı bir adaptasyona izin verirler.

Poros yüzeyli hemisferik asetabuler kaplar ile yapılan çalışmalarda, eğer komponent asetabulumun tüm derinliği ile temasta ise yüzeyin tamamında mükemmel kemik

büyümesinin görüldüğü bildirilmiştir. Buna karşıt olarak implant ile kemik arasında 0.5 mm veya daha fazla boşluk kaldığında kemik büyümesinin bu bölgelerde olmadığı saptanmıştır. Hemisferik kaplar için asetabulumun hazırlanmasında medial duvarın yetersizlik riskinin az olduğu, implant ile kemik arasında maksimum temas alanı sağlandığı, ancak primer tespiti zor olduğu için ilave çıkıntılara veya vidalamaya ihtiyaç gösterdiği bildirilmiştir (75).

Çalışmamızda porlu asetabuler komponentler kullanılmıştır. Yivli ve porla kaplı asetabuler komponentler ile yapılan deneysel çalışmalarda yivli olanlarda fibröz yapışmanın daha fazla görünmesine karşın, porlu yüzeylerde kemiksel gelişmenin daha fazla olduğu gösterilmiştir (169).

Çalışmamızda tüm kalçalarda femur boynu rezeke edilmiştir. Bazı çalışmalarda femur boynunu bırakmanın mekanik avantajları olduğu, rotasyonel stabilitenin arttığı öne sürülmüştür (132). Ancak buna karşı görüş olarak, başın rezeksiyonundan sonra boynun avasküler kalma sakıncası, kalan boyun bölümünün sıkışarak dislokasyona ve asetabuler komponentin gevşemesine yol açabileceği, boynun korunması ile implantasyonun teknik olarak zorlaşacağı ve yetersiz asetabulum ekspozuruna yol açacağı çeşitli çalışmalarda bildirilmiştir (61).

Çimentosuz protezler hakkında herhangi bir son değerlendirme yapabilmek için femoral komponent için en az 5, asetabuler komponent için ise en az 8-10 yıllık bir takip süresine gereksinim vardır. Böylece bir fiksasyon metodunun diğerine göre üstünlüğünü söylemek mümkün olabilecektir.

Kesin yorum yapılamamasına rağmen çimentosuz total kalça artroplastilerinin klinik sonuçlarının iyi olduğu ve bugün için gevşeme riskinin büyük bir problem olmadığı söylenebilir.

Çimentolu protezlere göre ana avantajlarından biri, revizyon gerektiği zaman kemik stoklarının harap olmamasıdır. Buna karşın implant yüzeyindeki girintilere kemik büyümesinin revizyon cerrahisinde bazı yeni problemler ortaya çıkarabileceği söylenebilir.

Endoprotezlerin çimentosuz olarak kullanımı şüphesiz ki en fizyolojik sistemdir. Özellikle aktif ve genç hastalarda uygulanımı son derece anlamlı fizyolojik temele dayanır. İmplant, pelvis ve femur ile biyomekanik bir bütünlük kazanınca uzun süreli fonksiyon için umut vaad eder.

SONUÇ

Çalışmamızda Ağustos 1991 ve Kasım 1995 ayları arasında SSK Ankara Hast. 2. Ort. ve Travmatoloji kliniğinde değişik nedenlere bağlı olarak koksartroz tanısı konup çimentosuz total kalça endoprotezi ameliyatı uygulanmış ve çalışmaya alınma kriterlerine uygunluk gösteren 53 hastanın 56 kalçası değerlendirilmiştir.

Hastalara çimentosuz total kalça artroplastisi endikasyonu koyarken yaş, cins, femur porsimalinin kortikal kemik yapısının durumu, osteoporoz, kalçadaki dejenerasyonun etyolojik nedeni gözönüne alınması gereken parametrelerdir.

Çimentosuz total kalça endoprotezi uygulanması düşünülen hastanın ameliyat öncesi iyi hazırlanması gereklidir. Bu amaçla tüm olguların preopratif dönemde rutin fizik ve ortopedik muayeneleri, rutin laboratuvar ve radyolojik değerlendirmeleri yapılmalıdır. Ameliyat öncesi her iki kalçanın AP ve lateral grafikleri standart tekniğe uygun olarak 1 m'den çekilmelidir.

Çimentosuz protezler seçilir iken pelvis ve kalçanın biyomekaniğine en az müdahale eden ve femur ile asetabulumun anatomisine en uygun olanı seçilmelidir. Bunun yanısıra protezin metal özellikleri seçilirken mikro hareketlerin etkilemesini en aza indiren dinamik özelliğe sahip ve biyo uyumlu metalden yapılmış olmasına dikkat etmelidir. Protezin yüzey özelliklerinde de biyolojik fiksasyona en uygun yüzey özelliğine sahipi olanlar tercih edilmelidir.

Cerrahi sonrası enfeksiyon riskini azıltmak amacı ile, optimal asepsi şartları sağlanmalı ve uygun profilaktik antibiyotik tedavisi planlanmalıdır.

Cerrahi teknik olarak, en pratik olan, en geniş ekspozuru sağlayan ve kalça biyomekaniğini en az etkileyen yöntem seçilmelidir. Operasyona femoral ve asetabuler komponentlerin tüm boyları ve alternatif bir protez tipi el altında bulundurulurken girilmelidir.

Postoperatif dönemde biyolojik fiksasyonu ve kemik ingrowth'u sağlanana kadar rotasyonel ve vertikal kuvvetlerden hasta korunmalıdır. Bu süre en az 6 haftadır. Bu dönemden sonra da en az 6 hafta daha koltuk değneği ile parsiyel ağırlık verilmelidir. Hastalar 3 aydan önce koltuk değneksiz, tam ağırlık verilerek yürütülmemelidir.

Hastalar klinik ve radyolojik en iyi şekilde takiplerini sağlayacak standart kalça skorlama sistemlerinden biri ile, postoperatif 1.5, 3., 6. ve 12. aylarda ve daha sonra her yıl kontrol edilmelidirler.

Total kalça endoprotezi asetabulumuna bir kap, femura bir sitem yerleştirilmesi şeklinde basit bir işlem değildir. Total kalça endoprotezi uygulanan vakalarda hasta için uygun protez seçimi iyi yapılmalı ve operasyonda kalça eklem merkezini restore etmek, ekstremitte eşitliğini restore etmek için iyi bir preoperatif planlama yapılmalı. Eğer mümkünse yüksek DKÇ veya diğer DKÇ zeminindeki vakalarda asetabulum kap gerçek asetabulumuna indirilmeye çalışılmalı ve kalça biyomekaniği restore edilmelidir. Ekstremitte eşitsizliğinin erken gevşemeye neden olduğu düşünülerek ekstremiteler mümkünse eşitlenmeye çalışılmalıdır. Bilateral koksartrozlu vakalarda bu iki kalçayı 3 veya 6 aylık aralarla opere edilmeye çalışılmalı ve koksartrozlu kalan kalçanın, opere olan kalça üzerindeki kötü etkileri ortadan kaldırılmalıdır. Bu hastalar intraoperatif ve postoperatif kan kaybı yönünden çok dikkatle takip edilmeli, deri ve trombozu, pulmoner emboli yönünden uyanık olunmalı mümkünse profilaksi kullanılmalıdır.

Hastalarda asetabulum sentral yerleştirilerek ve ekstremitte eşitliğini sağlayarak vücutlu ağırlık merkezi ile abduktör kaldıraç kolu arasındaki denge sağlanarak hastanın topallaması önlenmeli ve operasyon sonrası egzersizlerle abduktör kaslar güçlendirilmelidir.

Operasyonda her an bir komplikasyon olacağı düşünülerek çok dikkatli ve nazik çalışılmalı, operasyona konsantre olunmalıdır. Kapın ve femoral stemin uygun anteversiyonda yerleştirilmesine çok özen gösterilmeli, bu işlemler esnasında hastanın tam yan pozisyonunu koruyup korumadığına bakılmalı, bozulmuşsa düzeltilmelidir.

Operasyonda abduktör kasların korunmasına dikkat edilmeli, operasyon sonunda bölgenin iyi bir şekilde debridmanı ve irrigasyonu yapılmalıdır.

Bölgenin kapatılmasında özellikle derin enfeksiyonlara bariyer görevi yapan fasia çok iyi kapatılmalıdır.

Hastalar operasyon odasından yataklarına gelene ve ayılana kadar abduksiyon yastığı ile korunmalıdır.

Bölgeye koyduğumuz kap ve femoral stemin bölgeye tam oturup oturmadığına bakılmalı, asetabular volüm defektli vakalarda medial duvar yeterince doldurularak kalça eklem merkezi restore edilmelidir.

Bölgeye koyduğumuz distal tipin tam oturmasını sağlamalı, aksi halde erken gevşemeye neden olacağı bilinmeli ve bunun önüne geçmek için özellikle yan femoral grafilerde distal tip ölçümü yapılmalıdır.

ÖZET

SSK Ankara Hastanesi 2. ortopedi ve Travmatoloji kliniğinde Ağustos 1991 ile Kasım 1995 yılları arasında 57 hastanın 60 kalçasına çimentosuz primer total kalça protezi ameliyatı uygulanmıştır. Çalışmamızda en az 6 aylık takip süresine sahip, 53 hastanın 56 kalçası değerlendirmeye alınmıştır. Olgularımızın yaş ortalaması 52 yıl olup kadın / erkek oranı 1.5 dur. Opere edilen olgularımız ortalama 16.9 ay takip edilmişlerdir.

Olgularımızın 24'ü (% 42.8) primer koksartroz, 32'si (% 57.2) sekonder koksartrozdur. Sekonder koksartroz vakalarından 9'u (% 16.08) romatoid artrit, 2'si (% 3.5) ankilozan spondilit, 7'si (% 12.5) DKÇ zemininde, 2'si (% 3.5) koksa vara, 6'sı (% 10.7) avasküler nekroz, 1'i (% 1.78) otto pelvis, 4'ü (% 7.12) postravmatik, 1'i (% 1.78) C. femois kırığı idi.

Opere ettiğimiz olgularımızın 41 kalçasında Omnifit PSL asetabular kap ile Omniflex femoral stemler kullanıldı. Bu stemler düz (Straight) stemlerdir. 15 kalçamızda ise Harris / Galante Poros asetabuler kap ile Zimmer Anatomik stem kullanıldı.

Çalışmamıza alınan hastaların klinik ve radyolojik olarak yapılan son değerlendirmeleri standart kalça skortlama sistemleri kullanılarak yapılmış ve literatürde bildirilen sonuçlar ile bizim sonuçlarımızın uyum gösterdiği gözlenmiştir.

Çalışmamızda, çimentosuz total kalça endoprotezleri ile ilgili yapılmış klinik ve laboratuvar çalışmaları göz önüne alınarak, ideal bir çimentosuz total kalça protezinin materyal, yüzey ve şekil özellikleri belirtilmeye çalışılmıştır.

SUMMARY

EVALUATION OF OUR PATIENTS WITH CEMENTLESS TOTAL HIP ARTHROPLASTY

During the period between August 1991 and November 1995, 57 patients had been undergone cementless total hip arthroplasty in 2. clinics of Orthopedic and Travmatolojy of Ankara Social Security Hospital In this study the 56 hips of 53 patinets who had a follow up period more than 6 months have been evaluated. The average age of the study group was 52 years and female / male ratio was 1.5 . in the study Group mean follow up period after surgery was 16.9 months.

The primary pathology for the hips that had been operated was primary Coxarthrosis 24 hips (% 22.8). There were 9 hips (% 16.08) with R. Arthsitis, 2 hips (% 3.5) with ankylosing spondilitis, 7 hips (%12,5) with conjenital hip dislocation, 2 hips (% 3.5) with coxa vara, 6 hips (%10.7) with avascular necrosis, 1 hip (% 1.78) with otto pelvis, 4 hips (% 7.12) with posttravmatic secondary coxarthrosis, 1 hip (% 1.78) had collum femoris fracture.

In this study Omniflex, Zimmer Anatomic press-fit types of femoral components and Omnifit PSL, Harris / Galate porous acetabuler press-fit types of acetabuler components had been used.

In the course of our study the hips of the patients has been evaluated clinically and radiologically by the help of standard hip scoring sisystems. Our results has been strongly corrolated with the results of other studies.

In this study, we also aim emphasize the material, surface and shape features of an ideal total hip endeprothesis.

KAYNAKLAR

1. Almasbakk, K., Roysyland, P. : Does indomethacin prevent postoperative ectopic ossification in total hip replacement? *Acta Orthop. Scand.* 47 : 556, 1977.
2. Altman D. Roy, MD. : Osteoarthritis diff. from romatoid arthrit causes of pain. treatment. *Osteoarthritis.* Vol. 87. No. 3, p. 67 - 78, February 1990.
3. Amstutz, H. C. : Treatment of sepsis in total hip replacement. *Instructional Course Lectures, A. A. O. S.,* Vol: 23, 248 - 253, 1974.
4. Amstutz, H. C. : Complications of total hip replacement. *Clin. Orth.* 72: 123, 1970.
5. Anderson, C. E., Griffin, W., Marx, C. L.: Cementless acetabuler components. *The Jour. of Bone and J. Surg.,* Vol : 72 - B, 53, 1990.
6. Azuma-T; Yasuda-H; Okagaki-K; Sakai-K. : Compressed allograft chips for acetabular reconstruction in revision hip arthroplasty. *J-Bone-Joint-Surg-Br.* 76 : 740, 1994.
7. Ballard-WT; Callaghan-JJ; Sullivan-PM; Johnston-RC. : The results of improved cementing techniques for total hip arthroplasty in patients less than fifty years old. A ten-year follow-up study. *J-Bone-Joint-Surg-Am.* 76 : 959, 1994.
8. Billotti-J; Zimmerman-MC; Pizzurro-J; Mango-T; Billings-J; Parsons-JR. : The porous-coated anatomic (PCA) total hip arthroplasty: a review of 73 uncemented cases with 2-year follow up. *Orthopedics.* 18 : 37, 1995.
9. Bisla, R., Inglis, A., Ranamat, C.: Joint replacement surgery in patients under thirty, *J. Bone Jo. Surg.,* 58 - A: 1098, 1976.
9. Greer, E. R. : *Campbell's Operative Orthopaedics: Seventh Edition,* 1029. The C. V. Mosby Company, Toronto 1987.
10. Bobby, J.: The effect of porous surface configuration. *Clin. Orthop.,* 149: 291, 1980.

11. Boby. J.: The optimum pore size for the fixation of porous surfaced and metal implants by bone ingrowth. Clin. Orthop., 150 : 263, 1980.
12. Borris-LC; Lassen-MR; Jensen-HP; Andersen-BS; Poulsen-KA. : Perioperative thrombosis prophylaxis with low molecular weight heparins in elective hip surgery. Clinical and economic considerations. Int-J-Clin-Pharmacol-Ther. 32 : 262, 1994.
13. Borstlap-M; Zant-JL; van-Soesbergen-RM; van-der-Korst-JK. : Quality of life assessment: a comparison of four questionnaires: for measuring improvements after total hip replacement. Clin-Rheumatol. 14 : 15, 1995.
14. Boutin, P.: Arthoplasite totale de la hanche par prothese en alumine fritte, Rev, Clin. Orthop., 58 : 229, 1972.
15. Brooker, A., Bowermann. J.: Ectopic ossification following total hip replacement. J. Bone Jo. Surg., 55 - A: 1629 - 32, 1972.
16. Bruijn-JD; Seelen-JL; Feenstra-RM; Hansen-BE; Bernoski-FP. : Failure of the Mecring screw-ring acetabular component in total hip arthroplasty. A three to seven-year follow-up study. J-Bone-Joint-Surg-Am. 77 : 760, 1995.
17. Bucholz, H. J., Elson. E. : Management of deep infection in total hip replacement. J. Bone Surg., 63 - B: 342, 1989.
18. Bullough Pefer : Subchondral avascular necrosis. Annals of the Rheumatic Disease, 49, p. 412 - 420, 1990.
19. Callaghan, M., Dysart. H., Savory, G.: The uncemented porous coated anatomic total hip arh. J. Bone. Surg. Vol: 70 - A, 337 - 346, 1988.
20. Calandruccio. A. Rocco : Campbell's Operative Orthopedics: Seventh Edition, 1213 - 1503. The C. V. Mosby Company, Toronto, 1987.
21. Carlsson, A., Magnuson, C.: Metal sensitivity in total arthroplasties. Acta. Orthop. Scan., 51: 57 - 62, 1980.
22. Chandler, H., Reineck, F., Wixson, R., McCarthy, J. : Total hip replacement in patients younger than 30 years old. J. Bone J. Surg. 63 - A : 1426, 1981.

23. Charnley, J.: Anchorage of the femoral head prothesis to the shaft of the femur. J. Bone Jo. Surg, 46 - B: 191, 1964.
24. Charnley, J., Ferrera. A. : Transplantation of the greater trochanter in arthroplasty of the hip. J. Bone J. Surg., 46 - B: 191, 1964.
25. Charnley, J.: Total prosthetic replacement for advanced coxarthrosis. Internal publ. Wrightington Hosp., 1967.
26. Charnley, J., Eftekher, N. : Postop. infection in total hip arthroplasty. Brit. J. Surg. 56: 641 - 49, 1969.
27. Charnley, J.: Acrylic cement in orthopedic surgery. Baltimore, the Williams and Wilkins Co., 1970.
28. Charnley, J. : The long term results of low friction arthroplasty. J. Bonee Surg., 54 : 61, 1972.
29. Chernley, J., Lupic, Z. : The nine and ten year results of the low friction arthroplasty of the hip. Clinb Orthop., 95 : 9 - 25, 1973.
30. Charnley, J. : Low friction arthroplasty of the hip. 1979.
31. Charnley, J. : Low friction arthroplasty of the hip. Theory and practice. New York, 1979.
32. Chen-CH; Shih-CH. : Acetabular allograft reconstruction in total hip arthroplasty: preliminary report with clinical, roentgenographic and scintigraphic analyses. J-Formos-Med-Assoc. 93 : 781, 1995.
33. Ciccotti-MG; Rothman-RH; Hozack-WJ; Moriarty-L. :Clinical and roentgenographic evaluation of hydroxyapatite-augmented and nonaugmented porous total hip arthroplasty. J-Arthroplasty. 9 : 631, 1994.
34. Clegg, J. : The results of pseudoarthrosis after removal of infected total hip prosthesis. J. Bone J. Surg., 59 - B : 298, 1977.
35. Collis, D., Steinhaus, K. : Total hip replacement without deep infection in a standart operating room. J. Bo. Surg., 58 - A : 446, 1976.

36. Cook, T. D. V. : Pathogenetic mechanism in polyarticular osteoarthritis. Clinics in rheumatic diseases. Vol. 11, No. 2, p. 203 - 237, August 1985.
37. Cook, S., Thomas, K. : Hydroxyapatite coated porous titanium for use as an orthopedic biologic attachments system. Clin. Ortho. Rel. : 230, 303, 1988.
38. Cook, S., Barrack, R., Thomas, K., Hodded, R. : Quantative analysis of tissue growth into human porous total hip components. J. Arth. No: 3, 249 - 262, 1988.
39. Coventry, M., Nolan, D. : Delayed prophlactic anticoagulation. J. Bone J. Surg. 55 - A : 1478 - 92, 1973.
40. Coventry, M. : 2012 total hip arthroplasties. J. Bone J. Surg., 56 - A : 273, 1974.
41. Coventry, M. : Infection occuring in total hip surgery. Orthop. Clin. North Am., 6: 991 - 1003, 1975.
42. Daniel J. McCarty, MD. : Arthritis and allied conditions: Lea and Febigger, Philedelphia 1985.
43. Daniel, W. : Pulmonary complications during total hip arthroplasty. J. Bone J. Surg., 5A - A : 282, 1972.
44. D'Aubigne, M., Postel, M. : Functional results of hip arthroplasty with acrylic prothesis. The J? Bone J. Surg., Vol: 36 - A, 451 - 75, 1954.
45. Dehaven, K., Evarts, C., Wilde, A., Collins, H., Nelsen, C. : Early results df Charnley - Müller total hip reconstruction. Orthop. Clin. North Am., 4 : 465 - 72, 1973.
46. DeLee, J., Charnley, J. : Radiologic demarcation of cemented sockets in total hip replacement. Clin. Orthop., 121 : 20 32, 1976.
47. Dolanc, B. : Local perioperative complications. Total hip prothesis, p.: 66, Bern, Huber. 1976.
48. Dorr, L., Wolf, A. : Classification and treatment of dislocations of total hip arthroplasty. Clin. Orthop., 173, 151 - 8, 1983.

49. Dorr, L. : Total hip arthroplasty using APR system. Techn. Orthop. Bone ingrowth hip arthroplasty., 1 : 22 - 34, 1986.
50. Dunn, D. : The ring uncemented plastic on metal total hip replacement. The J. Bone J. Surg., 70 - B : 40 - 44, 1988.
51. Edeen-J; Sharkey-PF; Alexander-AH .: Clinical significance of leg-length inequality after total hip arthroplasty. Am-J-Orthop. 24 : 347, 1995.
52. Engh. C., Griffin, W., Marx, C.: Cementless acetabular components. The bone and Joint Surg., Vol, 72 - B, No. 1, 53 - 59,, January 1990.
53. Erickson-B; Perkins-M. : Interdisciplinary team approach in the rehabilitation of hip and knee arthroplasties. Am-J-Occup-Ther. 48 : 439, 1994.
54. Erwin, W., Morcher, M. D. : Cementless Total Hip Arthroplasty, Clinical Orthop. and Related Research, page (77 - 78), Number 181, December, 1983.
55. Evarts, C. M., and Feil, E. J. : Prevention of Thromboemboli Disease after Elective Surgery of the hip. J. Bone Joint Surg., 53 - A : 1271 - 1280, Oct. 1971.
56. Evarts, C. McCollister. : Surgery of the Musculo skeletal system. Volum 3, 6: 3, Churchill Livingstone, 1983.
57. Everts, C., McCollister, M. D. : Biologic fixation. The Journal of Arthroplasty Vo. 1. No. 4. 293 - 5, 1986.
58. Eskola, A., Santavirta, S., et al. : Cementless Total Replacement for Old Tuberculosis of The Hip. J. Bone Joint Surg., Vol., 70 - B, 603 - Aug. 1988.
59. Finkelstein-JA; Anderson-GI; Waddell-JP; Richards-RR; Hearn-TC; Schemitsch-E. : A study of micromotion and appositional bone growth to a canine madreporic-surfaced femoral component. J-Arthroplasty. 9 : 317, 1994.
60. AUTHOR(S): Fitzgerald-RH Jr. : Controversies in the prevention of deep vein thrombosis with total hip arthroplasty. Orthopedics. 17 : 8, 1994.

61. Freeman, M. A. R. : Principles and Preliminary Clinical Results of Greeman Arthroplasty of the Hip. London, England. June 1985. 55 - Freeman. M. A. R.: Why Resect the Neck. J. Bone Joint Surg., 1986.
62. Galante, J., Rostoker, W., et al. : Sintered fiber metal composite as a basis for attachment of implant to bone. J. Bone Joint Surg., 53 - A : 101, 1971.
63. Galante, J. O., and Rostoker, W. : Fiber metal composites in the fixation of skeletal prostheses. J. Biomed. Mater. Res. 7 : 43, 1973.
64. Gardner, E., Gay, D. J. : Oranilly, R. : Anatomy Saunders, Philadelphia. 1960.
65. Givon-U; Schindler-A; Ganel-A; Levy-O. : Distal transfer of the greater trochanter revisited: long-term follow-up of nine hips. J-Pediatr-Orthop. 15: 346, 1995.
66. Goodman, S. B., Schurman, D. J. : Outcome of Infected Total Hip Arthroplasty. Th. J. Arthroplasty. Vol. 3, No. 2, 97 - 102, June, 1988.
67. Gosset, J. : Presentation d'une arthroplastie de la hanche 1968 par prothese cervicocapitale Mem. Acad. Chir. 75 : 800. 1949.
68. Grawford, W. J. : A Clinical trial of prophylactic anticoagulant therapy in elective hip surgery. internal Publication. No 14, Wrightington Hob., 1968.
70. Gruen, T. A., Mc Neice, G. M., and Amstutz, H. H. : "Modes of Failure" of Cemented stem - Type Femoral Components A Radiographic Analysis of Loosening. Clin. Orthop. 141 : 17 - 27, 1979.
71. Gür, E., Triloc sementsiz total kalça protezlenrinin uygulanması ve aldığımız ilk sonuçlar. Aralık 1990 GATA - Ankara.
72. Haddad, J. Rey. : A Comparison of Three Varieties of Noncemented Porous - Coated Hip Replacement. J. Bone Joint Surg. Vol. 72 - B : No 1, 2 - 7 Jan. 1990.
73. Hardinge, Kevin. : The Direct lateral Approach to the Hip. J. Bone Joint Surg. 64 - B (1) : 17 - 19, 1982.

74. Harris, W. H. : Traumatic arthritis of the hip after dislocation and acetabular fractures: treatment by mold arthroplasty: and end - result study using a new method of result evaluation. *J. Bone Joint Surg.* 51 - A : 737, 1969.
75. Harris, W. H., White, R. E., McCarty, J. C., Walker, P.S., Weinberg, E. H.: Bony ingrowth fixation of the acetabular component in canine hip joint orthoplasty. *Clin. Orthop.* 176 : 7, 1983.
76. Harris, W. H., Sledge, C. B. : Total Hip and Total Knee Replacement (first of two parts) *The New England Journal of Medicine.* Vol 323, No 11 725 - 731, 1990.
77. Heiner-JP; Manley-P; Kohles-S; Ulm-M; Bogart-L; Vanderby-R Jr. : Ingrowth reduces implant-to-bone relative displacements in canine acetabular prostheses. *J-Orthop-Res.* 12 : 657, 1994.
78. Hoffman-CW; Lynskey-TG; Hadlow-V. : Twenty years of total hip arthroplasty in Taranaki: a survival analysis. *Aust-N-Z-J-Surg.* 64 : 538, 1994.
79. Holm, N. J.: The Development of a two - dimensional stress - optical model of the os coxae. *Acta Orthop. Scand.* 52: 135, 1981.
80. Homsy, C. A. : Implant stabilization chemical and biomechanical consideration. *Orthop. Clin. North Am.* 4: 295, 1973.
81. Hoaglund-FT; Oishi-CS; Gialamas-GG. :Extreme variations in racial rates of total hip arthroplasty for primary coxarthrosis: a population-based study in San Francisco. *Ann-Rheum-Dis.* 54 : 107, 1995.
82. Huggler, A. N., and Jacob, H. A. C. : a new approach towards hip prosthesis design. *Arch. Orthop. Trauma. Surg.* 97: 141, 1980.
83. Hunter, G., Dandy, D. : The Natural History of the patient with an infected Total Hip Replacement. *J. Bone Joint Surg.* 59 - B : 293, 1977. 80 - Ionotti, J. P., et al. : Aseptic Loosening after total hip arthroplasty, *J. Arthroplasty* 1 : 99, 1986.

84. Hussamy-O; Lachiewicz-PF. : Revision total hip arthroplasty with the BIAS (Biologic Ingrowth Anatomic System) femoral component. Three to six-year results. J-Bone-Joint-Surg-Am. 176 : 1137, 1994.
85. Jacobs, L. G. H.; Buxton, R. A. : The Course of the superior Gluteal Nerve in the Lateral Approach to the Hip. J. Bone Joint Surg. Vol. 71 - A, No 8, 1239 September, 1989.
86. Jakim, I., Barlin, C., et al. : RM Isoelastic Total Hip Arthroplasty. The J. Arthroplasty Vol. 3, No 3, 181, 1988.
87. Jasty, M., Harrington, T. P., et al. : Residual strains produced in the proximal femur during resping ano during insertion of uncemented metal femoral components. Trans. Orthop. Res. Soc. 12 : 399, 1987.
88. Johnston, C. R. : Clinical and Radiographic Evaluation of Total Hip Replacement J. Bone Joirt Surg. Vol: 72 - A, No 2, 161 - 68, Feb. 1990.
89. Johnston, R. C., Fitzgerald. R. H., Harris, W. H., Müller, M. E., Sledge, C. B.: Clinical and Radiographic Evaluation of Total Hip Replacement. J. Bone Joint Surg. 72 - A : 161, 1990.
90. Jhonston, R. C, Crowninshield, R. D. : Roentgenographic results of total hip arthroplasty: A ten year follow - up study. Clin. Orthop. 183: 92, 1983.
91. Kakka, V. V., Fork, P. J., Murray, W. J., et al. : Heparin and Dihydroergothamine prophylaxis againts thromboembolism after hip arthroplasty. J. Bone Joint Surg. 67 - B : 538 - 42, 1985.
92. Kantar, S. G., et al. : Resection Arthroplasty Fololwing Infected Total Hip Replacement Arthroplasty. The J. Arthroplasty Vol. 1, No 2, 83, June 1986.
93. Kavanagh, B. F., Fitzgerald, R. H. % Clinical and Roentgenographic Assessment of Total Hip Arthroplasty, A. New Hip Score. Clinical Orthop. and Rel. Res. No 193: 133, 1985.
94. Kavanagh-BF; Wallrichs-S; Dewitz-M; Berry-D; Currier-B; Ilstrup-D; Coventry-MB. : Charnley low-friction arthroplasty of the hip. Twenty-year results with cement. J-Arthroplasty. 9 : 229, 1994.

95. Keating, M. E. : Structures at Risk from Medicially Placed Acetabular Screw. J. Bone Joint Surg. Vol. 72 - A, No 4, 509 - 11, April 1990.
96. Kelley N. W. : Textbook of Rheumatology. W. B. Saunders Company, Philedelphia, 1989.
97. Kelsey, J. L., Philip, H., Charnley, J. : Prediction of the Thromboembolism following total hip replacement. Clin. Orthop. 114 : 247 - 58, 1976.
98. Khan Ali, M. A., Brankenbury, P. H., Reynolds, I. S. R. : Dislocation follojing total hip replacement. J. Bone Joint Surg. 63 - B : 214 - 8, 1981.
99. Khan Ali, M. A., and O'Driscoll, M. : Fractures of the femur during Total Hip Replacement and Their Management. J. Bone Joint Surg. 59 - B (1) : 36 - 41, 1977.
100. Kim, Y. H., Suh. J. S. : Low incidense of deep - vein thrombosis after cemetless total hip replacement. J. Bone Joint Surg. Vol. 70 - A. no 6, 878 - 81, July 1988.
101. Lachievicz, P. F., Desmann, S..M. : Bipolar Endoprosthesis in Avascular Necrosis of the femoral Head. The J. Arthroplasty Vol. 3, No 2, 131 - 138, June 1988.
102. Lautiainen-IA; Joukainen-J; Makela-EA. : Clinical and roentgenographic results of cementless total hip arthroplasty. J-Arthroplasty. 9 : 653, 1994.
103. Lawrence-JM; Engh-CA; Macalino-GE; Lauro-GR. : Outcome of revision hip arthroplasty done without cement. J-Bone-Joint-Surg-Am. 76 : 965, 1994.
104. Learmonth-ID; Spirakis-A. : Current thoughts on total hip replacement. S-Afr-Med-J. 84 : 88, 1994.
105. Lewis-VL Jr; Stulberg-DS; Bailey-MH; Mossie-RD. : A muscle-sparing technique for reconstruction of the defect left after excisional hip arthroplasty. J-Arthroplasty. 9 : 193, 1994.
106. Lord, G. A. : Plastic wear. Polyethylene wear in cementless T. H. A. Abstracts title; 746. SICOT 90. XVIII World Congress, Montreal, September, 9 - 14, 1990.

107. Lord, G., Marotte, J. H.: x; Gullman, J. L., and Blanchard, J. P. : Cementless Revision of failed Aseptic Cemented and Cementless Total Hip Arthroplasties 284 Cases. Clin. Orthop. 235: 67 - 74, 1988.
108. Lowell, J. D. : Complication of total hip replacement. A. OA. O. S. Instructional Course Lectures, Vol. 23: 209, 1974.
109. Maloney, J. J., Jasty, M., et al.: Endosteal Erosion in Association with stable Uncemented Femoral Components. J. Bone Joint Surg. Vol. 72 - A, No 7, 1205, 1990.
110. Mallory, T. H. : Rupture of Common iliac vein from reaming the acetabulum during total hip replacement a case report. J. Bone Joint Surg. 54-A: 276, 1972.
111. Manley-PA; Vanderby-R Jr; Kohles-S; Markel-MD; Heiner-JP. : Alterations in femoral strain, micromotion, cortical geometry, cortical porosity, and bony ingrowth in uncemented collared and collarless prostheses in the dog. J-Arthroplasty. 10 : 63, 1995.
112. Marsch-SC; Skarvan-K; Schaefer-HG; Naegeli-B; Paganoni-R; Castelli-I; Scheidegger-D. : Prolonged decrease in heart rate variability after elective hip arthroplasty. Br-J-Anaesth. 72 : 643, 1994.
114. McFarland, B., and Osborne, G. : "Approach to the hip: A suggested improvement on Kocher's method" J. Bone Joint Surg. (B). 36 - B: 364 - 7, 1954.
115. McGovern-TF; Engh-CA; Zettl-Schaffer-K; Hooten-JP Jr. : Cortical bone density of the proximal femur following cementless total hip arthroplasty. Clin-Orthop. 306 : 145, 1994.
116. McKee, G. K., and Watson - farrar, J. : Replacement of arthritic hips by the McKee - farrar prosthesis. J. Bone Joint Surg. 48 - B: 245, 1966.
117. McKee. G. K.: Development of total prosthetic replacement of the hip. Clin. Orthop. 72: 85, 1970.
118. McLaren, A. C.: Prophylaxis with Indomethacin for Heteropic Bone J. Bone Joint Surg. Vol. 72 - A, No 2: 245 - 47, Feb. 1990.

119. Morawski-DR; Coutts-RD; Handal-EG; Luibel-FJ; Santore-RF; Ricci-JL. :Polyethylene debris in lymph nodes after a total hip arthroplasty. A report of two cases. J-Bone-Joint-Surg-Am. 77 : 772, 1995.
120. Morscher, E. W. : Cementless total Hip Arthroplasty. Clin. Orthop. No 181, 76 - 91, December 1983.
121. Morscher, E. W., Dick, W. : Cementless, fixation of "isoelastic" hip endoprosthesis manufactured from plastic materials. Clin. Orthop. 176: 77, 1983.
122. Muir. H. : 6th Seapal Congress of Rheumatology. Hogrefe and Huber Publishers. Tokyo, Japan 1988.
123. Müller, M. E.: Total hip prosthesis. Clin. Orthop. 72: 46, 1970.
124. Müller, M. D. : Preservation of septic total hip replacement versus Girdlestone operation. P. 308, In the Hip: Proceeding of the Hip Society. CV / Mosby. St. Luis. 1974.
125. Navarro-RA; Schmalzried-TP; Amstutz-HC; Dorey-FJ. :Surgical approach and nerve palsy in total hip arthroplasty. J-Arthroplasty. 10 : 1, 1995.
126. Nelissen-RG; Bauer-TW; Weidenhielm-LR; LeGolvan-DP; Mikhail-WE. : Revision hip arthroplasty with the use of cement and impaction grafting. Histological analysis of four cases. J-Bone-Joint-Surg-Am. 77 : 412, 1995.
127. Nercessian-OA; Piccoluga-F; Eftekhari-NS. : Postoperative sciatic and femoral nerve palsy with reference to leg lengthening and medialization/lateralization of the hip joint following total hip arthroplasty. Clin-Orthop. 304 : 165, 1994.
128. Nercessian-OA; Macaulay-W; Stinchfield-FE. : Peripheral neuropathies following total hip arthroplasty. J-Arthroplasty. 9 : 645, 1994.
129. Nicholes, R. M., Orr, J. F., Mollan, A. B., Calderwood, J. W. : Dislocation of Total Hip Replacement, Bone Joint Surg. 72 - B, No 3, 418 - 21, 1990.
130. Noble, P. C., Alexander, J. W., et all. : The Anatomic Basis of femoral Component Desing. Clin. Orthop. and Rel. Research. No 238; 148, 1988.
131. Nunn, D.: Thi Ring Uncemented Plastic - on Metal Total Hip Replacement. Bone Joint Surg. 70 - B: 40 - 44, 1988.

132. Nunn, D., Freeman, M. A. R., et al.: Torsional stability of the femoral component of Hip Arthroplasty. *Bone Joint Surg.* 71 - B: 452, 1989.
133. OlConner, D. O., Burke, D. W., et al.: Bone implante micromonion in titanium ungrowth hip stems. *Transsoc. Biomater.* 10 : 97, 1987.
134. Odar. İ. V. : *Anatomi ders kitabı: Hareket sistemi.* 12. baskı. Ankara 1980.
135. O'Lorey, J., F. M., Mallory, T. H., et al.: Mittelmeier Ceramic Total Hip Arthroplasty, *The Journal of Arthroplasty.* Vol 3, No 1, 87, March 1988.
136. Paavilainen T. : Cementless total replacement for severely dyspyastic or dislocated hips. *J. B. J. S., Vol. 72B.* No. 2. p: 205 - 211. March 1990.
137. Pai-VS. : Heterotopic ossification in total hip arthroplasty. The influence of the approach. *J-Arthroplasty.* 9 : 199, 1994.
138. Patterson, F. P., Selby, Brown. C. : The McKee - farrer Total Hip Replacement. *Bone Joint Surg.* 54 - A: 257, 1972.
139. Patterson, F. B., Selby, Brown, C. : Complication of Total Hip Replacement Arthroplasty. *Orthop. Clin. North. Am.* 4: 503, 1973.
140. Patterson, M. B.: Complacations of Heparin Therapy after Total Hip Replacement *Bone Joint Surg.* 54 - A: 257, 1972.
141. Philips, W. T., Mersieh., et al.: Femoral stem fixation in Hip Replacement. *Bone Joint Surg.* 72 - B: 431, 1990.
142. Pilliar, R. M., Cameron, H. U., et al. : Porous Surfaced layered prosthetic devices. *Biomed. Eng.* No 126, 1975.
143. Ries-MD; Wiedel-JD. :Femoral head autograft in simultaneous primary and revision total hip arthroplasty. *J-Arthroplasty.* 10 : 103, 1995.
144. Ring, P. A.: Complete replacement arthroplasty of the Ring prosthesis *Bone Joint Surg.* 50 - B: 720, 1968.
145. Ritter, M. A., Randolph J. C.: Bilateral total hip arthroplasty. A. Simultaneous procedure. *Acta. Orthop. Scand.,* 47: 203 - 208, 1936.

146. Rivero-D; DeCoster-TA. :Total hip arthroplasty--a cure? [editorial]
West-J-Med. 162 : 274, 1995.
147. Roberson, J. R. : Late Hemarthrosis from a Threaded Acetabular Component.
Bone Joint Surg. Vol. 3, No 1, 61, March 1988.
148. Rothman, R. H., Hockley, W. J.: Heterotopic ossification in "Complications of
Total Hip Arthroplasty" Ch. 7 Ed. R. H. Rothman and W. J. Hockley pp: 82: 88,
W. B. Saunders Co. 1988.
149. Ruff, C. B., and Hayes, W. C.: Subperiosteal expansion and cortical remodeling
of the human femur and tibia with aging. Science 217: 945, 1982.
150. Salvati, E. A., Betts, F., Brien, W., et al.: Titanium Cobalt Chrom: Comparison
of Cobalt - chrom, stainless steel and titanium metal levels in well fixed and
failed cemented THR: Abstracts, title: 747, SICOT 90, XVIII World Congress,
Montreal, September, 9 - 14, 1990.
151. Sanzen, L. Carlsson, A. S.: The diagnostic value of c - Reactive Protein in
infected Total Hip arthroplasties J.Bone Joint Surg. Vol. 71 - B: 638, Aug. 1989.
152. Sarmiento, A.: Austin Moore prosthesis in the arthritic hip. Clin. Orthop. 82:
14, 1972.
153. Sheck, Max, Gordon, R. B., and Glick, J. M.: The Kocher - McFarland
Approach to the Hip Joint for Prosthetic Replacements. Clin. Orthop. 91: 63 -
69, 1979.
154. Schreurs-BW; Buma-P; Huiskes-R; Slagter-JL; Slooff-TJ. : Morsellized
allografts for fixation of the hip prosthesis femoral component. A mechanical
and histological study in the goat. Acta-Orthop-Scand. 65 : 267, 1994.
155. Schutzer, S. F., Harris, W. H.: Deep - Wound Infection after Total Hip
Replacement under Contemporary Aseptic Conditions. J. Bone Joint Surg. Vol.
70 - A: 7, June 1988.
156. Schwartz, J. T., et al.: Femoral fractures during non - cemented Total Hip
Arthroplasty. J.Bone Joint Surg. 71 - A: 1135, 1989.

157. Scott, R., Turner, R. H.: Femoral Fractures in conjunction with Total Hip Replacement. *J.Bone Joint Surg.* 57 - A: 494, 1975.
158. Semlitsch, M.: Metallic implant materials for hip joint endoprosthesis designed for cemented and cementless fixation. In Morscher, E. (ed): *Cementless fixation of Hip Endoprostheses* Heilderberg, New York, Springer 1983.
159. Simonian-PT; Robinson-RP. : Titanium contamination of recycled Cell Saver blood in revision hip arthroplasty. *J-Arthroplasty.* 10 : 83, 1995.
160. Siopack-JS; Jergesen-HE. :Total hip arthroplasty. *West-J-Med.* 1162 : 243, 1995.
161. Sivash, K. M.: The development of a total metal prosthesis for the hip joint from a partial joint replacement. *Reconst. Surg. Traumatol.* 11: 53, 1963.
162. Spotorno, L., Romognoli, S.: Indication for the CLS stem, 3 - 5, Edition, 1982 - 2.
163. Sodeman, B., Persson, P. E., et al.: Prevention of heterotopic ossification by nonsteroid antiinflammatory drugs after total hip arthroplasty. *Clin. Orthop.* 237: 158 - 163, 1988.
164. Stauffer, R. N.: Ten year follow - up study of total hip replacement. *J.Bone Joint Surg.* 64 - A: 983, 1982.
166. Sugano-N; Saito-S; Takaoka-K; Ohzono-K; Masuhara-K; Saito-M; Ono-K. : Spongy metal Lubeck hip prostheses for osteoarthritis secondary to hip dysplasia. A 2-6-year follow-up study. *J-Arthroplasty.* 9 : 253, 1994.
167. Suman, R. K., et al.: Bilateral Hip and Knee Replacement in Rheumatoid Arthritis. *The J. of Arthroplasty.* Vol 1, No 4, 237 - December 1986.
168. Shftzer, S. F., Harris, W. H.: Deep Wound Infection after Total Hip Replacement Under Contemporary Aseptic Conditions. *J.Bone Joint Surg.* Vol. 70 - A: 724 - June 1988.
169. Tooke, M. S., Nugent, P. J., et al.: Comparison of in vivo cementless Acetabular fixation. *Clin. Orthop. and Rel. Research.* No 235, 254 - Oct. 1988.

170. Towers, A. A.: Wound infection in an Orthopedic Hospital. *Lancet.*, 2: 379, 1965.
171. van-Holsbeeck-MT; Eyler-WR; Sherman-LS; Lombardi-TJ; Mezger-E; Verner-JJ; Schurman-JR; Jonsson-K. : Detection of infection in loosened hip prostheses: efficacy of sonography. *AJR-Am-J-Roentgenol.* 163 : 381, 1994.
172. Weber, B. G.: Total Hip Replacement, rotation versus fixed metal versus ceramic heads. In Salvati, E. A.: *The Hip* - St. Luis, C. V. Mosby, pp. 164 - 174, 1981.
173. Weber, B. G.: Metal to metal: Polyethylene wear and later loosening in total hip replacement. New prospectives for metal / metal pairing for ball and cup. Abstracts, titre 748, SICOT 90. XVIII World Congress Monreal September 9 - 14, 1990.
174. Williams, J. F., Göttesman, M. J., Mallory, T. H.: Dislocation after total hip arthoplast treatment with an above - knee hip spica cast. *Clin. Orthop.* 171: 53 - 8, 1982.
175. Wilson, P. D., Amstutz, H. C., et al.: Total Hip Replacement with fixation by Acrylic Cement. A. Preliminary study of 100 Consecutive McKee - farrar Prosthetic Replacement. *J.Bone Joint Surg.* Vol. 54 - A: 207 - 236, 1972.
176. Woo, R. Y. G., Morrey, B. F.: Dislocation after hip arthroplasty. *J.Bone Joint Surg.* Vol. 64 -A: 1295, 1982.
177. Zavadak-KH; Gibson-KR; Whitley-DM; Britz-P; Kwoh-CK .: Variability in the attainment of functional milestones during the acute care admission after total joint replacement. *J-Rheumatol.* 22 : 482, 1995.
178. Zicat-B; Engh-CA; Gokcen-E. : Patterns of osteolysis around total hip components inserted with and without cement. *J-Bone-Joint-Surg-Am.* 77 : 432, 1995.
179. Zweymüller, K., and Semtlich, M.: Cocept and material properties of a cementless hip prosthesis system with AL₂O₃ ceramic ball hiads and wrough T: 6A1 - 4 V. stem. *Arch. Orthop. Trauma. Surg.* 100 : 229, 1982.