

T1303



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

**PRİMER DEJENERATİF KOKSARTROZ NEDENLİ
TOTAL KALÇA PROTEZİ UYGULAMALARINDA
DİREKT RADYOGRAFİK DEĞERLENDİRME**

UZMANLIK TEZİ

T1303 /1- 1

Dr.Savaş TUNAY

Tez Danışmanı : Prof.Dr.Erdoğan ALTINEL

"Tezimden Kaynakça Gösterilerek Yararlanılabilir"

Antalya, 2001

AKDENİZ ÜNİVERSİTESİ
Merkez Kütüphanesi

ÖNSÖZ

Kalçanın primer artrozu insan ömrünün giderek uzuyor olması nedeniyle gelecekte daha yoğun oranda yaşanacak bir problem olacaktır. İnsanların hayattan beklentileri arttıkça, konforlu bir yaşam sürme arzusu da artmaktadır.

Gelecekte primer kalça artrozu nedeniyle çok daha fazla total kalça artroplastisi uygulanacaktır denilirse kehanet olmayacağı tabiidir.

Fonksiyonel ve fizik aktivitede artış oluşturan kalça artroplastisi, uygulayıcısına hata yapma olanağı tanımaz. Geçmişte uygulanan total kalça artroplastilerinin değerlendirilmesi, gelecekte daha iyi uygulamalar yapma imkan ve deneyimini verir. Bu amaçla tez konusu olarak, primer kalça artrozlu olgulara uyguladığımız, primer sementli; sementsiz ve hibrid total kalça artroplastilerimizin radyografik değerlendirme sonuçlarını sunmayı kararlaştırdık.

Bu çalışmamda ve asistanlık dönemimde bana her türlü desteği veren, engin bilgi ve deneyimlerini aktarmaktan büyük zevk duyan ve kendileriyle sağladığım ilişkide büyük getiriler kazandığım değerli hocalarım; Prof.Dr.Erdoğan ALTINEL, Prof.Dr.A.Turan AYDIN, Doç.Dr.A.Nedim YANAI, Doç.Dr.Semih GÜR, Doç.Dr.F.Feyyaz AKYILDIZ, Doç.Dr.Serdar TÜZÜNER, Yrd.Doç.Dr.Hakan ÖZDEMİR, Yrd.Doç.Dr.Mustafa ÜRGÜDEN, Uzm.Dr.A.Merter ÖZENCİ'ye ve tezimin hazırlanmasında bana yardımcı olan tüm asistan arkadaşlarıma teşekkürü bir borç bilirim.

Dr.Savaş TUNAY
Antalya, 2001

İÇİNDEKİLER

Sayfa No :

| | |
|-----------------|----------|
| Giriş ve Amaç | 1 |
| Tarihçe | 2 - 4 |
| Genel Bilgiler | 5 - 55 |
| Gereç ve Yöntem | 56 - 88 |
| Tartışma | 89 - 94 |
| Sonuç | 95 |
| Özet | 96 |
| Kaynaklar | 97 - 106 |

GİRİŞ VE AMAÇ

Total kalça artroplastileri (TKA), günümüzde ortopedik cerrahide en sık uygulanan ameliyatlardan biridir. Kalçasında şiddetli ağrı ve fonksiyon kısıtlılığı olan hastalarda çok dramatik bir iyilik hali sağlar.

TKA, 1890 yılında Almanya'da Gluck tarafından ilk uygulanmasından bu yana büyük ilerlemeler katederken TKP tarihçesinin lokomotif isim Dr. John Charnley olmuştur.

Total kalça artroplastisi; pekçok kalça hastalığında tatbik edilmektedir, ancak endikasyon yelpazesinde en fazla yer işgal eden patoloji, kalçanın primer artrozudur.

Primer total kalça artroplastisi her ne kadar yüz güldürücü bir uygulamaysa da, erken ve geç pekçok komplikasyonlar gelişebilmektedir. Gelişmesini arzu etmediğimiz komplikasyonların engellenebilmesi, en azından asgariye indirgenebilmesi amacıyla ameliyat öncesi, ameliyat içi ve sonrasında olağanca özen ve dikkat gereklidir.

Komponentlerde metalurjik ilerlemeler, dizaynlardaki ve ameliyat tekniğindeki gelişmeler ile artık daha az oranda komplikasyonlar çıkmakta ve bağlantılı olarak daha az oranda revizyon ihtiyacı doğmaktadır.

Primer total kalça artroplastileri; sementli, sementsiz ve hibrid olarak uygulanabilmektedirler. Farklı kullanım alanları olan bu üç tip TKA'nın endikasyonları birbirine endikasyon sınırları içerisine girmektedirler.

Bu çalışmamızda, kliniğimizde 1990 – 1998 yılları arasında uyguladığımız ve primer kalça artrozlu 45 hastanın 51 total kalça artroplastisinin (30 kalçaya sementli, 14 kalçaya sementsiz ve 7 kalçaya hibrid tip total kalça artroplastisi) radyografik değerlendirme sonuçları, mevcut literatürlerle beraber tartışılarak verilmiştir.

TARİHÇE

Artroplasti, eklemlerin yapısal ve fonksiyonel rekonstrüksiyonudur. ABD’nde kayda geçen ilk girişim 1900’lü yılların başlarıdır ve modern total eklem replasmanlar 1970’li yıllarda tartışılır olmuştur.

1800’lü yılların ilk yarısında eklem patolojilerine yönelik sınırlı sayıda major cerrahi girişimler yapıyordu. Başlangıçta eklemlere yönelik çalışmalar; rezeksiyon – interpozisyon artroplastileri, eklem debridmanları, kalça kırıklarının komplikasyonlarına yönelik düzeltici girişimler, gelişimsel kalça displazisinin neden olduğu bozukluklara yönelik girişimler, cup artroplastileri, endoprostetik girişimlerden ibaretti. Akabinde menteşe artroplastileri, resurfacing girişimleri ve erken – ilkel total eklem replasmanları yapılmaya başlandı.

Son 30 yıl içerisinde ABD’nde eklem rekonstrüksiyonu alanında hızlı ve ciddi gelişmeler olmuştur (108). Şu anda ABD’nde yıllık 400.000’den fazla kalça ve diz artroplastisi yapılmaktadır. Özellikle kalça ve diz hastası olan olgularda günümüzde iyileştirme adına bir devrim yaşanmış olduğunu söyleyebiliriz. Günümüz ortopedik cerrahları, total eklem replasmanlarına çok aşına olmalarına karşın, diğer rekonstruktif girişimlerde gayet az bir deneyime sahiptirler. Bu eksikliğin farkında olmak bile çok önemlidir. Eklem artroplastilerinin gelişim dönemlerini bilmek sadece tarihi bir önem taşımaz. Bunun yanında eklem rekonstrüksiyonu ihtiyacı duyan bir hastanın nasıl iyileştirilebileceğine de geniş bir perspektif sunar (86,88).

Total kalça protezleri : Total kalça artroplastisi (replasmanı) 1890 yılında Almanya’da Gluck tarafından geliştirilmiştir. Gluck, total kalça replasmanını yaparken, femoral ve asetabuler komponentleri fildişinden yapmış, bunları kemiğe reçine ve/veya süngertaşı – plaster of Paris ile tesbit etmiştir. 1938 yılında Londra’da Wiles femoral ve asetabular komponentleri çelikten yaparak 6 vakaya total kalça replasmanı uygulamıştır. Komponentleri ise vidalarla tesbit etmiştir. Bu kalça replasmanları fonksiyonel değillerdi. İngiltere’den Mc Kee,

1940'lı yılların başında metal – metal kalça replasmanını dizayn etmiştir. Ancak bu yıllarda komponentlerin kemik yüzeylere ataşmanını sağlayacak metilmetakrilatı kullanan Hatson – Farrar ile henüz işbirliği yapmadığı için başarılı komponent geliştiremedi. Bu ilk uygulamalarda metal asetabular komponent başlangıçta Thompson femoral endoprotezi ile eşleştirildi. Daha sonraları bu kombinasyon modifiye edildi. Sementsiz, metal - metal protezlerin düzenlenmesi 1960'lı yıllarda İngiltere'de gerçekleşmiştir. Mc Kee protezi ile beraber femoral komponentin aktüelleşerek gelişmesi ABD'nde olmuştur (20). Başlangıç ring protezleri, metalik asetabular komponent, pelvis içine doğru vidaları ve Moore'un sementsiz femoral endoprotezinden ibaretti (79). Bu komponentler kombinasyonu özellikle Büyük Britanya'da cerrahlar arasında popüler olmuştur.

1950'li yıllarda Peltier ile uyumlu olarak Urist, Gaenslen ve Mc Bride metalik asetabular komponent dizayn ettiler. Bu metalik asetabular komponent, asetabular artroplasti ve femoral kafaların yeniden şekillendirilmesi ile eklemleştirildi. Bununla beraber Moore ve Thompson femoral endoprotezleri dahi kullanılmıştır, ancak hiçbir zaman popüler olamamıştır.

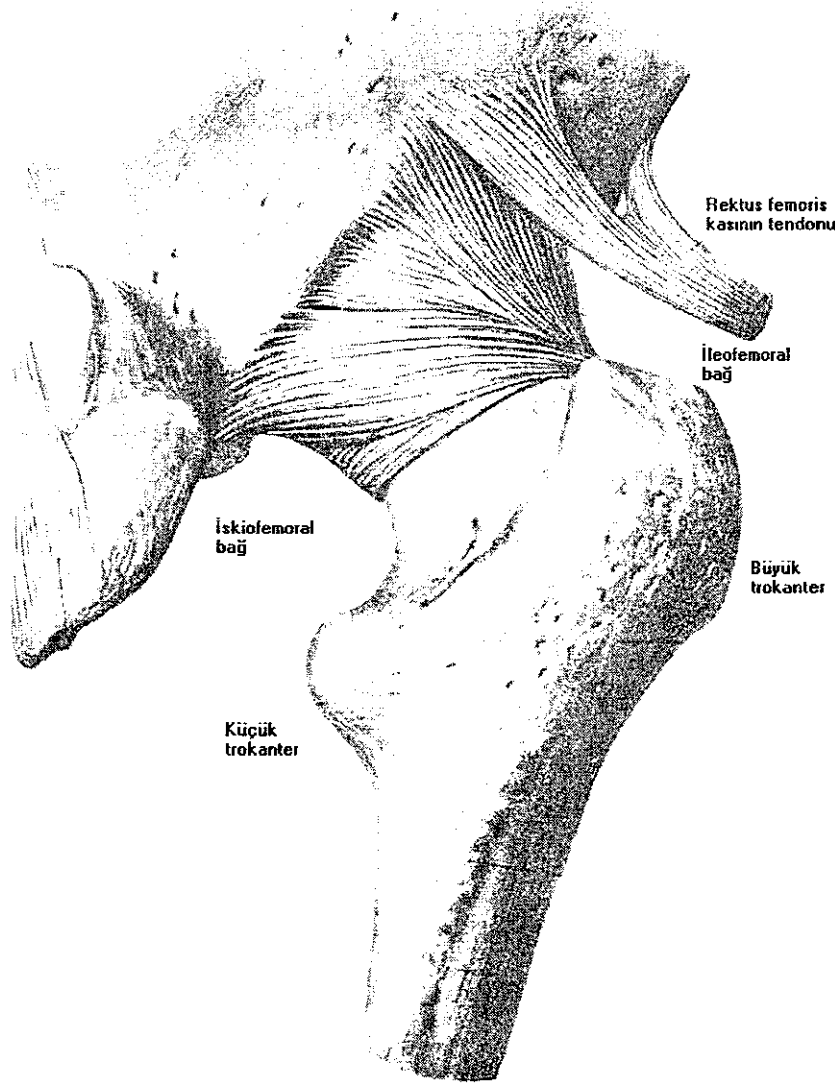
1960'ların sonlarında, Philadelphia'dan Tronzo, biri geniş, üçü daha küçük çatal dişleri olan asetabular vidalı bir Ring protezi modifiye ederek, komponentin asetabulum içinde rotasyonunu önlediler. Başlangıçta alet bütünüyle metaldi, fakat daha sonraki versiyonu femoral komponentin tepesinde aksı üzerinde serbestçe dönebilen çıkarılabilir yüksek dansiteli polietilen bir top'tan oluştu. Başlangıçta yapılan protezler, istenilen pozisyonda press-fit'e olabilen şekilde dizayn edildiler. Çünkü o zamanlarda ABD'nde metilmetakrilat mevcut değildi. Sonraki zamanlarda bu komponentler sement ile tatbik edildiler. 1969 yılında kalça protezlerine eklemeler yapılarak modifiye edildiler ve bone ingrowth oluşumuna uygun düzeyli işlenmiş çelik ile bulunabilir bir protez modeli geliştirildi. Geliştirilen bu komponentlerin küçük ebatlı olanları hastalara tatbik edildi. Bu belki de ABD'nde ilk defa sementsiz biyolojik ingrowth tekniği ile kalça replasman tedavisi girişimidir (59,60).

1958 – 1963 yılları arasında Sir John Charnley, total kalça replasman artroplastisinin değişik tiplerini geliştirmeye başladı. Onun teflon kullandığı başlangıç sonuçları tam bir felaketti. Bu nedenle asetabular komponent için yüksek dansiteli polietilen kullanmaya başladı. Böylelikle sonuçları anlamlı oranda düzeldi. Sir John Charnley'in low friction artroplastisini geliştirmesiyle total kalça replasmanlarının dayanıklılığı ve fonksiyonları dramatik olarak iyileşmiştir. Daha sonra ABD'nde sayısız benzer dizaynlara sahip protezler hastalara kullanılmıştır. Sir John Charnley; total kalça replasmanının öncüsü olarak bilinir ve modern eklem replasman cerrahisi alanında yol gösterici olmuştur (36,89).

GENEL BİLGİ

Kalça Eklemine Anatomisi

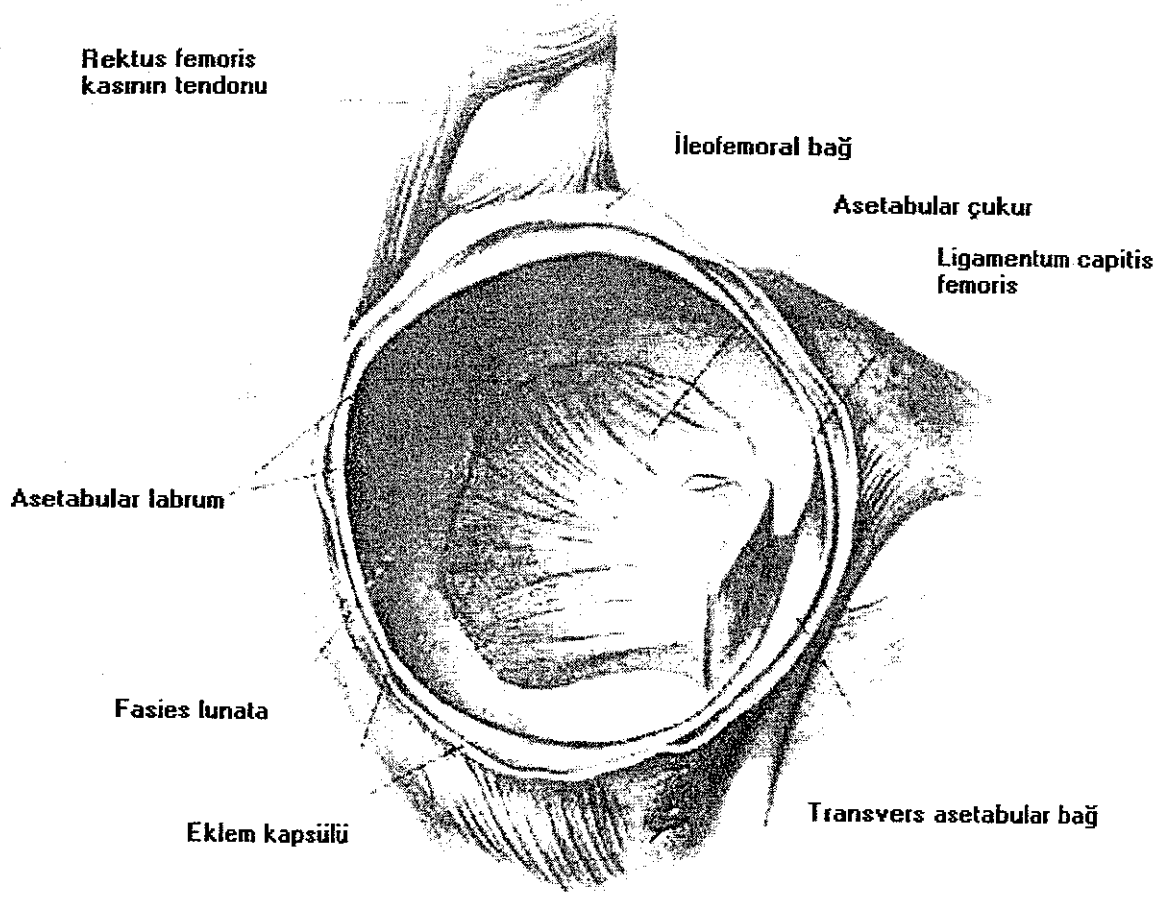
Kalça eklemi, enarthrosis spherica grubundan olup, femurun başı ile os coxae arasındadır (Şekil 1). Eklem yüzlerinden konveks olanı, femur başına, konkav olanı, os coxae'nin dış yüzünde bulunan ve asetabulum denilen çukura aittir (62,105)



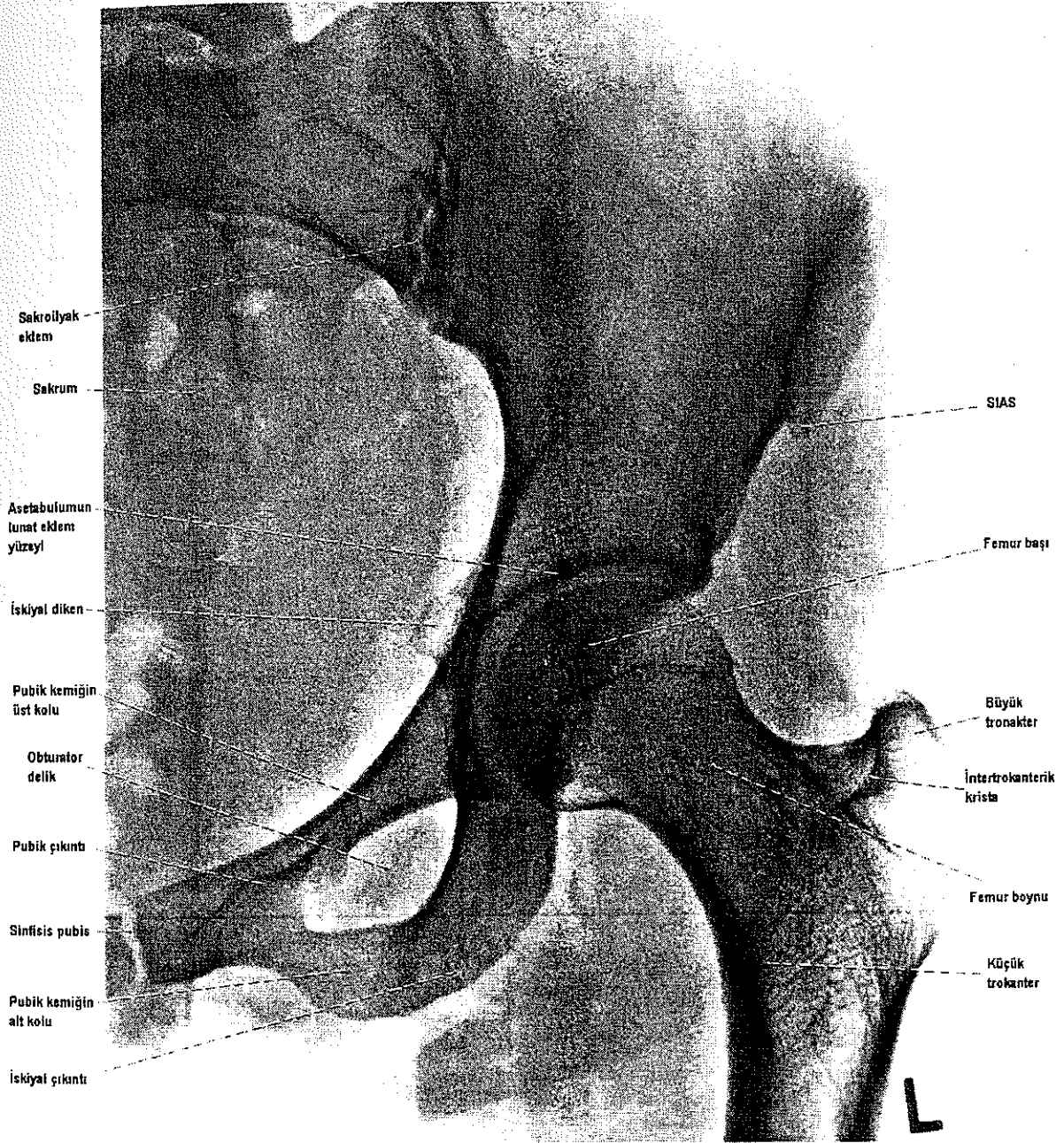
Şekil 1. Kalça eklemi bağlarının arkadan görünümü (105).

Asetabulumun kenarları, fibröz kıkırdaktan yapılmış bir halka ile yükseltilmiştir. Labrum asetabulare denilen bu halka, asetabulum kenarının alt parçasında bulunan çentiğin (incisura acetabuli) üzerinden atlar ve çukuru her taraftan çevreler. Oldukça yüksek olan bu kıkırdak halka sayesinde, asetabulum derinleşir ve yuvarlak kafanın yarısından fazlasını içine alabilecek hale gelir (Şekil 2). Bu şekilde eklem yüzleri arasında temas ve uyum arttırılmış olur. Nadiren labrum acetabuli kemikleşerek kalça eklemi hareketlerini önemli ölçüde azaltır.

Küre biçiminde olan caput femoris'in eklem yüzünü yapan ve hyalin kıkırdakla örtülü olan parçası, kürenin ortalama 2/3'ü kadardır. Kürenin yarıçapı takriben 2.5 cm kadardır. Yani caput femoris büyüklük bakımından, caput humeri'den pek farklı değildir. Eklem yüzünün ortasının biraz aşağısında bulunan fovea capitis denilen çukur, kıkırdakla örtülü değildir. Buraya eklem iç bağı olan Lig capitis femoris yapışır ve bağla beraber gelen damarlar da bu çukurdan kemiğin içerilerine sokulurlar (105). Bundan dolayı burada meydana gelen kırıklarda, bağıın da kopması halinde başın beslenmesi tehlikeye düşer. Asetabulum, büyüklük ve şekil bakımından femur başına uygun bir çukurdur (Şekil 3). Burada temel eklem yüzünü facies lunata yapar, 2 cm kadar bir genişliğe sahip olan bu yüz, hyalin kıkırdak ile örtülüdür. Yukarı kısımda facies lunata aracılığı ile femur başına aktarıldığına göre, asetabulumun bu yüze uyan parçasında kemik çok sağlam ve kalındır. Fossa acetabuli kıkırdakla örtülü değildir ve burada yağlı bağ dokusu bulunur.



Şekil 2. Kalça ekleminde asetabular anatomi (105).



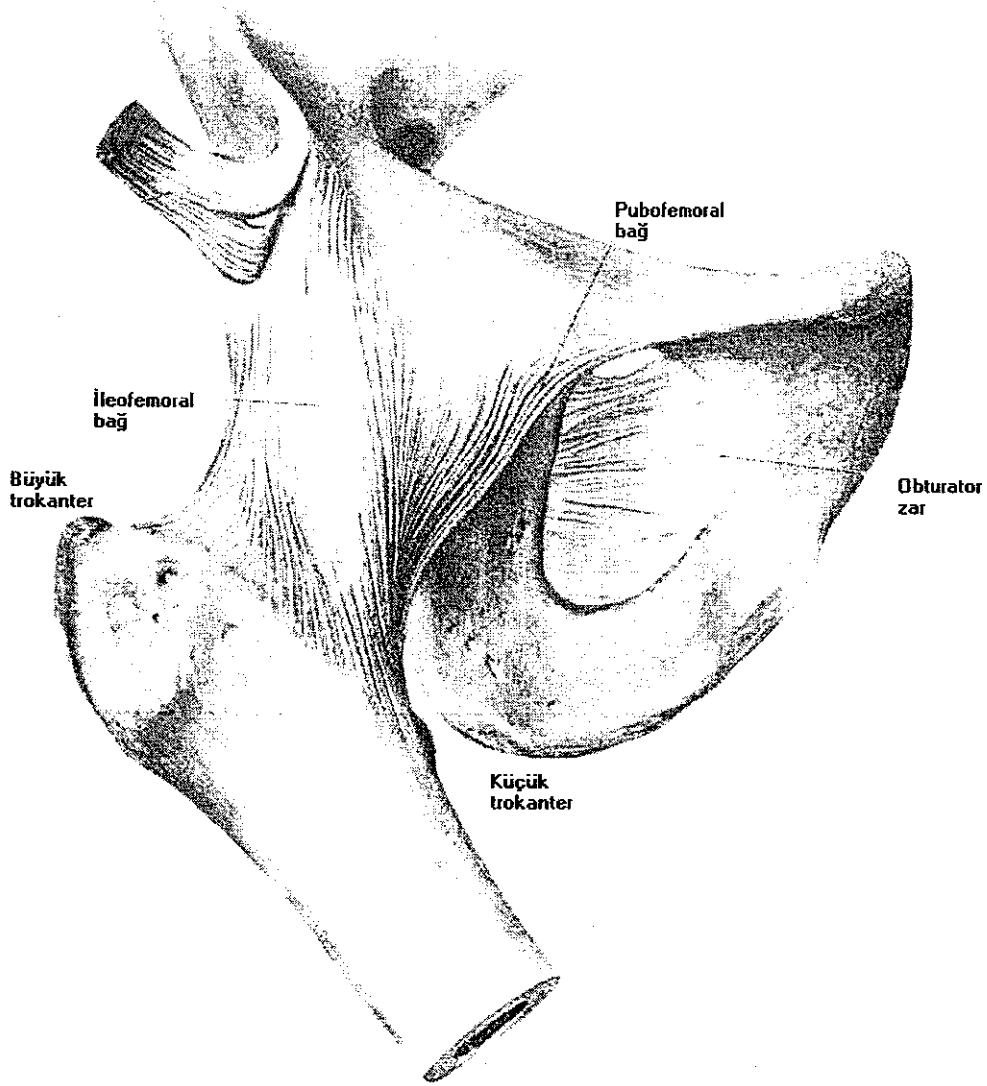
Şekil 3. Kalçanın direkt röntgenografisi (105).

Lig. capitis femoris, incisura acetabulinin dış kenarından başlar ve bir miktar yukarıya doğru uzanır ve fovea capitise yapışır. Lig. capitis femoris, eklem içinde olduğu halde, eklem yüzleri arasına sokulmaz ve hareketlere mani olmaz. Bu bağ; add ve dış rotasyon hareketlerini frenler, ancak femur başının eklem çukuru içinde kalmasında yararı yoktur, bu açıdan en önemli faktör hava basıncıdır. Ortalama 12 cm kadar bir yüzeye sahip olan kalça eklemi yüzeyine uygulanan negatif basınç, 12 kg'lık bir ağırlığa karşı koyabilir. Zaten her bir alt ekstremite de yaklaşık 10 kg kadardır.

Lig. capitis femoris'in içinden A. obturatoria'nın küçük bir dalı olan ramus acetabularis geçer ve femur başına sokulur. Bundan başka, A. circumflexa femoris'e ait olan ve periot'tan gelen küçük arter dalları kırıkta örtülü olmayan kısımlardan içeri sokularak başın beslenmesine yardımcı olurlar. Femur başının beslenmesi bakımından, özellikle küçük yaşlarda, R. acetabularis'in rolü önemlidir. Yalnız büyük insanlarda femur boynu eklem kapsülü içerisinde kırıldığı takdirde, başka kan yolları tamamıyla kesilmiş olan başın beslenmesi için Lig. capitis ile gelen bu arterin yeterli olamadığı görülmektedir. Genellikle damarlardan fakir olan başın beslenmesi, intrakapsüler kırıklar sonunda çok zorlaşır ve kemikler çabuk ve iyi kalitede kaynaşamazlar.

Eklem kapsülü yukarıda acetabulum'un kemik kenarına yapışır. Aşağıda femur üzerinde kapsülün fibröz tabakası, önde trochanter major ve linea intertrochanterica üzerine, arkada crista intertrochanterica'nın iç tarafına yapışır. Bu şekilde arkada daha az olmak üzere, eklem kapsülü collum femoris'in büyük bir parçasını içine almış olur. Kalça eklemeninin dış bağları, os ilium, os pubis ve os ischii'den femura uzanırlar. Bunlar 3 tane olup, lig. iliofemorale, lig. pubofemorale ve lig. ischiofemorale adını alırlar. Eklem kapsülünün dokusunda sinoviyal tabakaya yakın olmak üzere, bu 3 bağı birbirine bağlayan sirküler huzmeler vardır. Bu huzmeler, zona orbikularis adı verilen kalın ve sağlam bir halka meydana getirirler. Femur boynunun en ince yerini sıkıca saran bu halka, femur başının yuvadan çıkmasını engelleyen hava basıncından sonraki en önemli ikinci faktördür. Eklem kapsülü üzerine yapışmış bu kuvvetli 3 bağ

arasında kalan parçalarda kapsül nispeten zayıftır. Kapsülün en zayıf parçası, aşağıda; pubofemoral ve ischiofemoral bağlar arasındadır. Bundan dolayıdır ki, kalça ekleminde en çok çıkıklar buradan olur. İkinci zayıf alan önde bulunur. Pubofemoral ve iliofemoral bağlar arasında kalan üç köşeli alanda, eklem kapsülü ince ve zayıftır. Fakat buradan geçen m.iliopsoas, bu zayıf alanı kuvvetlendirir ve bundan dolayı femur başının öne doğru olan çıkıklarına daha az oranda rastlanır (Şekil 1 ve 4)

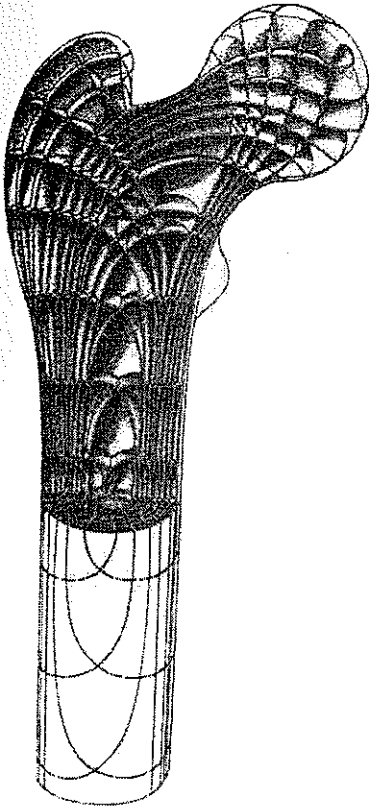


Şekil 4. Kalça eklemi bağlarının önden görünümü (105).

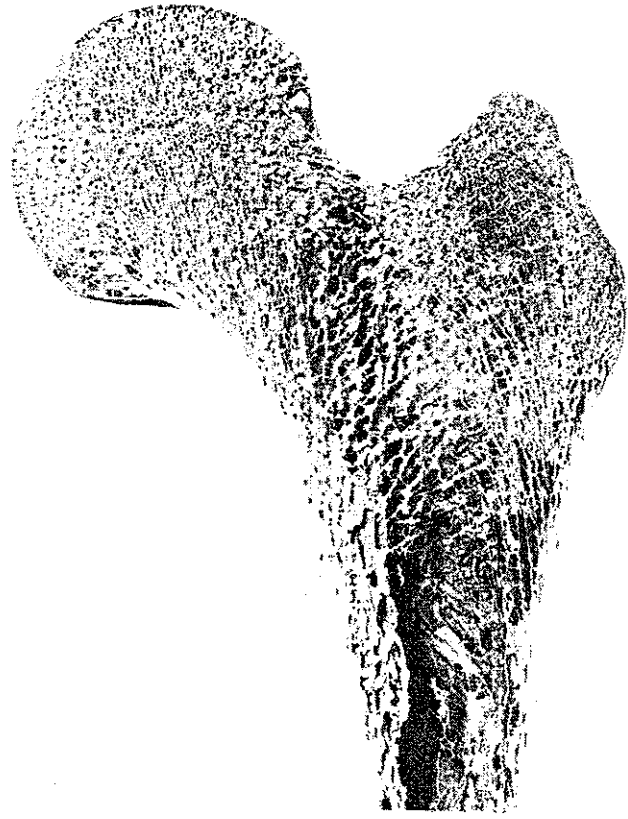
Kalça eklemi kalın kaslarla ve kuvvetli bağlarla sarılmış olduğuna göre, canlılarda bu eklemin muayenesi pek te kolay değildir. Yalnız zayıf insanlarda önde os pubis'in altında femur başını elle hissedebiliriz. Bundan başka, T.major'un durumuna göre femur başının durumunu tespit edebilir. T.major'un en yüksek noktası, femur başının merkezi ile aynı yüksekliktedir.

T.major aracılığı ile femur başının durumu hakkında başka bir yöntemle de fikir edinebiliriz. Alt taraf düz durumda iken; spine iliaca ant.sup.'u tuber ischiadicum ile kalçanın dış yüzünden geçen bir çizgi ile birleştirecek, çizgi T.major'un tepesinden geçer. Bu çizgiye Roser-Neelaton çizgisi denir. T.major'un tepesi, Roser-Neelaton çizgisinin üstünde veya altında kalırsa, ya collum kırığı ya da femur başının eklem çukurundan çıkmış olduğu kanaatine varılabilir. Ayrıca T.major ile crista iliaca'nın en yüksek noktası arasındaki mesafe de klinikte femurun baş ve boyun durumlarının tespiti bakımından önemlidir. Normal şartlarda bu mesafenin her iki tarafta eşit uzunlukta olması gerekir.

18.yüzyılın ortalarında Ward, femur proksimalinde, kemiğin sağlamlık ve stabilitesini sağlayan esas trabeküler kolonun ince lamellar kolonlar halinde trokanterik bölgede dış kortekse yakın kalkar kısımdan başlayıp, eğrilemesine yay gibi boyun yukarı ucuna doğru ve sonra dönerek başın alt yüzüne doğru yönlenecek femur başında yüklenme ve basınca karşı bir kubbe oluşturduğunu göstermiş ve buna temel gerilme grubu denmiştir. Bundan başka, boyun aşağı yüzünden başın yukarı yüzüne doğru temel kompresyon grup ve boyun aşağı yüzünden ancak daha aşağıdan, küçük trokanter bölgesinden, büyük trokantere doğru olan trabeküler yapının oluşturduğu sekonder kompresyon grubu vardır (105) (Şekil 5 ve 6).



Şekil 5. Femur üst uç trabekülalarının çizim ile gösterilmesi (105)



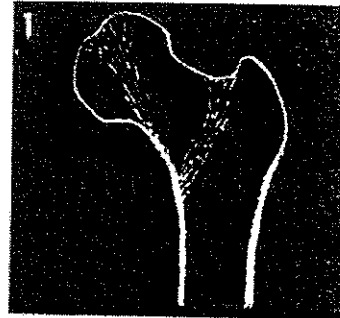
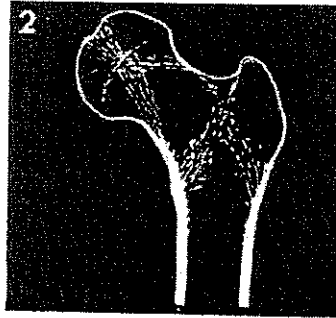
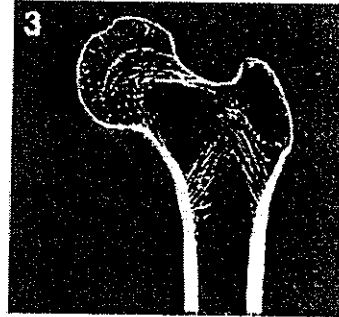
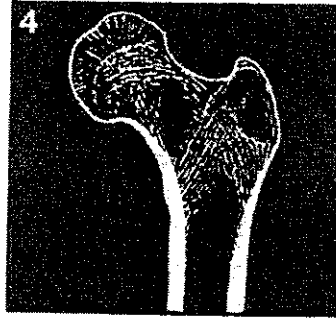
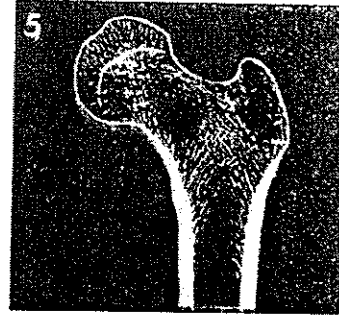
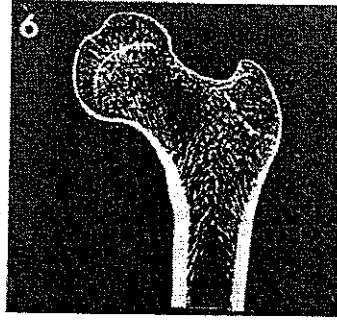
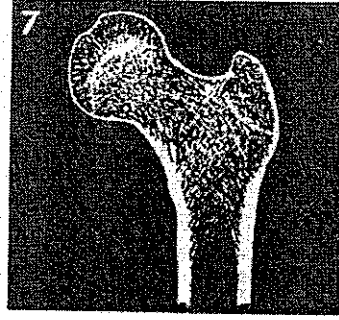
Şekil 6. Femur üst ucunun trabeküler yapısı (105).

Bir yapının kolonları gibi olan 3 trabeküler ya da lamellar kolon arasında zayıf bir bölge olan Ward üçgeni oluşur. Yaşlanma ile beraber, bahsini ettiğimiz trajektörlerde sayıca azalma gelişir ve kırık olayı daha basit bir biçimde gerçekleşir. Ward üçgeninde trabeküler kemik yoğunluğu çok azdır, femur başında ve özellikle subkondral bölgede spongiöz kemik yoğunluğu daha iyi olduğu için, internal tespit araçlarının bu bölgeye yerleşmesi istenir. Femur baş ve boynundaki osteoporoz derecesi Singh indeksi ile değerlendirilir. Singh indeksi, iyi çekilmiş bu AP kalça direkt radyografisinde 6 kategoride sınıflandırılabilir.

Singh'e göre (Şekil 7);

6. derece : Femur baş ve boynundaki primer ve sekonder kompresyon ve tensiyon trabekülaları normal görünümündedir. Ward üçgeni, trabeküllerle doludur.

5. derece : Ward üçgeninde trabekülalar görülmez.
4. derece : Sekonder kompresyon ve tensiyon trabekülaları görülmez.
3. derece : T.majus'a yönelen primer tensiyon trabekülaları azalmıştır.
2. derece : T.majus'a yönelen primer tensiyon trabekülaları hiç görülemez.
1. derece : Primer kompresyon trabekülalarının bile azalmıştır



Şekil 7. Singh indeksi (95).

KALÇA EKLEMİNİN BİOMEKANİĞİ

Kalça eklemının, transvers, sagittal ve vertikal olmak üzere üç temel ekseni vardır. Bu üç temel ekseninde femur başının merkezinden geçerler. İki taraf femur başlarının merkezlerinden geçen transvers eksen etrafında femur, fleksiyon ve ekstansiyon hareketleri yapar. Femur başının merkezinden geçen ve arkadan öne uzanan sagittal eksen etrafında femur abd ve add., pelvik ise yan taraflara eğilme hareketleri yapar. Üçüncü temel eksen vertikal eksenidir. Bu eksen, yukarıdan aşağıya doğru uzanır ve femur başının merkezi ile diz eklemının merkezini birleştirir. Vertikal eksen etrafında femur, dışa ve içe doğru dönme hareketleri yapar. Pelvis ise bu eksen etrafında, yalnız tek taraflı olarak ve tek ayak üzerine durduğumuz zaman sağa ve sola doğru dönme hareketleri yapabilir. Şahsa özel yürüyüş biçimi bu özellikten ileri gelir. Kadınlarda yürüyüş esnasında pelvisin sağa – sola dönmesi, erkeklere nazaran daha fazladır. Bu durum kadınlarda diz eklemlerinin birbirine daha yakın olmasından ileri gelir ve pelvisi sağa – sola döndürmekle, dizlerin sürtünmesi önlenmiş olur (24,102).

Kalça ekleminde eklem yüzleri yuvarlak olduklarına göre, caput femoris'in merkezinden geçirmek suretiyle üç temel ekseniden başka birçok tali eksenler çizebiliriz. Bundan dolayı bu eklem aracılığı ile üç temel eksen etrafında yapılan hareketleri tedricen birleştirmek sureti ile sirkumdüksiyon denilen döndürme hareketlerini de yapabiliriz.

Üç temel eksen etrafında yapılan hareketleri frenleyen çeşitli sebeplerden dolayı, bütün yönlerde aynı derecede ve aynı genişlikte yapılamaz. Şimdi burada bu hareketlerin derecelerini ve önemli frenleyici etkenlerini kısaca gözden geçirelim. Aynı zamanda çıkıkların meydana gelmesini de önleyen bu etkenler, klinikte de büyük önem kazanırlar.

Bacağımızı düz tuttuğumuz zaman kalça eklemi aracılığı ile femur, takriben 80 derecelik bir fleksiyon hareketi yapabilir. Bacağımızı diz ekleminden bükerek, uyluğu karnımıza daha fazla yaklaştırabiliriz ve fleksiyon hareketi 120

dereceyi bulur. Bu anda hareketin artmasının sebebi, uyluğun arka tarafında ve pelvikten tibia ve fibulaya uzanan kasların frenleyici etkilerinin ortadan kalkmasıdır.

Frenleyici etkenlerin çok az olması nedeni ile femurun fleksiyon hareketi çok geniştir. Fakat buna karşılık, ekstansiyon hareketi çok az ve ancak 13 derece kadardır. Bu hareketin en önemli frenleyici etkeni eklem dışı bağlarıdır. En kuvvetlisi iliofemoral bağ olmak üzere, bahsini ettiğimiz bu 3 bağın hepsi de femurun fazla ekstansiyon hareketi yapmasına engel olurlar. Yürürken ve özellikle koşarken bacağımızı arkaya doğru fazla hareket ettirebiliriz. Fakat bu fazla hareket ancak aynı zamanda pelvisin öne eğilmesi ve lumbal lordozun arttırılması ile olanaklı olur. Femurun fazla arkaya gitmesine, bağlardan başka, uyluğun önünde bulunan ve pelvisten tibiaya uzanan kaslarda bir miktar engel olurlar. Sagittal eksen etrafında yapılan abd. ve add hareketlerinin genişlik derecesi, femur ve pelvisin durumuna göre çok değişiktir. Ayakta düz durduğumuz zaman, abd hareketinin genişliği 40 derece, add hareketi ise ancak 10 derece kadardır. Fakat femuru fleksiyon durumuna getirdiğimiz takdirde, bu hareketlere engel olan bağların yapışma noktaları birbirine yaklaşır, bağlar gevşer ve uyluğun add ve abd hareketleri genişler. Örneğin femuru fleksiyon durumuna getirir ve aynı zamanda pelvisi de karşı tarafa doğru eğersek, abd hareketini 90 dereceye kadar genişletebiliriz. Uyluğun fazla add hareketine karşı taraf engel olur. Fakat bir bacağı diğeri üzerine getirirsek, add hareketi de 40 dereceyi bulur. Önce bacağı fleksiyon durumuna getirirsek, bu hareket daha fazla artar. Femurun vertikal eksen etrafında yapılan içe ve dışa dönme hareketleri de (rotasyon) femur ve pelvisin durumuna göre değişiktir. Ayakta düz durduğumuz zaman, femurun dış rotasyonu, 15 derece, iç rotasyonu 36 derece kadardır. Femuru fleksiyon ve aynı zamanda biraz abduksiyon durumuna getirirsek, bu hareketler genişler ve dış rotasyon 40 derece, iç rotasyonu 60 dereceye kadar çıkarabiliriz (44,62).

Bütün bu hareketler sırasında pelvis durumunun değişmesi, tabii olarak omurganın durumuna da etki eder. Pelvis fazla öne eğildiği zaman, gövdemizi

dik tutabilmek için, lumbal lordozu arttırır ve gövdenin yukarı parçasını daha fazla arkaya alırız. Ters durumda, pelvis fazla arkaya eğildiği takdirde lumbal lordozu azaltma ve bütün gövdeyi fazla ön almak suretiyle dengeyi sağlarız. Pelvis yana, sağa ve sola eğildiği zaman, dengenin sağlanması için gövdenin karşı tarafa eğilmesi gerekir. Bu anda omurgada konveksliği sağa ve sola bakan yan eğrilikler (scoliosis) meydana gelir.

Pelvik ve omurga arasında durum ve hareket bakımından mevcut olan bu sıkı ilginin büyük önemi vardır. Kalça eklemi hastalıklar veya iyi tespit edilmemiş femur kırıkları sonucunda, bacağın birinin boyu kısalsın, bu kısaldığı telafi için pelvis, aynı tarafa eğilir. Pelvisin bu anormal durumu sonucunda, gövdenin dik durumunu sağlayabilmek için omurganın lumbal parçasında yan eğrilikler meydana gelir. Femur kalça eklemi fleksiyonda tespit edilmiş ise ayak yere değmez. Ayağı destek olarak kullanabilmek için, hasta tarafta bacak ve ayağı fleksiyon durumuna getirmek gerekir. Fakat bu hareket ile tabanın ancak ön parçasını ya da yalnız parmak uçlarının yere değmesini sağlamak mümkündür. Destek yüzeyini arttırabilmek için hasta, aynı zamanda pelvisi yana ve öne doğru eğmek zorunda kalır. Pelvisin öne eğilmesi sonucunda, gövdeyi dik tutabilmek için lumbal lordozu arttırmak sureti ile gövdeyi arkaya almak gerekir.

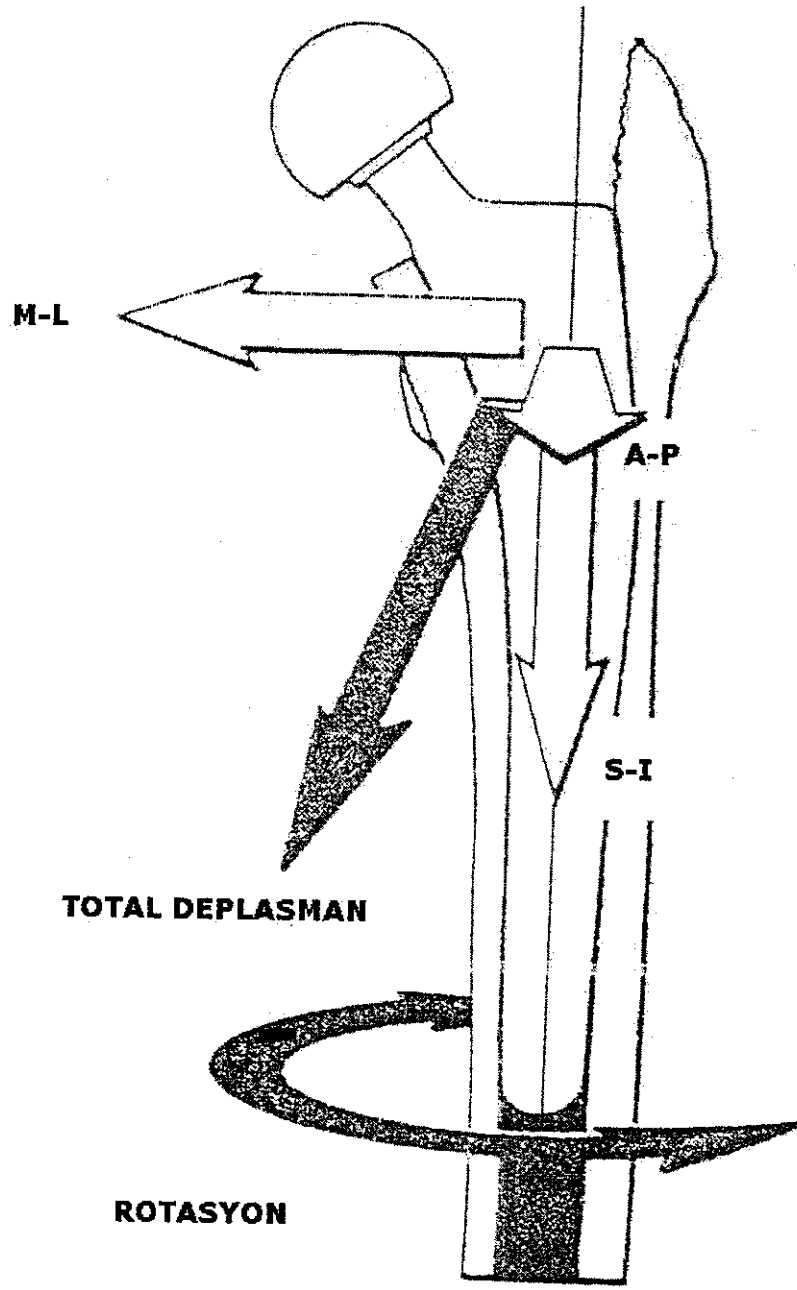
Total kalça artroplastisi biyomekaniği, diğer fiksasyon materyallerinden farklıdır, çünkü bu implantlar kısmi destek olarak ve kemik kaynayıncaya kadar görev görürler. Oysa protezin yıllarca vücut ağırlığının ortalama 3 - 5 katı, zaman zaman 10 - 12 katı kadar siklik yükü taşıması gerekmektedir. Konvansiyonel femur başı protezleri (Moore ve Thompson) de aynı tür yüke maruz kalırlar ancak femoral stemin kırılması kemiğe sıkıca yerleşmemiş olduklarından pek görülmez. Asetabuler kemik yapıda erozyon, gevşeme ve aktivite kısıtlanması asıl problemdir (64,85,115).

Cup artroplastisi de kemik erozyonuna neden olabilir, ancak ağrı; "cup varus tilting"i, hatta femur başı sublüksasyonu gibi mekanik yetmezlik kadar önemli değildir.

Total kalça artroplastilerinde ise teknik problemlerden kaynaklanan biyomekanik yetmezlik ciddi ağrı ve aktivite kısıtlanmasına neden olur. Total kalça artroplastilerinde dört temel yetersizlik nedeni; enfeksiyon, dislokasyon, stemde ve cup'ta gevşeme ve stem kırılmasıdır. Bu son ikisinin nedeni belirgin olarak teknik ve biyomekanik problemlerdir. Gevşeme uzun dönemde en önemli problemidir.

Kalça eklemine etki eden güçleri tanımlayabilmek için eklemi, vücut ağırlık merkezinden trokanter major lateral yüzüne uzanan ve orta noktası femur başı merkezi olan kaldıraç mekanizması olarak düşünmek gerekir. Tek ayak üzerinde duruyor iken, abduktör kaslar dengeyi sağlamak için vücut ağırlığının 2.5 katı kadar bir yükü kaldıracak kadar bir güç uygularlar. Yürümenin stans fazında femur başına binen yük ortalama vücut ağırlığının 3 katı kadar, yürüme sırasında uygulanan maksimum güç ise vücut ağırlığının 3.5 – 5 katı kadardır. Ağırlık kaldırma, koşma veya sıçramada bu yük vücut ağırlığının 10 katına kadar çıkar. Bu nedenle fazla vücut ağırlığı ve artmış fizik aktivite femoral komponent steminde gevşeme, eğilme veya kırılma açısından oldukça fazla bir yükür.

Ekleme uygulanan yük sadece koronal planda değildir. Vücut ağırlık merkezi eklem aksının posteriorunda kaldığından sagittal düzlemde de stemi posteriora bükme eğilimindedir. Femur başının maruz kaldığı bu yük, çömelme, sandalyeden ayağa kalkma, merdiven veya bir eğimi inip çıkma ve yük kaldırma ile artar. Bu her iki düzlemde birden etki eden güçler femur steminde torsiyonel etki yapar (retroversiyon) (Şekil 8). Bu nedenle protez sapında kırılma anterolateral kenardan başlar. Protez sapının proksimal kısmının metafizi daha iyi dolduruyor olması torsiyonel stabiliteyi artırır (115).



Şekil 8. Femur üst ucuna ve femoral komponente etki eden güç vektörleri (1).

Charnley total kalça artroplastisi kavramı içinde femur başının santralizasyonu ve abdüktör kaldıraç kolunun, osteotomize trokanter majorun laterale fiksasyonu ile uzatılması da vardır. Bu şekilde abdüktör kasların karşı güç uygulaması azaltılmış olur. Teorik olarak bu şekilde kuvvet ve kaldıraç kolu oranı 1:1'e kadar düşürülüp, kalça eklemine binen yük %30 azaltılabilir. Ancak

abduktor kaslarda cerrahi, travma, enfeksiyon, nörolojik hastalık veya nonunion gibi bir durum hem kalçayı anstabil yapar, hem de protez sapının gevşeme riskini artırır. Protez sapı ile boyun arasındaki açının fazla veya boynun uzun olması da kuvvet ve kaldıraç kolu oranını düşürür, ancak komponent aşırı eğilme gücüyle karşılaşır ve kırılma eğilimi artar.

Komponentin varus veya valgus yerleşimli olması de eğilme momentini, kuvvet – kaldıraç kolu oranlarını değiştirir. Valgus konumunda eğilme momenti azalır, kaldıraç kolu kısalır, eğer valgus fazla ise ekstremité alignmenti mediale yer değiştirme nedeniyle bozulur ve dize valgus yükü biner. Ayrıca ekstremité (2.5 cm kadar) uzar, özellikle asetabuler komponent de fazlaca vertikal ise kalça addüksiyonla süperiora çıkabilir.

Varus konumunda ise eğilme momenti artar, kaldıraç kolu uzar, femur kısalır. Kaldıraç kolunun uzaması, gevşeme ve sap kırılma riskini artırır. Femurun kısalması ise kalça çıkığına neden olabilir. Son zamanlarda sapta eğilme ve kırılma durumuna ait raporlar, araştırmacıları boyun – sap açısını ve protez sapının kalınlığını arttırmaya yöneltmiştir.

Stemin maruz kaldığı güçler nedeniyle anterolateral kenardan kırılmaya başladığını daha önce belirtmiştik. Ayrıca stemin kırılabilmesi için distal kısmının iyi derecede fikse olması da gerekir. Femoral stem, en çok paslanmaz çelik olanlar, şişman hastalarda kırılır.

Büyük baş çapına göre daha küçük çapta, boyun dayanıklılığının artırılması amacıyla boyun daha kalın yapılmak durumundadır. Bu hareket genişliğini sınırlar ve uç hareketlerde asetabuler komponentin zorlanması ile gevşemeye neden olabilir. Bunu önlemek için asetabuler komponentin giriş çevresi eğimli olarak yapılmış ve boyna oval veya trapezoid şekil verilmiştir. Bu şekilde Charnley tipi protezde hareket genişliği 90° iken, Amstutz sisteminde

trapezoid boyun ile 28 mm baş çapında 118°, 32 mm baş çapında 106°'ye kadar artış sağlanmıştır.

Hem asetabuler, hem de femoral komponentin gevşemesi açısından önem arz ettiği için sürtünme katsayısı ve sürtünme torku değerlerin düşük olması gerekir. Halen bu değerler metal femur başının polietilen cup ile temasında en düşük değerde bulunmuştur. Ayrıca protezin başının küçüklüğü, başın ve cup'ın yüzeyinin düzgünlüğü de bu katsayıları düşürür.

Uzun dönemde polietilenle ilgili problemlerin çıkması muhtemel olmakla birlikte, halen metal – polietilen en az probleme neden olan protez birlikteliğidir.

Femura stres aktarımı kemik kitlesini koruma ve kullanmama osteoporozunu engelleyici bir uyarıcı olduğundan önem taşır. Bu görevi femur boynuna tam oturan bir protez yakası görebilir. Yakalı protezin çimentosuz yerleştirilmesi, sapın medullaya tam yerleşmesine engel olabileceğinden tartışmalıdır. Boyuna ve medullaya tam oturabilen press – fit protezlerde kemiğe olan stres aktarımı fizyolojik değerlere en yakındır (Jasty ve arkadaşlarına göre normalin % 70 – 90'ı).

Stem'in elastisite modunda düşme, özellikle titanyum karışımı ve kesit çapı küçük stemlerde, stemdeki stresi azaltıp proksimal 1/3'teki çimento kitlesindeki stresi artırır. Bu durumda ve proksimalde kamalaşması olan yakasız press – fit protezde çember şeklinde femura yansıyan stres (Hoop stres) artarak intraoperatif ve postoperatif kırıklara neden olabilir (özellikle stem çapı 13.5 mm veya daha fazla olduğunda ve isthmusa press – fit yerleşen protezlerde). Bunun sonucu olarak bu bölgede çimento desteği zayıflayarak, çimento fragmentasyonu ve kemikte özellikle femur boynu medialinde (calcar femorale) daha fazla tahribata neden olur. Stem, distalde çimento ile iyi fikse edilmişse stemde kırılma, aksi durumda stem'in uç kısmında lateral strese artma olur. Genelde istenen proksimal

femurdan güç aktarımının sağlanması ile kemiğin yoğunluk ve gücünü artırarak çimento desteğinin sürdürülmesi ve stemdeki stresin azaltılmasıdır. Ancak bunun için stemin de çimentoya güç aktarması gereklidir.

Pelvik tarafta ise güç aktarımı metal sırtlı polietilen cup'ta genelde geniş dağılımlı iken, kalın polietilen cup'ta kısmen santralize, ince polietilen cup'ta ise daha santralizedir.

Cup'ın anatomik merkeze yerleştirilmesi kemikte poroz ve komponentlerin migrasyon riskini en aza indirir. Konjenital asetabuler displazide bu mümkün olmayabilir. O zaman en uygun yerleşim yeri lateralize edilmeden sadece süperiora olmalıdır, çünkü bu durumda periasetabuler strese artış en azdır.

Total kalça artroplastileri ;

1. Sementli total kalça artroplastileri
2. Sementsiz total kalça artroplastileri
3. Hibrid total kalça artroplastileri olarak üç şekilde uygulanabilir.

TKP ENDİKASYONLARI

Total kalça artroplastisindeki primer endikasyon, istirahatte ve harekette mevcut, dinmeyen, günlük fizik aktiviteyi engellemeyen şiddetli ağrıdır. Bu ağrı, medikal tedaviye yeterli yanıt vermeyecek düzeyde olmalıdır.

Ayrıca;

- Kalçada hareket kısıtlılığı,
- Kalçanın, fonksiyonlarını yapabilmesi için gereken pozisyondan sapması,
- Yaşa bağlı olunmadan, ileri derecede RA olguları,
- İleri derecede posttravmatik koksartroz,
- 50 yaş ve üzeri primer – sekonder ileri düzey kalça osteoartriti,

- DKÇ sekeli de ilk akla gelebilen endikasyonları oluşturur.

Başkaca;

- Perthes sekeli,
- Epifiz kayması sekeli,
- Travmatik kalça çıkıkları,
- Hemofili,
- Avasküler femur başı nekrozu (pek çok nedenleri vardır)
- Piyojenik artrit veya osteomyelit sekelleri,
- Kalça artrodezi ve psödoartrozlar,
- Kemik tümörleri,
- Başarısız kalça rekonstrüksiyonları,
- Akondroplazi gibi herediter hastalıklar v.s.

Total kalça artroplastisi yapmadan önce olgunun bu operasyona uygun olup olmadığı araştırılmalıdır. Her ne kadar TKP, ortopedik cerrahinin en yüz güldürücü ameliyatlarından olsa da % 1 – 2 oranında mortalite riski vardır.

Sementli total kalça artroplastileri :

1. Jenerasyon sementleme tekniği : Hamur kıvamındaki sementin manuel olarak femoral kanala ve asetabulumu yerleştirilmesidir. Bu generasyonla yapılan uygulamalar sıklıkla keskin köşeli ve medial kenarları dar oluyordu, süperalaşımlardan yapılmıyorlardı.
2. Jenerasyon sementleme tekniği : Medüller kanalın plug'lanması, pulsatilite (basınçlı) lavaj ve sement tabancası kullanılarak retrograd olarak sement konulması. İmplantlar süperalaşımlardan yapılıyor ve geniş medial kenarları oluyordu.
3. Jenerasyon sementleme tekniği : 2° generasyon sementleme tekniğine ek olarak geçirgenliğin azaltılması sement yüzeyinin basınçlandırılması ve implant yüzey değişiklikleri uygulanmasıyla olmaktadır.

Kanal hazırlığı : Sement – kemik interfazını optimize etmek için, femoral kanalın hazırlanması önemlidir. İlk olarak, femoral kanal plug'lanma daha iyi dolmayı ve daha fazla intrusyon basıncı sağlar.

Gevşek kansellöz kemik bir küret aracılığı ile çıkartılır. Basınçlı lavaj kullanılarak femoral kanal temizlenir. İlik, yağ ve kanın temizlenmesiyle, kemik – sement interfazı daha iyi duruma gelir. Basınçlı lavaj, sement penetrasyon derinliğini ve interfasyal gerilme gücünü artırır. İyi yapılmış lavaj, yağ ve ilik embolisi riskini düşürür.

Kanal kuru ve adrenalini bir spanç kullanılarak kurutulur. Spinal anestezi, hidrojen peroxid ve buzlu salin kanamayı azaltır (15,86).

Sement hazırlanması :

Porosite redüksiyonu : Santrifüjleme por hacmini azaltır, bu da sementin ömrünü uzatır. Vakum karıştırma yöntemiyle de aynı sonuçlar elde edilebilir.

Sement insersiyonu ve basınçlama : Sement retrograd olarak bir sement tabancası kullanılarak yerleştirilir ve basınç uygulanan sement – kemik interfazının gücü, direkt olarak sementin kemik içerisine penetrasyon derinliğine, penetrasyon derinliği de sementin giriş basıncına bağlıdır. Diafizde yüksek giriş basıncı elde etmek daha kolayken, proksimal femurda (metafizde) daha zordur.

İmplant santralizasyonu ve sement yüzey kalınlığı : Çalışmalar sement yüzeyinin distal bölümde (uç kısımda) daha çok stres ve gerginliğe maruz kaldığını, bu bölgede kalınlığın 2.5 mm üzerine çıkarılmasının gerginliği azalttığını göstermiştir. Santralizasyon için distal santralizörlü femoral implantlar tercih edilmektedir. Santralizasyon sement yüzeyinin uniform olmasını sağlamakta ve sementin azaldığı ya da yok olduğu alan bırakmamaktadır (66).

10 yıllık süreçte 2° jenerasyon sementleme tekniğinin kullanılmasıyla, femoral komponentin aseptik gevşemesinde belirgin bir düşüş olurken, aynı gelişme asetabuler komponentte gözlenmiştir.

Başarısızlığa neden olan faktörler : Teknik faktörler uzun süreli kullanım için önemlidir. Mekanik bozukluk için revizyon ameliyatı yapılan hastalarda gevşemenin %50 varus pozisyonuna neden olduğu gösterilmiştir.

Klinik faktörlerde potansiyel risk faktörü olarak değerlendirilmektedir. Bunlar; kilo; 75 kg'dan hafif olanlarda 12 yılda başarı oranı %90 olarak bildirilmiştir. Yaş ilerledikçe başarısızlık oranı düşmektedir (66,92,113).

Cinsiyeti kadın hastalarda, erkek hastalara göre daha başarılı olmaktadır.

Başarısızlık mekanizması (Failure mekanizması) : Otopsi çalışmalarında femoral ve asetabuler komponentler için failure mekanizmasının farklı olduğu gösterilmiştir. Femoral failure'un başlangıcından mekanik faktörler sorumludur. Sement - protez interfazında ayrılma erken bulgudur. Bu ayrılma sement yüzeyinde yüksek bir strese neden olmaktadır. Stres proksimalde ve implantın ucunda maksimumdur. Sonuç sement yüzeyinde kırık oluşmasıdır. Çoğu kırık proksimalde olur ve ince yüzeye, yüzey defektine ve porlara bağlıdır. Kırık sonucu polimerik debris endosteal kemikle reaksiyona geçer ve yabancı cisim reaksiyonu oluşur. Bu reaksiyonla kemik resorbe olur ve revizyon ameliyatlarında genellikle görülen yumuşak doku membranı oluşur. Asetabuler gevşeme sürecinde erken evre olayları biyolojiktir. Resorpsiyon asetabulumun ağzında başlar ve dairesel olarak yayılır ve gevşemeye neden olur.

Asetabuler komponentte kemik - sement radyolusensisi fibröz doku oluşumunu gösterir. Komplet sement - kemik radyolusensisi genişliğine bakılmaksızın gevşemeye işaret eder. Gevşemenin nedeni biyolojik olduğundan metal destekleme ya da gelişmiş sementleme tekniği gevşemeyi geciktirmekte pek faydalı olamamaktadır.

Skeletal remodelling : Sementli femoral komponentin insersiyonunu takiben, proksimal femurda stres ve gerilme azalır. Proksimal medial femoral kortekste osteoporoz olur. Sement - kemik interfazındaki kemikte dansite artışı gözlenir. İç korteks sement yüzeyinden radyolojik olarak ayrılamaz.

İkinci medüller kanal oluşumu dış korteks – sement arasında radyolusent olarak görülür. Başarısız vakalarda oluşan yumuşak doku membranı makrofaj ve dev hücrelerden oluşur. Sementsiz vakalarda da görülebilmektedir.

Fokal femoral osteolizis sementin ince ya da defektif olduğu alanlarda görülmektedir. Bu alanlarda polietilen debris olduğu da saptanmıştır.

Collar : Sementli kalça artroplastilerinde Collar proksimal femura yük transferini arttırır ve proksimal sement yüzeyindeki gerilmeyi azaltır. Ayrıca implantın mikrohareketlerini azaltır.

Femoral komponentin yerleştirilmeden önce polymethylmethacrylate ile kaplanması metal – sement interfazını güçlendirmektedir. Ancak bazı otoriteler; interfaz bozulursa bu kaplamanın debris oluşumuna neden olabileceğini düşünerek karşı çıkmaktadır.

Femoral komponent ağırlığın büyük bölümünü taşır. Metal gövde eğilme, aksial ve torsiyonel kuvvetlere maruz kalır. Bu kuvvetler fleksible sement kullanılarak maksimum yüzeye dağıtılır. Asetabuler soket, kemik asetabulumun içine yerleştirilir ve femoral komponentin aksine stabildir, çünkü uygulanan kuvvet kompressiftir.

Stres konsantrasyonu : Femoral komponentin yorgunluk performansını azaltır. İdeal olarak femoral dizaynlar stres konsantrasyonunu azaltmalıdır. İnternal ve eksternal köşeler yuvarlaklaştırılmalıdır, böylece sement üzerindeki stres minimal olacaktır.

İmplant üzerindeki çıkıntılar (yüzey değişiklikleri) : Stres transferini kolaylaştırırken aynı zamanda stres odaklarıdır ve çatlakların başlangıç noktalarıdır. İmplant yüzeyinde yarıklar, çatlaklar, çizikler olmamalıdır. Porlu yüzeylerin gücü az ve pahalı olduklarından sementli fiksasyon için kullanılmamalıdır. Daha kolay kırılabilirler, yorgunluk gücünü (fatigue strength) düşürürler. Sementli femoral dizaynların en önemli amacı ağrısız ve kemik

remodelling değişikliklerinin olmadığı bir eklem sağlamaktır. Revizyon gerekirse gövde kemik kaybı olmadan çıkartılabilir olmalıdır.

Kalça yükü, vücut ağırlığının 5 – 6 katına ulaşabilir. Bu yük çökmeye neden olabilir. Femur boynunun varusa gelmesine neden olabilir. Komponentin posteriora yönelmiş, torsiyonuna neden olabilir. Kalça güçlerinde %30'u aksial (çökme), %60'ı varus eğilimi, %30'u torsiyon olarak bilinmektedir.

Sementli implant fiksasyonunda gövde dizaynı yükü femur başından proksimal femura ağırsız ve kemik kaybı olmadan transfer etmek üzere ayarlanır.

Femoral implantın siklik kuvvetlere karşı dayanmasını sağlayan faktörler; gövdenin dizaynı, kemiğin hazırlanması, cerrahın yeteneği ve hastanın kemik dokusunun kalitesidir.

Gövdenin semente bağlanması : Sement endosteal kemiği doldurur ama sementte implant yüzeyinde yapışma olmaz. Üç seneden fazla kullanılan bütün implantlarda, sement – implant interfazında yarıklar oluşur. Sement – implant interfazının kuru olması istenir, klinik olarak interfazda sıvı bulunduğunda fiksasyon tam olmaz. Gevşek implantlarda, fiksasyonu tam olan implantlara göre; merdiven çıkma hareketi yaparken, proksimal sementteki stresi %300 artırır. Gevşek implantlarda stres en çok lateral-medial yönde artmaktadır (66,92,113).

Sementin mekanik olarak gövdeye kilitlemesi : İmplant üzerindeki çıkıntılar, porla kaplama aracılığı ile sement implanta kilitlenebilir. Yüzey ayarlamaları sementteki stresi artırır ve implantın çıkarılmasını zorlaştırır. Bunun yanı sıra yüzey alanını arttırmak ve stres transferini kolaylaştırmak gibi avantajları vardır (Örneğin; Charnley “Kobra” dizayna lateral çıkıntılar eklenmiştir). Klinik araştırmalar; düzgün, iyi parlatılmış gövdelerin, yüzey değişikliklerine uğramış olanlara göre daha iyi sonuçlar verdiği gözlenmiştir.

İmplantın gövdesi sement yüzeyinde hafifçe inebilmeli, hiçbir şekilde sementi kompartmanalize etmemelidir. Kompartmantalizasyon sement kılıfında

defekte neden olabilir bu da debris oluşumuna ve gövde – sement mikrohareketlerine neden olur.

Aşağı doğru incelen, kama şeklinde implant dizaynları mikrohareketleri önler. Bu tür dizaynlara ne kadar eksternal kuvvet uygulanırsa o kadar iyi yerleşirler, sementle kullanılıncı fonksiyonel olurlar. Charnley implantları sadece medialden laterale doğru inceltirler. İnceltme implantın bütün uzunluğu boyunca yapıldığında fiksasyon mükemmel olmaktadır.

Birkaç araştırmadan elde edilen bilgiye göre; sementin defektli olduğu yerde ya da metal – kemik kontağı olan yerlerde endosteal kistler oluşmakta ve ilerleyici bir gevşeme başlamaktadır. Sementin defektli olduğu yerlerde implant üzerinde ve kemikte sürtünmeden kaynaklanan aşınmalar olabilmekte, sement kırıkları debris oluşumu ve osteolizis başlangıcı görülebilmektedir.

İmplantın yerleştirilmesinde distal santralizörler tercih edilmektedir. Proksimal santralizör kullanımında santralizör çevresinde hava kabarcıkları gözlenebilmektedir.

Düşük modüllü implantlar örneğin titanyum alaşımları proksimal kemik ve sementteki stresi arttırmazlar. Charnley ve Exeter implantlarının paslanmaz çelikli varyasyonlarında stres problemi minimaldir. Krom – kobalt alaşımlı materyaller paslanmaz çelikli metallere benzer ama daha iyi bir şekilde dayanıklılık sağlanabilir.

Titanyum alaşımları total kalça replasmanında tercih edilmektedir. Daha fleksibl olan titanyum alaşımları, proksimal medial sementteki stresi arttırmazlar ve sement başarısızlığına neden olabilir. Titanyum implantı sement yüzeyinden ayrılabilir. Ayrılma gerçekleştikten sonra implantın piston gibi hareket etmesi metal yüzeyden aşınma ile partiküllerin ayrılmasına ve PMMA debris oluşmasına neden olur.

Kobalt – krom alaşımları titanyum alaşımlarının tersine aşınmaya karşı dayanıklıdır.

Sementleme tekniği : İmplant dizaynı kadar protezin başarısında önemlidir. Birçok otorite, düşük kaliteli kansellöz kemikle, kemiğin kanamayan bölümünün çıkarılmasını, kemik lavajını, kurutma tekniklerini, distal kanal plug'lamasını, sement santrifugasyonunu ve medullanın retrograd dolumunu önermektedir. Femoral diafizin kazınmaması gerekir. Amaç destekleyici kemik stoğuna sementin penetrasyonu ile kanalın tamamen doldurulması ve kanalda kan, hava, kemik parçalarının bulunmamasıdır (66,92).

Asetabuler sementli cup dizaynı : Bütün polietilen asetabular cup'lar pelvise PMMA ile tutunur. PMMA yapışkan değildir. Fiksasyon PMMA'nın kemiğe ve polietilene interpozisyonu ile sağlanır. Bu yüzden kansellöz kemik açıkta olmalıdır ya da düzgün kortikal yüzey üzerinde fiksasyon delikleri bulunmalıdır. Polietilen komponentinin üzerinde yeterli genişlik ve derinlikte oyuklar olması sementle kilitlenmeyi sağlar.

Metal desteğin konmadığı vakalarda, stres transferi için en az 3 mm kalınlığında polietilen gereklidir. Bir çalışmada, tamamen polietilenden yapılmış bir dizaynın, metal destekli dizayna göre daha başarılı olduğu gözlenmiştir.

Sementli soketlerde erken gevşeme kemik stoğunun azlığına bağlıdır. 2 mm'den fazla lineer wear geç gevşemenin (>10 yıl) biyolojik bir süreç olduğunu göstermektedir.

Asetabuler tarafta radyolüsent çizgi oluşumu fibröz membran oluşumuna bağlıdır. Sement yüzeyinin uniform olması için spacer kullanılması yeni bir yaklaşım olup, konunun uzun süreli çalışmaları ile değerlendirilmesi gerekmektedir. Uzun süre kullanım sonucu sement etrafında dens bir neokorteks oluşmaktadır. Radyografilerde ince radyolüsent çizgi endosteal ya da korteks remodelling'ine bağlıdır.

Proksimal medial bölgede sement yüzey kalınlığı 2 mm'den az ya da 5 mm'den kalın olmamalıdır. Medial diafizdeki (Gruen zone 5) sement yüzeyinin ince olması implantın mekanik instabilitesine neden olmaktadır. Bu durum

implantın valgus pozisyonunda yerleştirilmesiyle ilişkilidir. Varus pozisyonunda yerleştirmede gevşemeyle sonuçlanabilmektedir.

Yukarıdaki nedenlerden dolayı implant nötral alignment'ta ve kontrollü sement kalınlığında yerleştirilmelidir.

Sementsiz primer total kalça replasmanı

1° jenerasyon sementsiz implantlar; Biyolojik fiksasyonu etkileyen faktörler hakkında fazla bilgi sahibi değilken, dizayn edilmiş ve implante edilmişlerdir. İmplant mucitleri çok kısıtlı şartlarda çalışıyorlardı, por hacmi suboptimal ve enstrümantasyon kabaydı. İkel tekniklerle üretiliyorlar, bu yüzden daha çok kırılıyor ve por dökülmesine neden oluyorlardı.

2° jenerasyon sementsiz implantlar; Süperalaşım ve medülaritenin uygulamaya girmesi, por hacminin optimize edilmesi, kaplama tekniklerinin ve ameliyat tekniklerinin iyileşmesi, femoral komponentin "fit and fill"inde dramatik bir iyileşme gözlenmiştir.

3° jenerasyon sementsiz implantlar; Osteolizis'i azaltmaya yönelik dizaynlarla (sirküferensiyal por kaplama, yük taşıyan yüzeylerin iyileştirilmesi) uyluk ağrısının azaltılması, kalça biyomekaniğinin iyileştirilmesi amaçlanmıştır. Sementsiz asetabuler komponent; genellikle hemisferiktir ve fiksasyon için seçenekler vardır (vidalama v.b) ve modüler polietilen içerirler (87,88,96,104).

Araştırmacılar; non-biyolojik olarak adlandırılabilen sementli tesbit metodları yerine daha biyolojik tesbit materyallerinin iyi sonuçlar verebileceğini düşünmüşler ve bu amaçla sementsiz TKP uygulamaları başlamıştır (53,55,57,76).

Sementsiz kalça replasmanında sonuç, uygulamanın yeterliliğine bağlıdır. Sementsiz implantlar çeşitli olmakla beraber, ortak özellikleri implantın ameliyat esnasında sıkı bir şekilde yerleştirilmesi gerekliliğidir. Her implant sistemi için ayrı ameliyat protokolleri olmasıyla birlikte, tüm cerrahların uyması zorunlu olan bazı genel prensipler vardır (86). Sementsiz implant ameliyatlarında kalça

ekspozuru için sabit bir yaklaşım yoktur. Her cerrah en tecrübeli olduğu yaklaşımı kullanmalıdır. Ama bu yaklaşım femur kırığı ve benzeri komplikasyonlar ortaya çıktığında insizyonun genişletilmesine uygun olmalıdır. Asetabuler artroplasti, asetabulumun tamamen ve sirkumferensiyel açılımıyla başlar. Asetabuler komponentin oryantasyonu internal bir yapıya (bony landmarks) göre yapılmalıdır. Bu yapılar; ileum'un lateral kanadı, pubis tabanı, iskiüm ve asetabulumun gerçek medial duvarının inferiorudur. Asetabuler fossadaki osteofitler, pulvinar kalıntıları çıkartılmalıdır (46).

Asetabulumun subkondral tabanının çıkartılması, socketin çok zayıflamasına neden olur. Bu nedenle hemisferik yapı oluşturmak için kazınırken dikkatli olunmalı, subkondral yapı zarar görmemelidir. Bütün kırıkta kalıntıları çıkartılmalıdır.

Uniform peteşiyal kanamanın olduğu bir yüzeye ulaşılarak asetabuler komponent rahatlıkla yerleştirilebilmektedir. Asetabuler kistler çıkartılmalı ve femur başından ya da metafizden alınan küçük parçalarla doldurulmalıdır. Asetabuler komponentin çiviyle fiksasyonunun desteklenmesi stabilitesini arttırmaktadır. Üç ayrı merkezden bildirilen sonuçlara göre; çivi kullanmanın hiçbir komplikasyona yol açmadığı bildirilmiştir. Ancak çivilerin açtığı delik polietilen debrisinin birikme yeri olabilir, çiviler kırılabilir, vital doku yaralanmasına, çıkarma problemlerine, migrasyona neden olabilir. Bu bilgiler ışığında 1 – 2 mm presle oturtma, çivi kullanmaktan daha uygun görünmektedir. Çivi kullanılacaksa; posterior süperior ve posterior inferior asetabulumda kullanılmalıdır. Anterior kadran'da çivi kullanılmamalıdır. Asetabuler komponentin polietilen - polietilen konulması femur başına akomodasyon sağlar, mümkün olduğunca kalın polietilen konulmalıdır. Polietilen debrisi osteolizise neden olabilir.

Femoral komponent insersiyonu için hazırlık, femoral boyun rezeksiyonu ile başlar. Femoral komponentin yerleştirilmesi için proksimal femoral metafizin broaching'i gereklidir.

Sementsiz implantlarda femur kırığı, sementlilere oranla daha çok görülür (72,86).

Bunun nedenleri ;

1. Ameliyat esnasında implantın çabuk ve sıkı bir şekilde yerleşmesi zorunluluğu,
2. Her sementsiz implant için farklı dizayn ve operasyonların bulunmasıdır.

Her bir sementsiz dizayn üzerindeki tecrübe arttıkça kırılmalar azalmaktadır. İntraoperatif kırıkların tedavisi; fark edildikleri zamana, kırığın tipine ve implantın dizaynına göre değişebilir. Kırıklar lokalizasyonuna göre sınıflandırılır.

Proksimali kaplanmış ve metafizi dolduran implantlarda kırıklar proksimalde olur. Eğer ameliyat esnasında fark edilirse implant çıkartılır, kırık serklaj teli ile immobilize edilir. İmplant tekrar yerleştirilir. Hasta 6 hafta ya da kırık iyileşesi gözlenene kadar implantlı tarafına yük vermez. Proksimal kırıklar ameliyat sonrası fark edilirse implantlı taraf kullanılmaz ve radyografi ile takip edilir. Erken postoperatif dönemde implantın çökmesi re-operasyon için güçlü bir endikasyondur.

Distal kırıklar : İnkomplet, minimal deplase olabilir. Kırıklar genellikle anterior femoral kortekste longitudinal fissürler olarak bulunur. Bunlar operasyon sırasında fark edilmeyebilir ve çoğu implantlı tarafın 6 hafta kullanılmaması ile iyileşir. 6 haftalık takiple implantın ucunda fark edilen kallus bazen böyle bir kırığın olduğuna tek kanıttır.

İnkomplet, deplase distal kırıklar (eğer implant stabilse) spica cast immobilizasyonu ya da açık redüksiyon ve internal fiksasyonla tedavi edilir. Komplet distal kırıklar acil açık redüksiyon ve internal fiksasyonla tedavi edilir.

Radyografik olarak stabil olan sementsiz implantlarda ağrı uzun süre kullanımdan kaynaklanır ve hafif bir ağrıdır, yorgunluk olarak ta tanımlanır. Bu

şöyle açıklanmaktadır: Sementsiz implantlar proksimalde iyi bir şekilde femura fikse olurken, distali mobildir. Bu da endosteal irritasyona neden olur ve "end of stem pain" olarak adlandırılır. Geniş ve sert implantlar ağrıyı arttırır. Uyluk ağrısı zamanla azalır. Bu azalma implant ucunda kortikal kalınlaşmayla eş zamanlıdır. Bazen stabil femoral komponentler fibröz dokuyla fikse olurlar. Fibröz doku fiksasyonu klinik ve radyografik olarak tatmin edici olmakla beraber kemik ingrowth fiksasyonu daha başarılı olmaktadır. Amaç fonksiyonel ve stabil bir kalça eklemi sağlamaktır. Çünkü dislokasyon kısa dönemdeki önemli birkaç komplikasyondan biridir. Sementsiz implantların uzun süre kullanılabilirliği osteolizisin önlenmesine bağlıdır. Osteoliziste temel patoloji asetabulumdan aşınma sonucu yayılan debrise yönelik biyolojik yanıtıdır. Buna yönelik olarak, ultra yüksek moleküler ağırlıklı polietilenin asetabulumda kullanılması faydalı olmaktadır.

Femurda intramedüller bir implantın varlığı, femur içindeki mekanik stres dağılımında değişikliğe yol açar, bu da kansellöz ve kortikal kemik kaybına neden olmaktadır.

Sementsiz kalça replasmanında ağrısız hareket için implantla - destekleyen kemik arasındaki bütün hareketlerin engellenmesi önemlidir.

Sementsiz implantların stabilitesini maksimum yapabilmek için iki farklı dizayn oluşturulmuştur:

1. Diafiziyel kilitleme, implantın distal bölümünün femurun diafizinde sert kortikal kemikle fiksasyonudur. Bu süreçte, por kaplamaları rotasyonel kuvvetlere karşı resistans göstermektedir.
2. Metafiziyel kilitleme, protezin metafizde stabilleşmesidir. Bu vakalarda fiksasyon implantın endosteal kaviteye oturmasıyla sağlanmaktadır. İmplantın femur içinde tam olarak yerleşmiş olup olmadığı anteroposterior ve lateral filmlerle değerlendirilmelidir.

İmplant yerleşiminin değerlendirilmesi ;

1. Özellikle proksimal medialde kortikal kontakta,
2. Protezin, implantasyon kavitesini saran konsellöz kemikle kontağı. Kontak bölgeleri dışında implantla kemik arasında cup'lar vardır. Femoral kanalın şekli, sementsiz implant fiksasyonunda büyük önem taşır.

Kanal flare indeksi : $\frac{\text{Minör trokanterin merkezinden 20 cm distaldeki intramedüller çap}}{\text{Femoral isthmustaki çap}}$

Kanal flare indeksi koronal plandaki medüller kanalın bütün uzunluğu boyunca şeklini tanımlamaya yarar. Aynı boydaki kişilerde femur uzunluğu eşit olabilirken, endosteal geometrileri büyük değişiklikler göstermektedir. Gap'ları azaltmak için reamer kullanılarak çıkartılabildiği kadar kemik çıkartılmalıdır. Protezlerin biraz geniş dizayn edilmeleri, metalizdeki kansellöz kemiği komprese eder, gap'ları doldurur. Bu strateji, rotasyonel mikrohareketleri azaltmaktadır. Femur boyun kesisinin yüksek seviyeden yapılması proksimaldeki femur – implant temasını artırır, mikrohareketleri azaltır. Diafizde kilitlenen implantların porla kaplanması, sementsiz fiksasyon için esastır.

Sementsiz protezlerin, sementli olanlardan esas farkları protezin şekil ve yüzey yapısının farklı olmasıdır. Kemik yatakta stabil olarak durması gereken protez, kuvvetli ve sağlıklı kortikal veya subkondrial kemik üzerine oturmalı, temas yüzeyi geniş ve olağanca bütün fizyolojik yüklenmeleri kemiğe aktarmalıdır (88). Günümüzde sementsiz protezler ;

- Porlu yüzeyi olanlar,
- Press – fit (basınçla oturanlar) diye iki gruba ayrılırlar.

Poroz yüzeyli olanlarda esas amaç, protez yüzeyindeki metalik girintilere kemiğin ilerleyerek doldurması ve biyolojik fiksasyonun en büyük avantajı aseptik gevşemenin daha az olmasıdır. Bu tip protezlerin kemik yatağına tam oturtulması gerekir, bu nedenledir ki, biçimleri femurun endosteal boşluğunu tam

doldurabilecek şekilde dizayn edilmişlerdir. Aslında bu kural bütün sementsiz protezler için geçerlidir (37,45,74).

Poroz yüzeyli protezler 2 ana grupta toplanabilir :

- 1- Titanyum – alüminyum – vanadyum alaşımından yapılmış olanlar. Bunların porlu yüzeyi saf titanyum lif veya topçuklarla kaplanmaktadır.
- 2- Kobalt – krom alaşımından yapılmış ve aynı alaşımdan olan topçukları özel bir işlemle sap üzerine işlenmiş olanlar.

Her ikisinin birbiri üzerine bazı avantaj ve dezavantajları vardır. Çimentosuz porlu yapıdaki kalça protezlerinin femoral stemleri genelde anatomik veya düz şekildedirler. Anatomik olanlarda; metafizer kısımda arkaya doğru, distalde stemde öne doğru bir açılma vardır. Anatomik protezler sağ ve sol olarak ayrı ayrı üretilirler ve kendi anteverسیونu olan boyunlara sahiptirler.

Porlar genelde, femoral komponentin 1/3 proksimal metafizer kısmındadır. Böylece kemik – protez tutunması bu bölgede sağlanmaktadır. Ancak revizyon amacı ile yapılanlarda porlu yüzey 5/8, hatta bütünüyle porlu olabilir. Protez yüzeyindeki porlar 20 – 425 µm oranında herhangi bir büyüklükte olabilir.

Gevşeme dışında başka nedenlerle protez revizyonu gerektiren porlu yüzeyli protez olgularında görülmüştür ki, bu protezlerde kemik – protez tutunma yüzeyi ancak % 10 – 25 kadardır. Press – fit protezlerde kemik – protez arasında makro düzeyde tutunma sağlanır. Aslında press – fit’lerde biyolojik fiksasyon hedefi yoktur. Protez üzerindeki yivler, oluklar, setlerle makro düzeyde kilitleme sağlanmaya çalışılır. Press – fit protezler genelde düz stemlidir. Nadiren anatomik biçimli olanlarda üretilir. Günümüzde bir bioaktif seramik olan hidrokriopatit, press – fit protezlerin proksimal kısmına kaplanmakta ve canlı kemik dokusu ile integre olması amaçlanmaktadır (14).

Çimentolu asetabular komponentlerde de aşırı kemik dokusu kaybı ve gevşeme önemli bir sorundur. Bu sorunun üstesinden gelmek için pek çok dizaynlar denenmiştir (38,87);

- Silindirik soket,
- Kare soket,
- Konik cup,
- Elipsoid yivli cup, v s.,

Başlangıçta konik yivli kaplarda inisial stabilitenin mükemmel olduğu izlenmişti, ancak geçen zamanda yüksek oranda gevşeme görülmesi bu malzemeyi kullanılamaz kılmıştır.

Şu an kullanılan sementsiz asetabular cup'ların hemen tamamına yakın kısmı, hemisferiktir ve porlu yüzevidir. Metal yarı kürede titanyum lifler ya da topçuklarla poroz yüzey oluşturulmuştur. Press – fit olarak hazırlanan cup'lara primer stabiliteyi sağlamak için; peg, spike ya da vidalar eklenmiştir.

Ayrıca expansil kaplarda rağbet görmektedir. Bahsi edilen – edilmeyen asetabular kapların hepsinin içerisinde kendinden kilitli ya da vidalanan çok yüksek molekül ağırlıklı polietilen kullanılmaktadır. Kullanılan başlar ise kobalt – krom veya seramiktedir. Baş çaplar ise 22 – 32 mm'dir.

Total kalça femoral ve asetabuler komponentleri değişik materyal ve pek çok değişik şekilde üretilmektedir. Bunlardan diğerlerine belirgin üstünlüğü olanları sadece birkaç tanedir ve hastaya göre seçilmelidir.

Femoral komponentler üç şekilde; çimentolu, press – fit ve poroz yüzevidir olarak üretilirler. Her birisinin kendisine özel durumu olmakla birlikte, bütün protezlerin ideal şartlar altında kalça ekleminin normal rotasyon merkezini yeniden oluşturması gerekir. Bunun içinse üç faktör değerlendirilir :

- 1) Protez yüksekliği,
- 2) Baş – gövde ayrılma derecesi (head – stem offset),
- 3) Femur boynu versiyon açısı.

Versiyon açısı özellikle press – fit yerleşen protezlerde önem taşır, çünkü çimento ile yerleştirmede açığı ayarlamak problem olmaz. Protez yüksekliği de modüler sistemlerde boyun uzunluğu değiştirilerek kolayca ayarlanabilir. Başın mediale ayrılma derecesi ise iki şekilde değerlendirilir; dar açıyla ayrılma, abdüktör kasların yük kolu dengesini bozarak eklem uygulanan gerilimi artırır ve topallamaya neden olur. Geniş açıyla ayrılma da steme aşırı yük binmesine neden olarak gevşeme veya kırılmalara yol açabilir. Protez kalınlığı, medulla çapına göre seçilir. Stem uzunluğu, Charnley'in orijinal femoral komponentinde yaklaşık 13 cm'dir. Daha uzun stem yerleştirilmesi gereği ciddi bir takım problemleri de birlikte getirebilir. Asetabuler komponentlerde ise günümüzde kemiğe stres aktarımı ve femur başının hareketliliği açısından metal sırtlı veya kalın polietilen olanları tercih edilir. Asetabuler komponentin eklem yapan yüzeyi UHMWPE (Ultra high molecular weight polyethylene) ile kaplıdır. Cup genellikle normal asetabulum transvers açılanmasından (55°) stabilite nedeniyle daha düşük açıyla (45° veya daha az) yerleştirilir. Çimentolu veya çimentosuz fiksasyonla yerleştirilebilen cuplar olduğu gibi, bipolar cuplar da vardır.

Biyolojik fiksasyon : Uygun koşullar altında, kemik ya da fibröz doku protezin yüzeyine ya da içine ilerleyebilir. Bu fenomen, biyolojik fiksasyon olarak bilinir. Kemik ingrowth fiksasyonu için, implantın mekanik olarak stabil olması ve yeterli miktarda kemikle yakın konumda olması önemlidir. Klinik olarak, ameliyat esnasında implantın çabuk bir şekilde stabilize edilmesi kemik ingrowth için en önemli faktördür. İntraoperatif çabuk stabilize etmek; kemik kalitesine, implant dizaynına ve ameliyat tekniğine bağlıdır (57).

Sementsiz kalça artroplastileri genç hastalarda tercih edilmektedir (38).

Hibrid Total Kalça Protezi

Kalça artroplastisinde kullanılan protezler önceleri sementsiz olarak kullanılırken, teknik yetersizlikler nedeni ile sonuçlar tatminkar olmamıştır. Teknolojik ilerleme ve sementin kullanım alanına girmesi ile sorunlar çözüldü denilirken, uzun dönem sonuçların alınmasıyla beraber yeni sorunlar ortaya çıkmış ve yeni arayışlar başlamıştır.

Sementsiz total kalça protezlerinin kısa dönem sonuçlarında değişik sonuçlar bildirilmiştir. Bazılarında asetabular komponentlerde gevşemenin daha çok olduğu bildirilirken (72), bazılarında da femoral komponentlerde ilgili sorunların daha ağır bastığı ileri sürülmektedir (55).

Son yayınlar sementleme tekniğindeki ilerlemeler ile sementli femoral komponentlerin klinik sonuçlarının daha iyi olduğunu göstermektedir. Bu sonuçlar 1990'lı yıllarda hibrid kavramını ortaya koymuştur.

Tarihsel gelişimi esnasında total kalça protezlerinde karşılaşılan sorunlardan en fazla sementleme tekniği ve protez tipleri sorumlu tutulmuştur. Dolayısıyla önceleri sementli, daha sonraları sementsiz ve en son olarak da hibrid protezleri gündeme gelmiştir.

Son yıllarda sementleme tekniklerindeki gelişmelerden dolayı femoral komponentteki sementlemeye bağlı yetmezlikler – yetersizlikler azalmaktadır. Bununla beraber sementli asetabular komponentlerdeki gevşeme olayı giderek artmaktadır. Birçok çalışmada 10 yıllık izlemlerde sementsiz asetabular komponentlerdeki gevşeme ve komplikasyon sıklığının önemli oranda azaldığı belirtilmektedir. Bununla beraber, asetabular komponent tespitinde kullanılan vidalarla ilgili olarak artan osteolizis sıklığı endişe uyandırmaktadır.

Asetabular komponentin tespitinde kullanılan vidalar potansiyel olarak pelvik osteolizisin başlıca nedenlerindedir. Expansion asetabular komponentlerde vida ile tesbit gereği olmadığından dolayı böyle bir sorunla daha az karşılaşılacağı yönünde görüşü olan cerrahlar çoğunluktadır.

Ayrıca, ayırıcılarla hazırlanan asetabulumaya yerleştirilen titanyum cup'ın yaprakçıkları genişletildiğinde, dikensi çıkıntılar kemiğe daha iyi entegre olmakta ve polietilen liner'in yerleştirilmesi ile stabilite devam ettirilmektedir.

Total kalça protezleri 1987 yılında American Academy of Orthopedic Surgeons'un yıllık toplantısında sempozyum başkanı Dr.Clement B. Sledge, gelecek yılların, sementsiz teknikle uygulanan total kalça protezlerinin olacağını söyleyerek genel temayülü belirtmişti. Gerçekten de son yıllarda üzerinde yoğunlaşan iki konudan biri;

- Sement kullanımına gerek duyulmaması, diğeri
- Sementli protezlerin sonuçlarının iyileştirilmesi olmuştur.

Sementten kaynaklandığı düşünülen femoral stem ve asetabular cup gevşemesi, porous coated, press-fit ve hidroksiapatit kaplı stemler ve kaplar yoluyla sement kullanımının elimine edilmesi ve biyolojik fiksasyon için bone ingrowth ya da ongrowth'un kullanımı konusunda araştırmalara yöneltmiştir (14). Stem kırılması ve sementteki stressi azaltmak için daha ağır, güçlü ve uzun femoral komponentler tasarlanmıştır.

Çimentolu teknikle uygulanan birçok total kalça protezi modelleri – dizaynları vardır. Femoral komponent, eğimi, genişliği, uzunluğu, yakalığın şekil ve genişliği, sap kısmının genişliği, kesiti ve uzunluğuna, yüzeylerinin düz, pürtüklü, oluklu ve polimetil metakrilat ile kaplı olabileceği gibi, asetabular komponentlerde düz yüzlü, vidalı, ekspansil v.s gibi pek çok tipleri vardır. Hem asetabular, hem de femoral kısmı sementli total kalça protezleri olduğu gibi, hibrit olanları da mevcuttur.

Protez gevşemesini önlemek için çimentolama tekniğini geliştirmek ve çimentoyu kuvvetlendirmek amacıyla karbon ve başkaca lifler ekleme gibi uğraşlar verilmiştir. Femoral stemlerin yüzeyi değişik tipte girintili – çıkıntılı maddelerle kaplanmıştır. Böylece bu girinti ve çıkıntıların arasına kemik gireceği ve böylece protezi sıkıca yerinde tutacağı düşünülmüştür. Hastaya uygulanacak

protezin sementli ya da sementsiz mi olacağı bir takım kriterlere bağlıdır. Örneğin bayanlarda, erkeklere oranla 40 yaş civarında menapoza bağlı hormonal değişiklikler nedeniyle osteoporoz daha sık görülür. Yaş faktörü de önemlidir, 50 yaş altındaki olgularda genellikle sementsiz, 70 yaş ve üzeri olgularda genellikle sementli TKP uygulanır. Kemik Singh indeksi de belirleyicidir. Genç, Singh indeksi 5 - 6 ve üzeri olan olgularda sementsiz TKP, Singh indeksi 1, 2, 3 ve 4 olan olgularda sementli TKP uygulanmalıdır (25).

Asetabular komponentin sementsiz uygulanması hemen hemen bütün primer olgularda mümkündür. Ancak ileri derecede asetabular displazi ve osteoporoz da sementlemek gereklidir.

Yaşa göre artroplasti seçimi

Genç hastalarda, eğer biyolojik fiksasyon başarılı olursa, sementsiz implantların aseptik gevşeme oranı sementlilere göre daha düşüktür.

40 yaşın altındakiler için nonreplasman alternatifler göz önünde bulundurulmalıdır. Eğer total replasman seçilirse; osteolizis, revizyon ihtiyacı, yük binmesi ve yıllık takip gibi potansiyel problemler göz önünde bulundurularak sementsiz implantlama seçilmelidir. 50 yaşın altındakiler için sementli ve sementsiz her iki teknikte en uygun şekilde yapılmalıdır. Ama sementsiz olanlar bu yaş grubunda tercih edilmektedir. 50 - 65 yaş arası seçim yapmanın en sıkıntılı olduğu dönemdir. Bu dönemde modern sementleme tekniğinin kullanıldığı hibrid total kalça protezleri çok başarılı olmaktadır (14,111).

Dorr; "kalkar isthmusu"; "distal metafizin trokanter minör seviyesinde, dar, huni şeklinde bir bölüm" olarak tanımlamıştır. Kalkar - kanal oranı ;

$$\text{Kalkar - kanal oranı} : \frac{\text{Femoral kanalın minör trokanterin 10 cm altındaki çapı}}{\text{Kalkar isthmus}}$$

olarak Dorr tarafından tanımlanmıştır.

65 yaşın üzerinde sementli fiksasyonun kullanılması konusunda genel bir konsensus vardır. Bu yaşlarda sementsiz fiksasyon kullanımıyla başarılı sonuçlar elde edilerek iki faktör değerlendirilmelidir :

1. İlerleyen yaşlarda femoral kanal genişlemekte, bu da daha geniş ve sert implant kullanılmasını gerektirmekte ve böylece stres shielding'i, uyluk ağrısını arttırmaktadır.
2. Bu bilgiler yazılırken, sementsiz fiksasyon daha pahalıya mal olmaktadır. Sementsiz asetabuler komponentler 10 yıldan fazla yaşam beklentisi olan hastalarda tercih edilmektedir (103).

TKP UYGULAMALARINDA KOMPLİKASYONLAR

Total kalça protezi uygulama amacının hastanın ağrı ve hareket kısıtlılığı olan eklemde ağrıyı dindirip, normale yakın hareket genişliği sağlamak ve bunu sürdürmek olduğuna göre, klinikte problemler komplikasyonlar olarak karşımıza çıkar.

Komplikasyonlar biyolojik ve mekanik olarak iki geniş gruba ayrılır. En sık biyolojik komplikasyonlar, enfeksiyon, heterotopik ossifikasyon, sinir yaralanmaları ve tromboembolizm ile karşılaşılmaktadır. En sık mekanik komplikasyonlar ise çıkık, büyük trokanter osteotomisi ile ilgili sorunlar ve asetabuler komponente ait problemlerdir (100).

1- Sinir yaralanmaları

Siyatik, femoral, obturator ve peroneal sinirlerin; doğrudan cerrahi travma, traksiyon, ekartasyon sırasındaki basınç, ekstremiten pozisyonu, ekstremitenin uzatılması ve çimentonun doğrudan basısı veya ısısına bağlı olarak yaralanması mümkündür. Primer artroplastilerde sıklık % 0.7 - 3.5 arası olarak bilinir. Amstutz ve arkadaşları revizyon girişimlerinde % 7.5 sıklık bildirmiştir.

Edwards, Tullos ve Noble total kalça artroplastisi sonrası siyatik ve peroneal paralizi açısından kadınlarda riskin arttığını bildirmişlerdir. Siyatik sinir

klirik olarak farkedilmeyen düzeyde %32 sıklıkta etkilenebilmektedir. Ekstremitenin 4 – 5 cm kadar uzatılması total paraliziye neden olabileceği gibi, antikoagölan tedaviye bağlı gelişen subgluteal hematoma da paralizi nedeni olabilir (101,109,111).

2- Vasköler yaralanmalar

Total kalça artroplastisi sonrası vasköler yaralanmalar oldukça nadirdir; % 0.2 – 0.3. Ancak hem hastanın hayatını, hem de ekstremitayı tehdit etmesi açısından bir risk oluşturur. Genelde revizyon artroplastilerinde görölen bir komplikasyondur. Asetabuler komponentin transasetabular fiksasyonu da bu tür yaralanmalara neden olması açısından çok dikkatle yapılması gereken bir yöntemdir (101,109).

Yalancı anevrizma, arteriovenöz fistöl, iliak damarlarda tromboz gibi geç dönem komplikasyonlar da akılda tutulmalıdır.

3- Tromboembolizm

Total kalça artroplastisi sonrası görölen en ciddi komplikasyondur. Ameliyat sonrası 3 aylık dönemde mortalitenin %50'sinden sorumludur. Profilaksi yapılmadığında venöz tromboz oluşma riski %40 – 70, fatal pulmoner emboli riski ise %2'dir.

Uyluk ve baldırda ağrı ve duyarlılık, pozitif Homans işareti, tek taraflı bacakta şişme ve eritem, hafif ateş ve hızlı nabız tanısı koymada önemli bulgulardır. Hastanın ameliyat sonrasında günlük olarak takip edilmesi gerekir. Ancak hastaların yarısında tanı klinik olarak açık değildir. Göğüs ağrısı, kan gazları, elektrokardiogram ve göğüs graflerindeki değişiklikler de pulmoner emboliyi telkin eder. Pulmoner emboli durumunda da tanı klinik olarak açık değildir (23).

Tanıda ultrasonografi, venografi, empedans pletismografi, radyoaktif iyot işaretili fibrinojen ile tetkik, akciğer perfüzyon sintigrafisi, pulmoner anjiyografi yardımcı olur (109).

4- Enfeksiyon

Total kalça artroplastisinin postoperatif enfeksiyonu çok ciddi bir durumdur. Ağrı, hareket kısıtlılığı olmasının yanında, tedavi maliyeti yüksektir. Her iki komponentin de çıkartılmasını gerektirir ve % 7 – 62 arasında mortalite riski vardır. Yerleştirilen yabancı maddenin büyüklüğü, ölü mesafenin genişliği, eklemin hareketliliği ve ameliyat edilen hastaların genelde ileri yaşta olması aslında ciddi birer risk faktörüdürler. Obes, diyabetli, alkolik, romatoid artritli hastalarla immünosupressif ilaç, steroid veya antikoagülan ilaç alan hastalarda görülme sıklığı daha fazladır. Diğer risk faktörleri arasında ameliyat öncesi hastanede yatış süresinin uzunluğu, 2 saatten fazla süren ameliyat, daha önce geçirilmiş kalça ameliyatı ve üriner sistem enfeksiyonu vardır. Total kalça artroplastisi sonrası enfeksiyon riski % 1 – 2 kadardır. Charnley laminer hava akımı ve vücut eksos sistemi altında çalışılması durumunda bile ameliyat öncesi profilaktik antibiyotik kullanılmaz ise enfeksiyon sıklığının %1'den %8.7'ye çıktığını bildirmiştir (8,19,34,54,71,101,109).

5- Heterotopik ossifikasyon

Nedeni tam olarak bilinmeyen, ancak geniş yumuşak doku diseksiyonu ve kemik rezeksiyonu yapılan ameliyatlardan sonra ortaya çıkan bu durum radyografik olarak 2. – 3.haftada tesbit edilebilir. Kemik oluşumu 3 ay içinde ilerler ve tam maturasyona ulaşması 9. – 12 aylara kadar uzayabilir. Kemik oluşumunun yaygınlığı için Brooker ve arkadaşları bir sınıflama yapmıştır (Şekil 9).

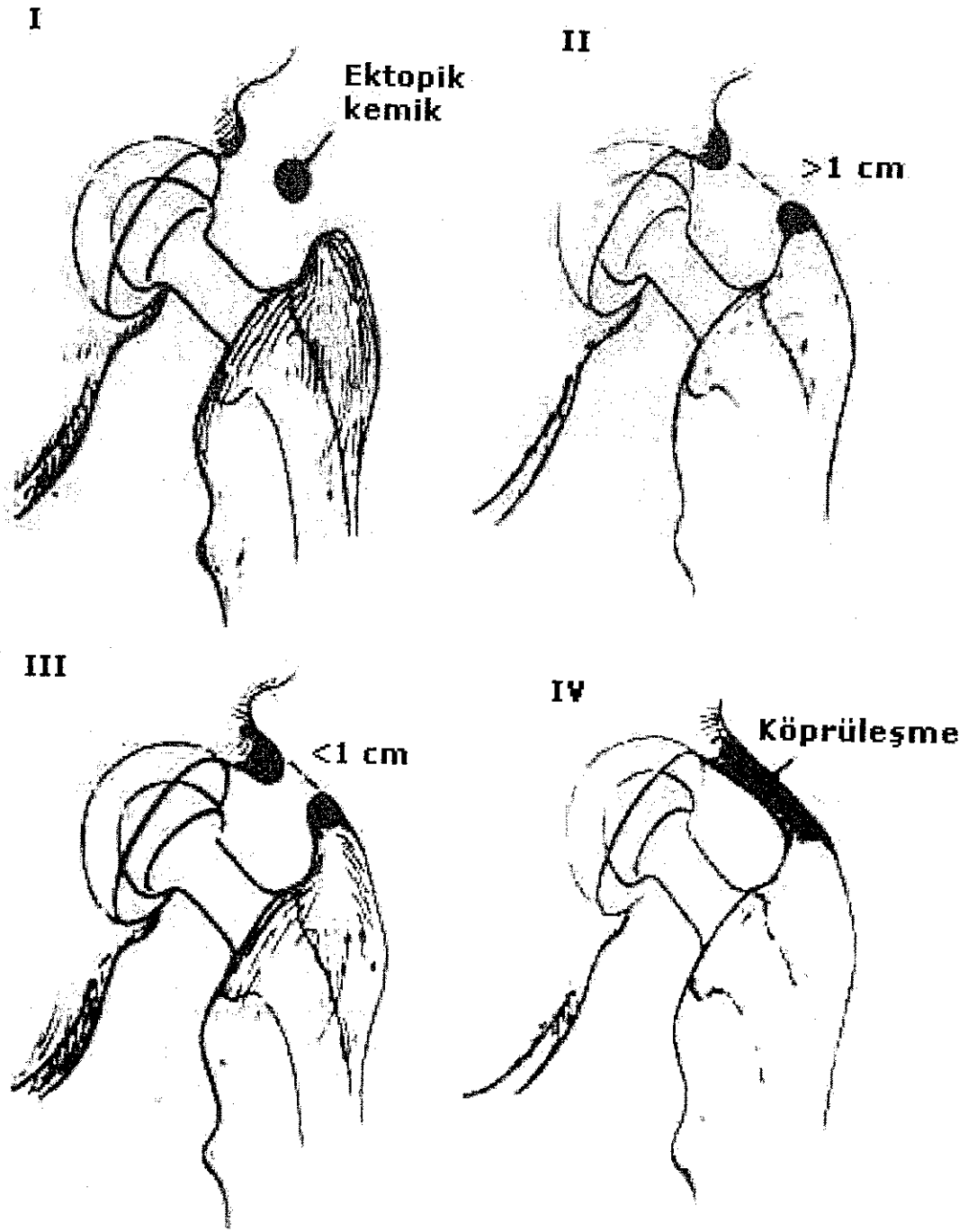
Buna göre;

- I) Yumuşak dokuda kemik adacıklarının varlığı,
- II) Proksimal femur veya pelvisten karşılıklı 1 cm aralık bırakan kemik çıkıntıları varlığı,
- III) Proksimal femur veya pelvisten karşılıklı 1 cm'den daha az aralık bırakan kemik çıkıntıları varlığı,

IV) Ankiloz durumunu gösterir.

Bu komplikasyonun görülme sıklığı % 3 – 50 arasında değişmekle birlikte ortalama % 13'tür. Schulte ve arkadaşları %25 grade I, %8 grade II, %7 grade III ve %1 grade IV olmak üzere toplam %41 görülme sıklığı bildirmiştir. Genellikle ağrısızdır ve fazla klinik önemi olmayan hareket sınırlanmasına neden olur. Topallama veya güç kaybı nedeni de değildir. Tekrarlama eğilimi fazladır. Bu şartlar altında heterotopik kemiğin çıkarılması için nadiren ameliyat gerektirir.

Kanama, mesane ve diğer üriner sistem elemanlarına ait komplikasyonlar ile hematom oluşumu nadir görülen diğer komplikasyonlardandır (95).



Şekil 9. Brooker Sınıflaması (95)

6- Ekstremitte uzunluk farklılığı

Total kalça artroplastisinde ana hedefler öncelik sırasına göre, ağrının geçirilmesi, kalça stabilitesinin sağlanması, hareketlilik ve bacak uzunluklarının eşitlenmesidir, ideal olarak artroplasti sonrası alt ekstremitte uzunluğunun eşit olması gerekirken genelde bunun sağlanması zordur. Ameliyat sonrasında ekstremitede daha çok, uzama görülür. Nedenleri en sık, femur boynundan yetersiz rezeksiyon yapılması, protezin valgusta yerleştirilmiş olması ve uzun boyunlu protez kullanılmasıdır.

7- Dislokasyon ve sublüksasyon

Total kalça artroplastilerinden sonra çıkık sıklığı yaklaşık %3 civarındadır. En sık nedenleri yetersiz yumuşak doku gerginliği ve asetabular komponentin retroversiyonudur. Diğer faktörler ise;

- 1) Daha önce geçirilmiş kalça protezi veya kalça ameliyatı,
- 2) Cerrahi yaklaşım,
- 3) Bir veya her iki komponentin yerleştirilmesinde hata,
- 4) Femurun pelvis veya rezidüel osteofitlere takılması,
- 5) Femoral komponent boynunun asetabuler komponent kenarına takılması,
- 6) Abduktör kaslarda yetersizlik veya zayıflık,
- 7) Büyük trokanterde avülsiyon veya nonünyon,
- 8) Travma veya perioperatif dönemde aşırı fleksiyon ve iç rotasyon zorlaması.

Asetabuler komponentin anteversiyon açısı tam olarak tanımlanamamakla birlikte, normal anteversiyon 17° ($11.5 - 28.5^{\circ}$) olarak kabul edilir. Charnley çok az veya sıfır anteversiyon önerirken, Amstutz ve Müller yaklaşık 15° anteversiyon önerir.

Asetabuler komponent inklinasyonunun ise 45° olması gerektiği kabul edilir. 60° 'den fazla olursa dislokasyon veya sublüksasyon görülebilir.

Inklinasyon açısının az olması da özellikle fleksiyon ve iç rotasyonda femoral komponent boynunun asetabulumuna takılmasına neden olur.

Femoral komponent anteversiyonunun 5 - 10° arasında olması gerektiği kabul edilir. 15°'den fazla olursa anterior çıkık riski artar.

Asetabulum çevresinde bulunan osteofit veya kemik çimentosu artıkları bu yöne olan kalça hareketleri ile kaldıraç desteği gibi görev yapıp, çıkıklara neden olabilir. Bunlardan başka , cerrahi yaklaşım şekli abdüktör kaslara ait problemler, trokanterik nonünyon gibi problemler de kalça çıkığında etkilidir (9).

8- Kırıklar

Femur, asetabulum ve pubik ramuslar total kalça protezi ameliyatı sırasında kırılabilir (72). En sık femur kırılır, asetabuler ve pubik kollarda da kırık olabilir, ancak hem çok nadirdir, hem de çok az önemi vardır. Femur intraoperatif olarak asetabulumdan çıkarılması sırasında, rotasyon hareketi ile medullanın oyulması veya femoral komponentin yerleştirilmesi sırasında kırılabilir. En sık çimentosuz total kalça artroplastilerinde intraoperatif femur kırığı görülür. Fitzgerald, Brindley ve Kavanagh proksimal femurda çimentosuz primer artroplastilerinde %3.5, revizyon artroplastilerinde %17.6 sıklıkla kırıldığını bildirmiştir.

Mallory, Krause ve Vollen intraoperatif femur kırıkları için bir sınıflama sistemi öne sürmüştür. Buna göre Tip I kırıklar küçük trokanter ve kalkar çevresi kırıklarıdır ve eğer kırık geniş alanı içine alıyorsa serklaj teli ile fiksasyon yapılır. Tip II kırıklar küçük trokanterden protez distal uç noktasının 4 cm proksimaline kadar uzanan kırıklardır. Bu kırıklar serklaj teli ile fiksasyon gerektirir. Tip III kırıklar, protez 4 cm distal uç noktasına ve sonrasına uzanan problemlili kırıklardır. Çevresel teller, plak veya uzun stemli protezlerle internal fiksasyon ve hastanın uzun süre immobilizasyonu gerekebilir. Tip I ve II kırıklar uzun dönemde problem oluşturmazlar.

Postoperatif femur kırıkları cerrahiden aylar veya yıllar sonra, pek çok nedenle oluşabilir. Mc Elfresh ve Coventry üç predispozan faktör belirlemiştir:

- 1) Cerrahiden sonra ekstremitenin aşırı kullanımı ile olan stres kırıkları,
- 2) Femur cisminde (kortikal defektler, protez distal ucunda yetersiz çimento gibi) stres arttıran nedenlerle olan kırıklar,
- 3) Normal ekstremitede kırılma yapabilecek güçte travma ile olan kırıklar.

Larsen, Menck ve Rosenklint, büyük kütleli heterotopik kemik oluşumunu da bir diğer risk faktörü olarak görürler. Çoğu postoperatif femoral kırıklar stem distal ucuna yakın veya proksimalinde olur. Johansson ve arkadaşları bu kırıkları üç tip olarak sınıflamıştır:

Tip I kırık protezin distal ucunun proksimalinde görülür,

Tip II proksimalden uç kısmın distaline uzanır,

Tip III'de kırık tamamıyla protez ucunun distalindedir.

Total kalça artroplastilerinde femur kırığı baş edilmesi güç bir problemdir. Johansson ve arkadaşları vakaların 2/3'ünde tatmin edici olmayan sonuç bildirmişlerdir. Bu nedenle bu kırıkların önlenmesine çalışılması daha iyi olacaktır. Korteks delinmelerinden kaçınmak, intraoperatif kemik defektlerinin uygun tedavisi, uygun protez seçimi ve gereğinde yüklenme kısıtlanması riski azaltacaktır.

Protez çevresi femur kırıklarının tedavisi kırık yerleşimine, stemin iyi derecede fikse kalmış olup olmadığına, belki de femoral komponentin çimentolu veya çimentosuz yerleştirilmiş olmasına göre değişir. Tedavi seçenekleri arasında traksiyon, açık redüksiyon, stemi yerinde bırakarak kemiklerin internal fiksasyonu ve internal fiksasyon yapılarak veya yapılmayarak femoral revizyondur. Traksiyonla başarılı tedavi %66-100 arasında bildirilmiştir. %20 kadar hastada malünyon olur. Gevşeme de olursa malünyon revizyon cerrahisini iyice karmaşıktırabilir. Bu nedenle Tip III kırıkta yeterli redüksiyonun ardından traksiyon, Tip II kırıkta gevşeme göz önüne alınarak uzun stemli protez

ve internal fiksasyon en iyi seçenek gibidir. Bu ikincisinde erken hareketlilik de mümkün olmaktadır.

9- Trokanter nonünyonu ve migrasyonu

Trokanterik osteotomi yapılması revizyon artroplastisi dışında konjenital kalça displazisi, asetabuler protrüzyon durumlarında ve artrodezden artroplasti yapılması gerektiği durumlarında gerekebilir. Nonünyondan kaçınmak için osteotomi ve yeniden fiksasyon yöntemlerinin tekniğine çok dikkat etmek gerekir. Küçük trokanterik fragman, düşük kemik kalitesi, yetersiz fiksasyon, aşırı gerilimle refiksasyon, kalçaya daha önce radyoterapi uygulanmış olması ve hastayla postoperatif dönemde olan kooperasyon problemleri trokanterik nonünyona katkısı bulunan durumlardır. Trokanterik nonünyon durumunda abdüktör kasların çekmesi ile proksimal migrasyon görülür. Bu aynı zamanda yüklü kalçanın (merdiven inip çıkma, sandalyeden doğrulma gibi) fleksiyon ekstansiyon hareketinin sonucudur. İnsidansı primer cerrahide %3-8 kadardır (9). Fibröz bir doku ile stabil olarak fiksasyonda problem olmayabileceği gösterilmiştir. Ancak Ritter, Gioe ve Stringer kaynamış ve kaynamamış trokanteri olan hastaların yürüme yeteneklerinde belirgin farklar buldular. Ancak yine de asıl problemin nonünyondan çok trokanterin yer değiştirmesi olduğunu söylemek gerekir. 2 cm'den daha fazla migrasyon pozitif Trendelenburg işaretine neden olur. Ayrıca kalça stabilitesini de etkileyeceğinden çıkığa neden olabilir. Trokanter üzerindeki tellerin irritasyonuna bağlı gelişen bursa ve bursit, psödoartroz ve trokanter üzerinde gelişen bursit ağrıya neden olabilir (9,99).

10- Gevşeme

Genellikle major trokanterin kansellöz kemiğinde, medial boyunda ve implantın ucu civarındaki kortikal kemikte gözlenir. Litik lezyonlar fokal ya da yaygın olabilir.

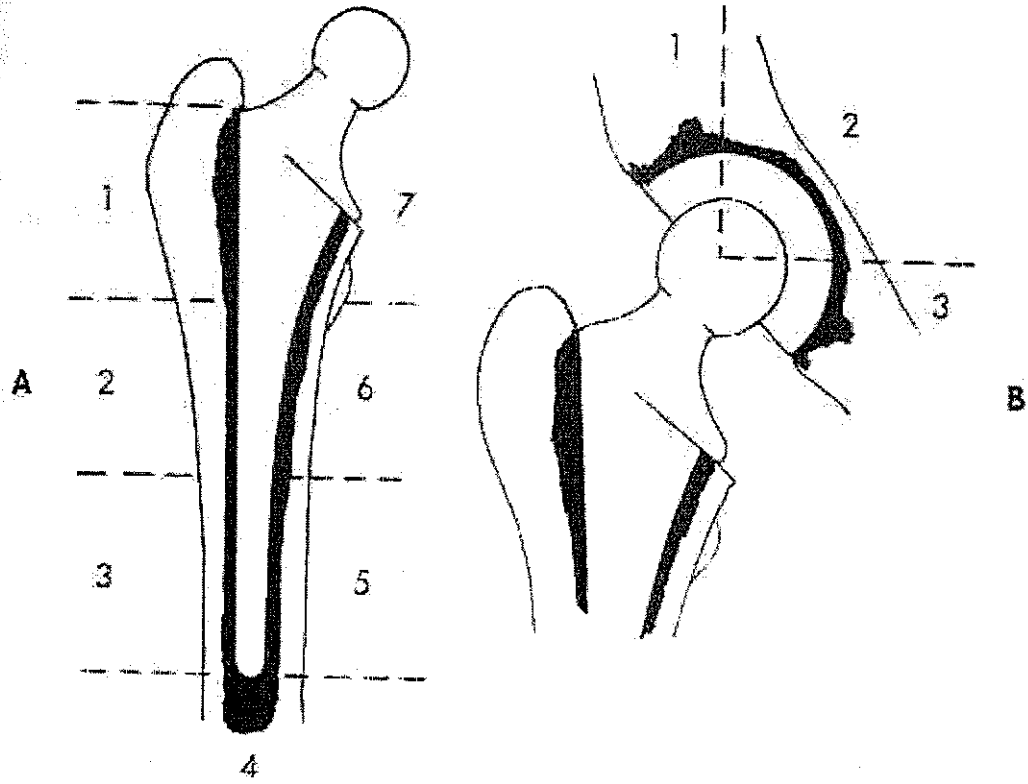
Stabil asemptomatik protezlerdeki fokal lezyonlar, büyük miktarda kemik kaybına, protez gevşemesine ve periprotetik femoral kırıklara neden olabilir.

Polietilen partiküllerini azaltmak için asetabuler cup'un iç yüzü en azından 5 mm kalınlıkta olmalı, femur başında 28 mm ya da daha az olmalıdır. Femur başının pürüzsüz olması önemlidir. Kemik kaybı, sirkumferensiyel kemik ingrowth'unun distalde olup, proksimalde olmadığı durumlarda en fazladır. Yaygın proksimal kemik kaybı, diafizde kilitlenen implantların genel bir özelliğidir (58).

Total kalça artroplastisinden sonra uzun dönemde revizyon gerektiren en önemli komplikasyon femoral ve asetabuler komponentlerde gevşemedir. Stemde kırılma ve geç dönem enfeksiyonlar daha az, cup'ta aşırı aşınmaya bağlı problemler ise en az revizyon gerektiren diğer durumlardır.

Radyografik olarak uzun dönem takipte yüksek oranda gevşeme, çimentosuz protezlerin gelişimi ile görülmeye başlanmıştır. Femoral veya asetabuler komponentlerde gevşemenin tanısı için halen evrensel olarak kabul edilen bir sınıflandırma sistemi yoktur. Kimi çalışmalarda gevşeme tatminkar klinik duruma rağmen radyografik değişiklik olarak kaydedilirken, kimilerinde de gevşeme son noktanın protezin revizyonu veya çıkarılmasının gerektiği durum olarak kaydedilmiştir (5,8,100).

Hastanın kalça eklemine her kontrolde iki yönlü radyografik olarak stemdeki, çimento, kemik ve aralarındaki boşluklardaki değişiklikler açısından değerlendirilmesi gerekir. Femoral ve pelvik komponentlerde çimento kitlesinin spesifik alanlarda değerlendirilmesi kayıtların değerlendirilmesine yardım eder (67). Femoral komponent Gruen ve arkadaşlarının tanımladığı yedi bölüme; asetabuler komponent de De Lee ve Charnley'in tanımladığı üç bölüme ayrılabilir (Şekil 10).



Şekil 10. Gruen ve De Lee – Charnley zonları (24).

a- Femoral gevşeme

Femur korteksi ile çimento arasındaki bütün boşluklar gevşemeyi göstermez (53). Gevşeme diyebilmek için radyolüsent alanın özellikle bütün çimento kitlesinin çevresinde görülmesi, 2 mm'den fazla olması ve aralığın gittikçe açılıyor olması gerekir (8,34). Bu arada belirtilmesi gereken femoral kanalın yaşla birlikte normal olarak genişlemekte olduğudur. Poss, Staehlin ve Larson kalça protezi uygulaması sonrasında 11.5 yıllık süre içinde medüller kanalın yılda yaklaşık 0.33 mm genişlediği ve korteksin 0.14 m incelendiğini bulmuştur. Medüller kanal genişlemesinin protez gevşemesi üzerine etkisi henüz tam olarak açıklığa kavuşturulamamıştır (58). Bunun yanında Charnley kalça protezi sonrası yaklaşık 7.3 yıl ortalamalı 13 otopsi incelemesinde, bütün vakaların radyogramlarında kemik – çimento aralığında radyolüsent görünüm olmasına rağmen, çimento çevresinde radyografik olarak baryumlu çimentoya yakınlığı dolayısıyla görülemeyen radial düzende bir “iç korteks” yapısının olduğunu göstermiştir.

Sementli artroplastilerde gevşeme, yetersizlik kanısına ;

a- Klinik bulgularda b- Radyografik bulgularla, c- Revizyon ameliyatı esnasındaki gözlemlerle ulaşılabilir.

Radyografik gevşeme (loosening) kriterleri :

1. Seri radyografilerde, implantın migrasyonu,
2. Yeni oluşmuş sement – metal radyolusensi (postoperatif ilk radyografide görülmeyen),
3. Sement yüzeyi kırılması,
4. İmplant fraktürü olarak sıralanabilir.

| Grade (Derece) | Radyografik görünüm |
|----------------|---|
| A | Femoral diafizial kanalın meduler kanal kısmının tam olarak doldurulduğu; sement – kortikal kemik arasında ayrılmanın olmadığı görünüm. |
| B | Tam uyum. Ancak kortikal kemik ve sement arasında nadir sahada ayrışma olan görünüm. |
| C ₁ | %50'den daha fazla sement – kemik arayüzeyinde radyolusensi ya da sementte boşluk olan görünüm. |
| C ₂ | Sement mantosunun 1 mm'den ince olduğu görüntüler. Metal – kortikal kemik sement defektli sahalarda temas olması. |
| D | Sement mantosunda geniş defekt vardır. Örn; protez sapının tip noktasında sementin olmaması, mantoda major defektler ya da multiple geniş sementsiz sahaların görülmesi |

Tablo 1: Total kalça artroplastisinde sement mantosunun radyografik olarak değerlendirilmesi.

Genellikle kullanılan bir radyografik değerlendirme de; devamlılık gösteren radyolusent çizgidir (sement – kemik interfazında).

Artrografi ya da radyonükleid çalışmaları femoral komponentin stabilitesi hakkında ekstra bilgi vermemektedir.

Sementli asetabuler komponentin stabilitesi seri radyografilerle değerlendirilebilmektedir. Komplet radyolusensi gösteren asetabuler komponentlerin %90'ından fazlasının revizyon ameliyatında gevşek olduğu gözlenmektedir.

Artrografi, sementli asetabuler komponentlerin stabilitesini değerlendirmede bir ileri teknik olarak kullanılmaktadır (özellikle seri radyografilerin olmadığı durumlarda).

Sementleme en çok femoral komponentte kullanılmaktadır. Femoral sementlemedeki amaç; sement – kemik interfazını optimize etmek, en az 2 mm kalınlığında, defektsiz bir sement yüzeyi elde ederek, femoral komponenti yerleştirmektir. Böylece femoral komponent sement Yüzeyinde nötral alignment'le santralize edilebilir.

Çimentosuz femoral komponentlerin gevşeme açısından radyografik değerlendirmesi ise geriye dönük klinik çalışmaların yeterli olmaması nedeniyle daha az belirleyici olarak tanımlanmıştır.

Anstabil sementsiz femoral komponentlerin en belirgin radyografik bulgusu implant migrasyonu ve çökmesidir (47,78).

Sementli soketlerde gevşeme geç bir komplikasyondur (10 yıl ve >). Sementli femoral komponentlerde erken radyografilerde gevşeme görülebilmektedir (106). 5.yılda %20, 10.yılda %40'dır. Genç aktif hastalarda gevşeme %60'lara varabilmektedir. 2° jenerasyon sementleme tekniği femoral komponentin gevşeme insidansını %30-40'lardan %3'lere indirmiştir.

b- Asetabuler gevşeme

Birbirini takip eden radyografilerde görülecek pelvis ve asetabuler komponent değişiklikleri şunlardır (53,90,114) :

1. Özellikle cerrahiden 6 ay veya daha sonra görülecek 2 mm'den fazla olan çimento kitlesinin bir kısmı veya tamamının çevresinde görülecek kemik rezorbsiyonu ve bu rezorbsiyonda artma,
2. Cup ve çimento kitlesinde medial migrasyon ve pelvis içine protrüzyon; asetabulum medial korteksinde kırık,
3. Cup'ın anteversiyon veya inklinasyon açısında olan komponent migrasyonunu gösteren değişiklikler,
4. Eklem içerisinde tel (ler) görünümü,

5. Baş yüzeyi ile cup periferi arasındaki aralığın azalmasının gösterdiği cup aşınması,
6. Cup ve çimentoda kırık (her ikisi de nadirdir).

Değerlendirilen üç alanın bir veya ikisinde femoral komponentte olduğu gibi, gevşeme anlamına gelmeyecek radyolüsent görünüm olabilir. Gevşeme denebilmesi için her üç alanda da 2 mm'den fazla aralık olmalıdır. Bir veya iki alanda görülecek 2 mm'den fazla aralığın gevşemeyi göstermesi için kalçanın ağırlı olup olmaması önem taşır (8). Gevşemeyi gösteren asıl kriter radyolüsent alanın uzunluğu değil, kalınlığıdır (106). Cup anteversiyonu; retroversiyonu veya inklinasyonundaki değişimler gevşemenin kesin belirtilerindedir. Ancak bunu radyografilerle doğrulamak oldukça güçtür.

11. Stem kırılması

Stemde deformasyon veya kırılma aslında çimentoyla fiksasyonun başarısızlığın bir işaretidir. Çimentosuz protezlerde genellikle stem deformasyonu veya kırılması görülmez.

Genellikle ameliyattan birkaç yıl sonra görülür. Ortalama süre 3.5 yıldır. Stemde kırılma veya deformasyon riskini şu faktörler artırır:

1. Dejeneratif artritli aşırı kilolu erkek hastalar, Charnley 65 kg veya daha hafif hastalarında %0.23, 87 kg veya daha ağır hastalarında %6.1 sıklık bildirmiştir. Bu nedenle bu hastalarda daha kalın protezler kullanılmalı ve hastaya ameliyattan sonra kilo almaması önerilmelidir.
2. Artmış fizik aktivite, özellikle ağır kaldırma,
3. Stemde varus yerleşimi,
4. Uzun boyunlu femoral komponent veya artmış baş gövde ayrılma derecesi (her ikisi de kaldıraç kolunun yükünü artırır),
5. Küçük kesit alanlı stem,
6. Yorulma eşiği düşük metaller (çoğu hastada paslanmaz çelik komponentler kırılır),
7. Stemde metalürjik defektler,

8. Stemin proksimal kısmının çimento veya kemik ile yeterince iyi desteklenmemiş olması,
9. Büyük trokanter nonünyonu,
10. Abdüktör kas yetersizliği,
11. Telle fiksasyon için matkapla stem yüzeyinde scoring yapılması.

Stemde eğilme ve tam olmayan kırıklar genellikle ağrısızdır. Ancak stem tam olarak kırılacak olursa, deplase femur boynu kırığındaki ile kıyaslanacak kadar ve yüklenmeye de engel olan ağırlı ortaya çıkar. Çoğu stem kırıkları orta 1/3 kısımda olur. Tam olmayan kırık tesbit edildiğinde en kısa zamanda protezi tek parça olarak çıkarma fırsatı varken revizyon ameliyatı yapılmalıdır.

TOTAL KALÇA PROTEZLERİNDE DERİN VEN TROMBOZU PROFLAKSİSİ

Total kalça artroplastisi komplikasyonları içinde en sık görüleni ve üzerinde en çok çalışılanı; derin ven trombozudur.

Proflaksi yapılmamış serilerde derin ven trombozu sıklığı %28-54 oranlarına ulaşabilmektedir. Proflaksi sonrasında ise bu oran ancak %6-24 sınırına indirilebilmektedir. Bu güne dek tanımlanmış proflaksi metodları içinde; heparin, kumadin, aspirin, dextran, antitromboembolik çorap, aralıklı pnömatik kompresyon ve düşük molekül ağırlıklı heparin uygulamaları sayılabilir.

Bunların arasında en çok kullanılanlardan biri de düşük molekül ağırlıklı heparindir. Düşük molekül ağırlıklı heparin'in etkinliği heparin ve kumadin ile kıyaslanmış ve ispatlanmış olmakla beraber, proflaksinin süresi netleşmemiştir. Özellikle ameliyattan sonra ilerleyen haftalarda da derin ven trombozunun görülebilmesi proflaksinin süresinin yeterliliği tartışmasını doğurmaktadır.

Derin ven trombozu total kalça artroplastisi sonrasında halen önemli bir morbidite ve mortalite nedenidir (69). Özellikle ölümcül pulmoner emboli sıklığının değişik serilerde %0.35 – 2.3 arasında bildirilmiş olması derin ven trombozu proflaksisinin önemini vurgulamaktadır. Major cerrahilerden sonra

derin ven trombozu oluşma riski cerrahinin kendisi ile başlar. Herhangi bir profilaktik yöntem kullanılmamışsa, trombus ile ilgili ilk oluşumlar 24 – 48 saatler arasında görülür. Trombus formasyonunda 5 – 7.günler riskin maksimum olduğu zaman sürecidir ve bu risk 10. günden sonra azalmaya başlar. Ancak hastalar 2 aya kadar tromboz oluşumu riski taşımaktadırlar. Bu nedenle klasik olarak 10.günde kesilen düşük molekül ağırlıklı heparin kullanımının yeterli olup olmadığı tartışmalıdır.

GEREÇ VE YÖNTEM

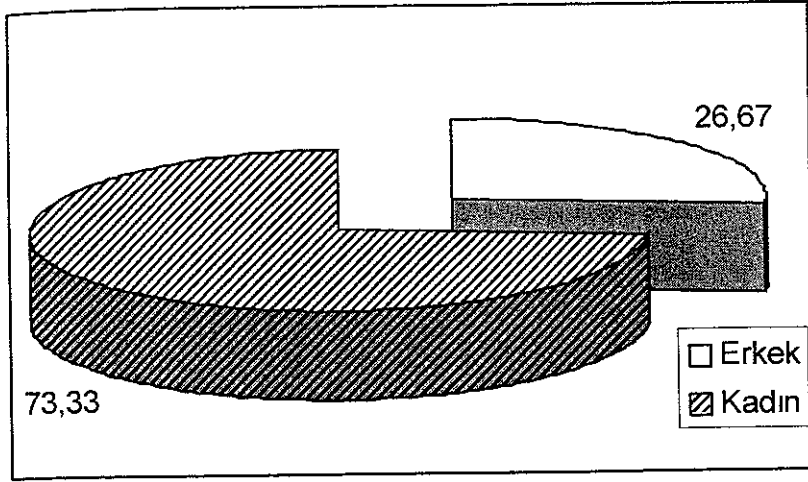
Akdeniz Üniversitesi Tıp Fakültesi, Ortopedi ve Travmatoloji Anabilim Dalında 1990-1998 yılları arasında primer dejeneratif koksartroz nedeni ile 71 hastaya primer total kalça artroplastisi girişimi uygulanmıştır. İzlemde ulaşılabilen 45 hastanın 51 total kalça artroplastisi uygulaması çalışma kapsamına alınarak değerlendirildi.

Olgulardan tek tarafı opere 39 hastanın 18 kalçasına sementli, 14 kalçasına sementsiz ve 7 kalçasına hibrid yöntem ile total kalça artroplastisi uygulanmıştır. Her iki kalçasından ameliyat edilen 6 hastanın 4'ü aynı yıl içinde ve 2'sine farklı yıllarda olmak üzere toplam 12 kalçasına total kalça artroplastisi uygulanmıştır. Ameliyat edilen toplam 51 kalçanın 30'una sementli, 14'üne sementsiz ve 7'sine hibrid yöntem ile total kalça artroplastisi yapılmıştır. Olguların yaş, cins, olgu sayısı ve girişim yöntemlerinin yıl ve sayı ilişkileri Grafik 1, Tablo 2'de gösterilmiştir.

İncelenen kayıtlardan 1 hastanın postoperatif erken dönemde mevcut kardiyak nedenlerinden dolayı exitus olduğu saptandı.

İzlemde kliniğimize başvuru yapan 45 hasta radyolojik olarak değerlendirmeye alındı. Bu bağlamda çalışma verilerimiz 45 olgunun 51 adet kalçası tarafından oluşturuldu.

Hastalarımızın 33'ü (%73.33) kadın ve 12'si (%26.67) erkek idi (Grafik 1).



Grafik 1. Olguların cinsiyet dağılımı.

Olguların ameliyat oldukları dönemlerdeki yaşları 40 ile 82 arasında, ortalama yaşları 66.26 idi. Erkek olguların yaş aralığı 55 ile 82 arasında, ortalama yaş 68.73 idi. Kadın olguların yaş aralığı 42 ile 78 arasında, ortalama yaş 65 23 idi.

| TKA Yıl | Tek Taraflı | | | Çift Taraflı | | | Genel Toplam | | |
|------------------|-------------|-----------|----------|--------------|-----------|-----------|-----------------|-----------|-----------|
| | Sementli | Sementsiz | Hibrid | Toplam | Sementli | Sementsiz | | Hibrid | Toplam |
| 1990 | 1 | - | - | 1 | 1 | - | - | 1 | 2 |
| 1991 | 2 | - | - | 2 | - | - | - | - | 2 |
| 1992 | 3 | - | 1 | 4 | 1 | - | - | 1 | 5 |
| 1993 | 2 | 1 | - | 3 | 1 | - | - | 1 | 4 |
| 1994 | 2 | 1 | - | 3 | 4 | - | - | 4 | 7 |
| 1995 | 4 | 1 | - | 5 | 2 | - | - | 2 | 7 |
| 1996 | 2 | 2 | 2 | 6 | 2 | - | - | 2 | 8 |
| 1997 | 1 | 1 | 2 | 4 | 1 | - | - | 1 | 5 |
| 1998 | 1 | 8 | 2 | 11 | - | - | - | - | 11 |
| 1990-1998 | 18 | 14 | 7 | 39 | 12 | 0 | 0 | 12 | 51 |

Tablo 2. Girişim yöntemlerinin olgu sayısı, uygulama yılı ilişkisi.

Kadınlarda ortalama yaş sementlilerde 65.78 (56-75 yaş), sementsizlerde 63.00 (42-74 yaş) ve hibrid olanlarda 67.62 (55-78 yaş) idi. Erkeklerde ortalama yaş sementlilerde 70.75 (55-82 yaş), sementsizlerde 66.00 (62-70 yaş) ve hibrid olanlarda 57.00 (55-78 yaş) idi.

Genel olarak sementlilerde ortalama yaş 68.26, sementsizlerde 64.50 ve hibrid olanlarda 62.31 olarak bulundu. Sonuç itibarıyla 30 adet sementli cup uygulamasında ortalama yaş 68.26 ve 14 adet sementsiz cup uygulamasında 63 olarak bulundu.

Olguların yaş sınırlarına göre, sayı, cinsiyet, protez tipi dağılımları Tablo 3'te gösterilmiştir.

Olgulardan; 27 hastanın (%52.94) sağ kalçası, 24 hastanın (%47.05) sol kalçası olmak üzere toplam 39 (%86.66) hastaya tek taraflı, 6 hastaya (%13.33) çift taraflı total kalça artroplastisi uygulanmıştır.

Çalışmamızı oluşturan 45 olgunun 51 adet kalça eklemi incelendiğinde; 14 kalçaya (sağ 8 adet, sol 6 adet) sementsiz protez (% 27.45), 30 kalçaya (sağ 18 adet, sol 12 adet) sementli protez (%58.82), 7 adet kalçaya da (sağ 1 adet, sol 6 adet) hibrid protez (%13.72) teknikleri ile total kalça protezi uygulanmıştır. Hibrid protez uygulamalarının tümünde asetabular komponentlerde sementsiz cup kullanılmıştır. Sonuç olarak 30 adet sementli cup (%58.82), 21 adet sementsiz cup (%41.17) ve 37 adet sementli femoral (%72.54), 14 adet sementsiz femoral komponent (%27.45) uygulaması çalışmamızı oluşturmuştur.

| Yaş (Dekat) | Cinsiyet | | TKP Türleri | | | | Toplam | |
|---------------|-----------|-----------|------------------|-------------------|----------------|-----------|---------------|--|
| | Kadın ♀ | Erkek ♂ | Sementli TKP (n) | Sementsiz TKP (n) | Hibrid TKP (n) | Sayı (n) | Yüzde | |
| 0 - 30 | - | - | - | - | - | 0 | %0 | |
| 30 - 39 | - | - | - | - | - | 0 | %0 | |
| 40 - 49 | 2 | - | - | 2 | - | 2 | %4.44 | |
| 50 - 59 | 4 | 2 | 2 | 2 | 2 | 6 | %13.34 | |
| 60 - 69 | 16 | 4 | 13 | 5 | 2 | 20 | %44.44 | |
| 70 - 79 | 10 | 5 | 8 | 4 | 3 | 15 | %33.34 | |
| 80 - 89 | 1 | 1 | 1 | 1 | - | 2 | %4.44 | |
| 90 - + | - | - | - | - | - | 0 | %0 | |
| Toplam | 33 | 12 | 24 | 14 | 7 | 45 | %100.0 | |

Tablo 3. Olguların yaş sınırlarına göre sayı, cinsiyet, uygulama yöntemi dağılımı.

Çalışmaya dahil edilen olguların tümünde, kalça artroplastisi öncesi tanı primer koksartroz (idiopatik coxortroz) idi. Gelişimsel kalça displazisi sekeli, romatoid artrit, juvenil romatoid artrit, ankilozan spondilit, sistemik lupus eritematozis, steroid içerikli ilaç kullanım sonrası gelişen coxartrozlar, pertines sekeli, posttravmatik artrit v.b. sekonder koksartroz vakaları çalışmaya dahil edilmemişlerdir.

Olguların yakınmalarının başlangıç tarihi ile total kalça artroplastisi uygulaması tarihi arasında geçen süre en az 5 ay, en çok 20 yıl (240 ay) olup, ortalama süre 8.2 yıldır (98.4 ay).

Her iki kalçasında da total kalça artroplastisi uygulanan 6 olguda ortalama izlem süresi 42 ay ve tek taraf kalçasına total kalça artroplastisi uygulanan 39 olguda ortalama 36 aydır.

Olguların ortalama izlem süreleri 30 adet sementli total kalça protezinde (8-60 ay) ortalama 32.75 ay, 14 sementsiz total kalça protezinde (12-62 ay) ortalama 35.10 ay ve hibrid total kalça protezinde (18-66 ay) ortalama 36.35 aydır.

Toplam total kalça protezi uygulanan 51 adet kalçada ortalama izlem süresi 34.73 ay olarak saptandı.

Total kalça protezi uygulaması öncesinde olguların tümü değişik doz oranlarında analjezik ve/veya NSAID kullanmıştır.

Cerrahi yaklaşım

Primer koksartroz nedeni ile total kalça artroplastisi uygulanan toplam 51 hastanın 12'sine direkt lateral, 22'sine post-lateral, 17'sine Harris insizyonu ile total kalça protezi girişimi uygulanmıştır.

Preoperatif antibiyotik ajanla profilaksi

Tüm olgularda; total kalça artroplastisi, parenteral antibiyotik profilaksisi altında uygulanmıştır. Ameliyattan 8 – 12 saat öncesinde başlanmak üzere, 5 – 7 gün süreyle tekli antibiyotik kullanılmıştır. Kliniğimizde bu amaçla Cefamezin 1 gr flk 2 x 1 IV kullanılmıştır.

Tromboembolik profilaksi

Ameliyat öncesi 1.gün başlamak suretiyle postoperatif ortalama 10 gün boyunca düşük molekül ağırlıklı heparin olguların tümünde rutin olarak kullanılmıştır. Ameliyat sonrası dönemde tromboembolik hastalıktan korunmak amacıyla olguların tümüne antitromboembolik çorap kullanılmıştır.

Ameliyat sonrası hastanede kalış süresi

Farklı tarihlerde her iki kalçasına total kalça artroplastisi uygulanan 6 olgu (12-28 gün) ortalama 16.5 gün, tek tarafına total kalça artroplastisi uygulanan 39 olgu (10- 29 gün) ortalama 14.21 gün hastanede yatmıştır.

Yöntemler

Kalça protezi (artroplastisi) uygulanan olguların çoğunda genel anestezi verilmiş, genel anestezi almasında sakınca görülen hastalara da epidural anestezi uygulanmıştır.

Olgularımızın ortalama ameliyat süresi 170 dakika olup, ortalama 2 Ü kan transfüzyonu ameliyat esnasında gerekmiştir.

Ameliyat öncesi dönemde pelvis ön – arka ve ameliyat planlanan kalçanın femur 1/3 proksimalini de görecektir şekilde tüm ön – arka ve yan grafileri çekilmiş, ameliyat sonrası ameliyat masasında hasta uyandırılmadan ya da hasta ameliyat sonrası yatağında grafileri çekilmiştir.

Tüm olgular 3, 6 ve 12'nci aylarda rutin kontrollerine çağırılmış ve izlemleri yapılmıştır. Kontrole çağırılan hastaların çekilen ön – arka, yan grafileri üzerinden radyografik ölçümler ve değerlendirmeler yapıldı. Kontroller esnasında gerekli uyarılar yineleni ve olası gelişmeler olgulara anlatıldı.

Radyolojik değerlendirme yöntemi

Sonuçları değerlendirebilmek amacıyla pelvis ön – arka, ameliyat edilen kalçanın/kalçaların ön – arka ve yan grafileri incelendi. Ameliyat sonrasında çekilen ilk grafiler ile son kontrolde çekilen grafiler karşılaştırıldı. Ameliyat sonrası erken grafiler baz alınarak artroplasti girişimine ait teknik özellikler ve mevcut olası teknik sorunlar saptandı.

Sonuçlarımızın, bu konuda yapılmış benzer çalışmaların sonuçlarıyla karşılaştırılabilmesi amacıyla sıkça kullanılmış ya da önerilmiş ölçütlerden yararlandı.

Sementli ve sementsiz total kalça protezlerinin asetabuler ve femoral komponentlerinin radyolojik olarak değerlendirilmesi Galante, Harris ve Gruen IA'nın ortak katkılarıyla oluşturulmuş bir skala üzerinden yapılmıştır (Şekil 11).

Bu değerlendirme sisteminde asetabuler komponent De Lee ve Charnley'in tarif ettikleri zonal analiz yöntemine göre yapılmıştır.

Asetabuler komponentin pozisyonu ve migrasyonu ayrıca bi-iskial çizgi, midpelvik çizgi ve ilioiskial çizgiler de yorumlanarak değerlendirilebilir.

De Lee ve Charnley'in radyografik olarak asetabuler komponentin değerlendirilmesi amacıyla geliştirdikleri zonal analiz yönteminde; asetabuler cup'ın alt ve üst noktalarını oluşturan çizginin ortası merkez kabul edilerek, 45° ve 135° 'lik 2 dik çizgi çizilerek 3 adet zon oluşturulur. 0 - 45° 'lik dıştaki zon; zon I, 45° - 135° 'lik medialdeki zon; zon II ve 135° - 180° arasında kalan inferiordaki zon; zon III olarak belirlenir (Şekil 10)

RADYOGRAFİK DEĞERLENDİRME

1. HF ... 6. HF ... 3 AY ... 6 AY ... 1 YIL ... 2 YIL ...

Değerlendirme tarihi:

Değerlendiren cerrah:

Taraf: Sağ Sol

Heterotopik Ossifikasyon

Brooker O (Yok)

Brooker I (Yumuşak doku içinde kalsifikasyon)

Brooker II (> 1 cm karşılıklı kemik yüzeyleri arasında)

Brooker III (< 1 cm karşılıklı kemik yüzeyleri arasında)

Brooker IV (Ankiloz)

Trokanter iyileşmiş

_____ EVET

_____ HAYIR

_____ Kesin karar verilemiyor

FEMUR Sementli

..... Sementsiz

Pozisyon Nötral _____

Varus _____

Valgus _____

Subsidence Var _____ mm

Yok _____

Kanal doluluğu: Proksimal _____ %

Orta _____ %

Distal _____ %

ASETABULUM Sementli

..... Sementsiz

Abduksiyon _____

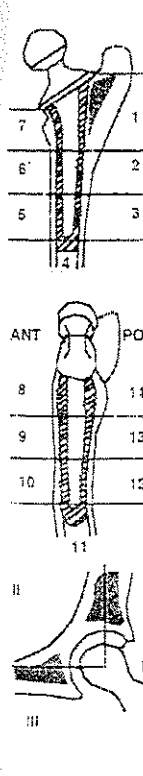
Anteversiyon _____

Migrasyon _____ Yok _____ Var

_____ mm Superior _____ mm Medial

(Teardrop a göre)

Radyolojik değerlendirme kartı:



| ZONES | Radiolucency Proximal or Distal Base | Resort of Shaft Y/N | Hypertrophy of Shaft Y/N | Fracture Stem Y/N | Fracture Cervix Y/N | Fracture Base Y/N | mm width | Endosteal Cavitation mm length | Loose heads Y/N | Sclerosis Lines | Proximal |
|-------|--|---------------------------|--------------------------------|-------------------------|---------------------------|-------------------------|-------------|---|-----------------------|--------------------|----------|
| 1 | mm | | | | | | | mm | mm | | |
| 2 | mm | | | | | | | mm | mm | | |
| 3 | mm | | | | | | | mm | mm | | |
| 4 | mm | | | | | | | mm | mm | | |
| 5 | mm | | | | | | | mm | mm | | |
| 6 | mm | | | | | | | mm | mm | | |
| 7 | mm | | | | | | | mm | mm | | |
| 8 | mm | | | | | | | mm | mm | | |
| 9 | mm | | | | | | | mm | mm | | |
| 10 | mm | | | | | | | mm | mm | | |
| 11 | mm | | | | | | | mm | mm | | |
| 12 | mm | | | | | | | mm | mm | | |
| 13 | mm | | | | | | | mm | mm | | |
| 14 | mm | | | | | | | mm | mm | | |
| | Resort Screws | Broken Screws | | | | | | mm | mm | | |
| | mm | | | | | | | mm | mm | | |
| | mm | | | | | | | mm | mm | | |
| | mm | | | | | | | mm | mm | | |

Şekil 11. Kliniğimizde kullanılan radyolojik değerlendirme formu

Direkt radyografide periprotetik sklerotik ya / ya da radyolusen çizgi ya da alanlar, klinik bulgularla uyumlu ise ancak gevşeme lehine yorumlanabilir. Postoperatif 1 yıldan sonra periasetabuler radyolusen ve/veya sklerotik zon'lar (çizgiler – hatlar) klinik verilerle uyumlu olması koşulu ile 2 mm ve üzerinde ise protez gevşemesi yönünde çok anlamlı bir gösterge olarak kabul edilmelidir.

Asetabuler cup'ın inklınasyon açısı; her iki göz yaşı damlası görüntüsünü birleştiren çizgi ile asetabuler cup ağzını birleştiren çizgi arasındaki açıdır. Asetabuler inklınasyon 35° - 55°'ler arasında ise nötral, 34° ve altı horizontal, 56° ve üstü ise vertikal anlamına gelir.

Asetabular komponentte migrasyon

Vertikal migrasyon : Asetabular kap migrasyonunun olup olmadığını anlamak amacıyla iki yöntem kullanıldı. Asetabular cup ile aynı tarafta “gözyaşı imajı” direkt radyografilerde görünen olgularda; asetabular cup'ın alt köşesi ile aynı taraf gözyaşı imajının alt kenarı işaretlendi ve iki nokta arasındaki mesafe ölçüldü. Gözyaşı imajının net görülmediği grafilerde ise; kap ağzını birleştiren çizginin orta noktasından bir dike çıkılarak, kap çevresinde kesiştiği nokta cup tepe noktası olarak belirlenip, işaretlendi. Bu nokta ile biiskial çizgi arasındaki mesafe ölçülerek vertikal migrasyon olup olmadığına karar verildi.

Horizontal migrasyon : Cup merkezi ile Köhler çizgisi arasındaki mesafe ölçülür. Gözyaşı imajının izlenemediği olgularda; cup tepe noktası ile Köhler çizgisi arasındaki mesafe veya cup ağzının supero-lateral ve infero-medial noktaları ile mid-pelvik hat arasındaki mesafeler ölçüldü ve mediale migrasyon olup olmadığına karar verildi.

Olgularımızın kontrol grafilerinde heterotopik ossifikasyonun değerlendirmesinde Brooker'ın tarif ettiği sınıflama kullanıldı.

Grafipler üzerinde mesafe ölçümlerinin sağlıklı olması amacıyla, reel değerler tespit edilmeye çalışılmıştır. Bu amaçla kullanılan formül şöyledir ;

$$\text{Reel Değer} : \frac{\text{Ölçüm çapı} \times \text{Protez başının orijinal çapı}}{\text{Protez başının grafideki ölçülen çapı}}$$

Sementli ya da sementsiz asetabular komponentlerde gevşeme olup olmadığına karar verebilmek amacıyla bir takım kriterleri standardize ettik.

- Asetabular cup'ın her 3 zonunda da 2 mm ve üzeri radyolusensi,
- Kemik – sement, sement – cup ve kemik – cup ara yüzeylerinde %80 ve üzeri oranda radyolusens,
- Vertikal ve/veya horizontl migrasyonun 25 mm ve üzeri olması,
- Komponentlerde vida ya da yivde kırılma, cup çeperindeki sementte kırılma ve beraberinde 2 mm ve üzerindeki migrasyon varlığı.

Aşağıda sayılı olan değişiklikler femoral komponentte gevşemeyi düşündürmektedir.

1. Stem

- A) Stemin süperolateral 1/3'ünde ve buna eşlik eden çimento kitlesinde stemin çimento içerisinde gevşemesini ve stemin muhtemel erken deformasyonunu düşündüren radyolusent görünüm.
- B) Femoral stemde varus görünümünün artması,
- C) Bütün çimento kitlesinde çökme veya stemin çimento kitlesi içerisinde distale migrasyonu,
- D) Ön – arka veya yan grafide stemin deformasyonu,
- E) Tam veya tam olmayan stem kırılması.

2. Çimento

- A) Sıklıkla stemin üç noktasında olmak üzere çimento kitlesinde kırılma,
- B) Özellikle stemin süperomedial yüzü ile femur boynu arasında çimentonun fragmentasyonu,
- C) Çimento kitlesinin bir kısmında veya tümünde radyolusent görünüm ve endosteal yüzeyde enfeksiyonu telkin eden düzensiz görünüm,
- D) Çimento kitlesinin distale migrasyonu;
- E) Çimento kitlesinde düşük yoğunluklu alanların varlığı.

Kemikte ise şu değişiklikler gevşemeyi telkin eder :

1. Femur boynu ve proksimal femurda rezorbsiyon veya spongioz kemiksi görünüm,
2. Medüller kanalda, özellikle stemin uç kısımlarında yoğunluk azalması,
3. Stemin distal 1/3'ünün hareketinin neden olduğu kortekste kemiksi veya tek taraflı kalınlık artışı,
4. Büyük trokanterde nonünyon veya telde fragmantasyon,
5. Femurda kırık.

Hastaların ameliyatın hemen sonrasında çekilen ön – arka kalça grafillerinde femoral stemin femura uyumu (surgical fit), varus – valgus pozisyonu ile asetabuler açı (opening angle) sementli komponentlerde sement mantosunun kalınlığı, devamlılığı, trokanter majlus – kalça merkez noktası ilişkisi değerlendirilmiştir.

Hastaların postoperatif 48.saatte direnleri çekilmiş olup, hastanede yattıkları sürece bacakları arasına abdüksiyon yastığı kullanılmıştır. Ameliyat sonrası 3.günde yatak kenarına oturtma ve Walker cihazı ile sementli total kalça protezlerde yük verilerek, sementsiz ve hibrid total kalça protezlerde yük verdirilmeden ayağa kalkmalarına ve yürümelerine olanak sağlanmıştır. Sementsiz ve hibrid total kalça protezi uygulanan olgulara, postop 6.haftaya kadar yüklenme kesinlikle yasaklanmış, 3.aya dek biyolojik tutunmanın sağlanabilmesi amacıyla kısmi yüklenmeyle yürümeleri önerilmiştir.

Hastalarımızın dikişleri 15.gün alınmıştır. Olgular hastanede ortalama 14.78 gün tutulmuş ve önerilerle kontrol muayenelerine gelmeleri önerilmiştir.

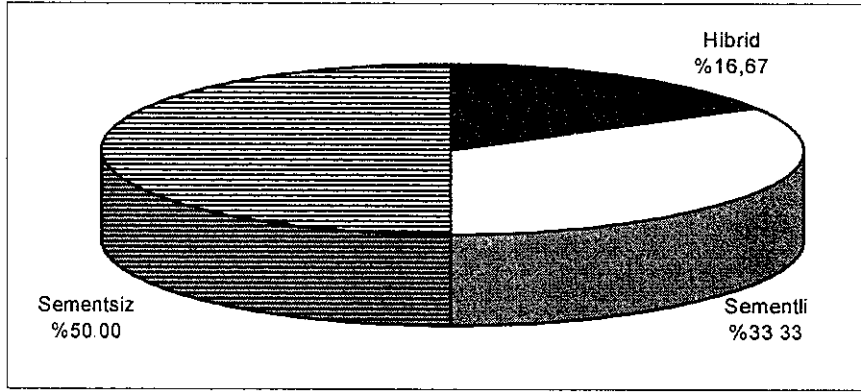
Poliklinik kontrol izlemlerinde; sementsiz protzlerde 10-12 hafta içinde opere kalçaya aşamalı yüklenme verdirilerek, 3-4 ay zarfında desteksiz yürümeye geçilmiştir.

Sementli ve hibrid total kalça artroplastisi uygulanan olgularımızın kontrollerinde önerilerimize uyumları kontrol edilmiş ve aksaklıklar önerilerimizin yinelenmesi ile bertaraf edilmeye çalışılmıştır.

CERRAHİ YÖNTEMLER VE GİRİŞİMLER

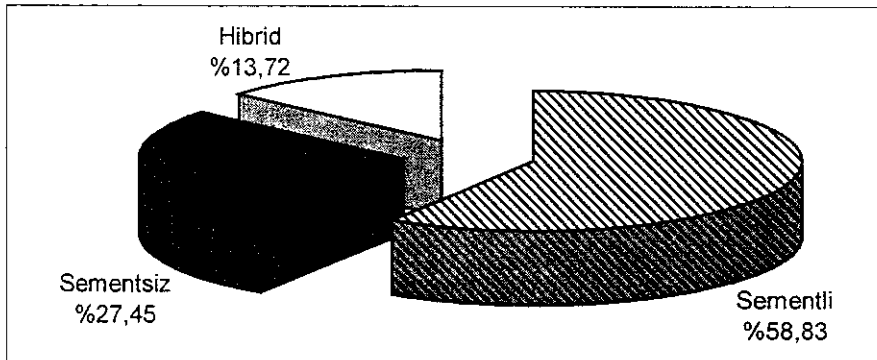
Olgularımızın tümüne ideal ameliyathane koşullarında antibiyotik ve antitromboembolik profilaksi altında girişim yapılmıştır.

Total kalça artroplastisi uygulamamızda 6 hastanın (%11.32) 7 kalça artroplastisi esnasında kemik grefti kullanılmıştır. Asetabuler tavan desteğini oluşturmak amacı ile kullanılan bulk greftlerden 6'sı (%100) vida ile tespit edilmiş ve 3 olguda (%50) greft entegrasyonu (kaynama) tespit edilmiştir (Grafik 2).



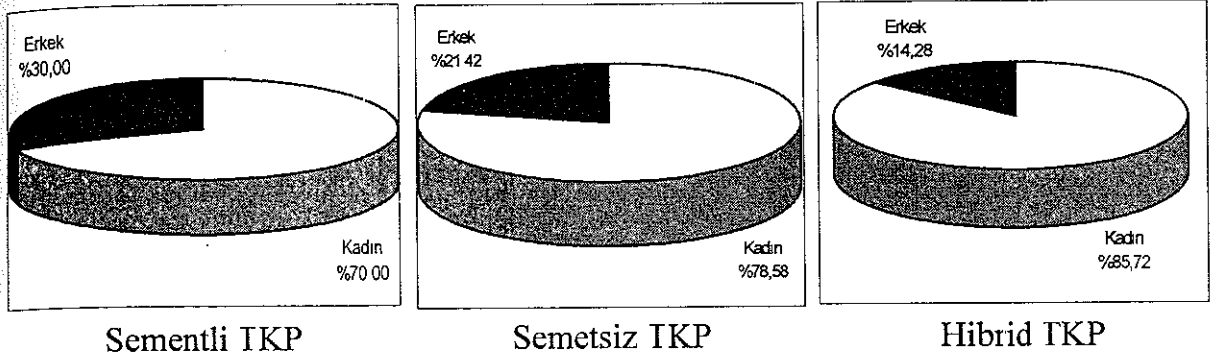
Grafik 2. Girişimlerde greft kullanımı.

Çalışmamızı oluşturan total kalça artroplastilerinin sementli – sementsiz – hibrid ayırımları yüzde oranları Grafik 3’de verilmiştir.



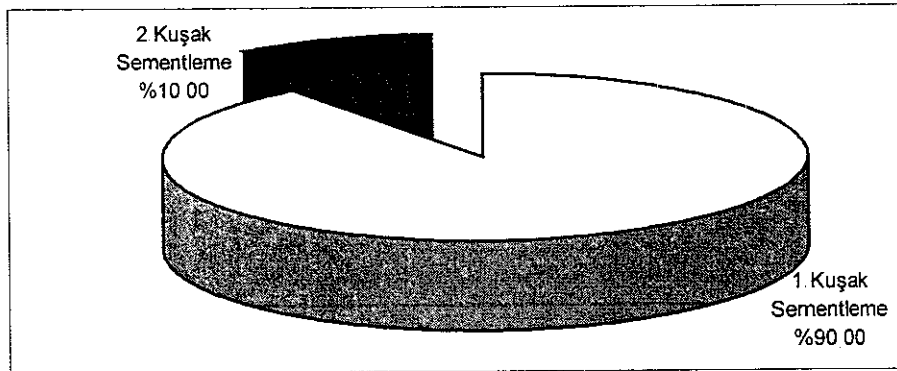
Grafik 3. Girişimlerin sementli, sementsiz, hibrid ayırımlarının yüzde oranları.

Sementli – sementsiz- hibrid uyguladığımız total kalça artroplastilerinin kadın / erkek oranları ayrı ayrı Grafik 4’de verilmiştir.



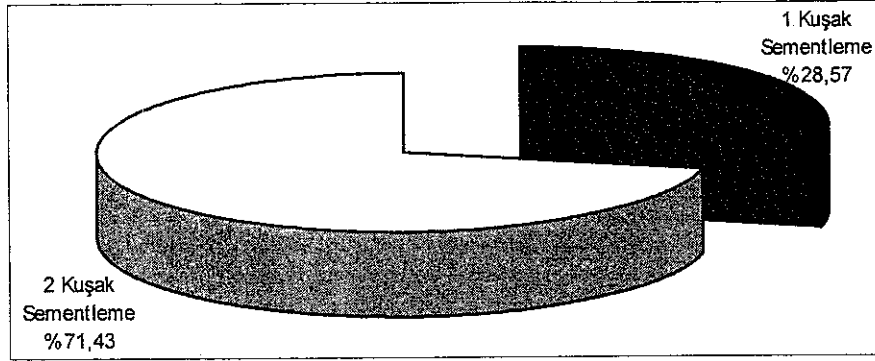
Grafik 4. Sementli, sementsiz, hibrid uygulamalarının kadın – erkek oranları.

Primer sementli total kalça artroplastisi uyguladığımız 30 femoral komponentin 27’sinde (%90) 1’inci kuşak sementleme tekniği, 3’üne (%10) 2’nci kuşak sementleme tekniği uygulanmıştır (Grafik 5).



Grafik 5. Sementli TKP’lerde sementleme tekniklerinin oransal dağılımı.

Primer hibrid total kalça artroplastisi uyguladığımız 7 femoral komponentin 2’sine (%28,57) 1’inci kuşak sementleme tekniği, 5’ine (%71,42) 2’nci kuşak sementleme tekniği uygulanmıştır (Grafik 6).



Grafik 6. Hibrid TKP'lerde sementleme tekniklerinin oransal dağılımı.

Femoral komponenti sementli olan 37 adet kalçanın hiçbirine 3'üncü kuşak sementleme tekniği uygulanmamıştır.

RADYOLOJİK BULGULAR

Değerlendirmeye aldığımız tüm kalçalarda, ameliyattan hemen sonra, erken ve ara dönemlerde çekilen radyografiler ile son kontrollerinde çekilen radyografileri karşılaştırılarak değerlendirmeler yapılmıştır.

Radyografik değerlendirmelerde kullandığımız literatür bilgileri eşliğinde tüm asetabular ve femoral komponentler; migrasyon, radyolusen hat, cup açısında değişiklik, kemik grefti kullanımı, heterotopik ossifikasyon, femoral stemde çökme, varus – valgus pozisyonu, femoral deformite, trokanterik osteotomi, sement kırılması, endosteal kavitasyon, radyosklerotik/radyolusen heterotopik ossifikasyon, hatlar ve cerrahi yöneme ilişkin bulgular incelenmiştir (56,77).

Asetabular komponentlerin radyografik değerlendirme sonuçları

Çalışmamızı oluşturan 45 hastanın 51 kalça protezinin değerlendirilmesinde; 2 sementli asetabular komponentte (%3.77) sement kırılması gözlemlendi. Sementsiz asetabular komponentli olgu grubunda vida, peg, spika kırılması görülmedi (Tablo 4 ve Tablo 5).

| Kalça Sayısı | Radyolojik bulgu izlenen olgu sayısı | Radyolojik olarak gevşeme bulgusu olan olgu sayısı | Heterotopik ossifikasyon gelişen olgu sayısı |
|--------------|--------------------------------------|--|--|
| 30 | 15 | 6 | 22 |

Tablo 4. Radyolojik değişiklik tespit ettiğimiz sementli cup'ların durumu.

| Kalça Sayısı | Radyolojik bulgu izlenen olgu sayısı | Radyolojik olarak gevşeme bulgusu olan olgu sayısı | Heterotopik ossifikasyon gelişen olgu sayısı |
|--------------|--------------------------------------|--|--|
| 21 | 4 | 1 | 8 |

Tablo 5. Radyolojik değişiklik tespit ettiğimiz sementsiz cup'ların durumu.

ASETABULAR CUP'LARDA RADYOLUSENSİ

Sementli asetabular komponentler

Sementli asetabular cup uygulanan 30 kalçanın 15'inde (%50) radyolusen hat izlenmedi. 15 cup'ta (%50) farklı değerlerde radyolusen hatlar tespit edilmiştir.

Sementli asetabular cup uyguladığımız olgularda radyografik olarak saptanan radyolusen hatların zonal dağılımları ve radyolusen çizgi kalınlığı "mm" olarak Tablo 6'da gösterilmiştir.

| Radyolusen hat | Zon I | | | Zon II | | | Zon III | | |
|--------------------------------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|---------|--------|--------|
| | 1 mm ↓ | 1-2 mm | 2 mm ↑ | 1 mm ↓ | 1-2 mm | 2 mm ↑ | 1 mm ↓ | 1-2 mm | 2 mm ↑ |
| Olgu sayısı (Kalça) (n: 15) | 5 | - | - | 7 | 3 | - | 4 | 3 | - |

Tablo 6. Sementli asetabular cup'larda radyolusen hatların zonal dağılımları ve radyolusen çizgi kalınlığı.

1 mm altında radyolusen hat, 3 zonu da %80 ve üzeri atake ederse gevşeme bulgusu sayılabilir. Çalışmamızı oluşturan olgularımızın, sementli cup uygulanan kısmında 3 olguda 1 mm altında fakat %100 oranda radyolusensi tespit edilmiş ve gevşeme lehine yorumlanmıştır.

2 mm ve üzerinde tek ya da diğerk zonlarda olmak üzere 6 kalçada (%20) radyolusensi tespit edildi. 2 mm ve üzerinde radyolusensi olması tek bir zonda dahi olsa gevşeme yönünde değerlendirilir.

Genel olarak 30 sementli cup uygulamasının radyolusen hat incelemesinde 24 kalçada (%80) radyolojik gevşeme bulgusu izlenmezken, 6 kalçada (%20) radyolojik gevşeme bulgusu tespit edildi (Tablo 7)

| Toplam Kalça (n: 30) | 1 mm ↓ | 1-2 mm | 2 mm ↑ | Toplam |
|----------------------|----------|--------|----------|----------|
| Yalnız Zon I | | | | |
| Yalnız Zon II | | | | |
| Yalnız Zon III | | | | |
| Zon I – II | | | 2 | 2 |
| Zon I – III | | | | |
| Zon II – III | | | 1 | 1 |
| Zon I – II - III | 3 | | | 3 |
| Toplam | 3 | | 3 | 6 |

Tablo 7. Sementli cup'larda gevşeme lehine yorumlanan radyolusen hatların zonlara göre dağılımı.

Sementsiz asetabular komponentler

Sementsiz cup uygulanan 21 kalçadaki 15 cup'ta (%71.42) hiç radyolusen hat ya da skleroid çizgi izlenmezken, 6 cup'ta (%38.58) farklı oran ve ölçütlerde bulgu saptanmıştır (Tablo 8).

| Işın geçiren bulgu | Zon I | | | Zon II | | | Zon III | | |
|--------------------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|---------|--------|--------|
| | 1 mm ↓ | 1-2 mm | 2 mm ↑ | 1 mm ↓ | 1-2 mm | 2 mm ↑ | 1 mm ↓ | 1-2 mm | 2 mm ↑ |
| 21 cup | 2 | - | - | 2 | - | - | 2 | - | - |

Tablo 8. Sementsiz olgularda ışıngeçirgenlik.

1 mm'nin altında; Zon I'de 2 kalçada (%9.52), Zon II'de 2 kalçada (%9.52), Zon III'de 2 kalçada (%9.52) radyolusensi tespit edildi. Zonları etkileme oranları %33.33, %33.33, %33.33 olarak saptandı.

1-2 mm arasında hiçbir kalçada (%0.0) tek ya da birlikte diğer zonlarda radyografik radyolusensi izlenmedi. Sklerotik çizgi oranı %80 üzeri olan olgu saptanmadı.

1 mm'nin altında radyolusen çizgi ve zonları etkileme oranı %80'in üzerinde bulunarak radyolojik gevşeme olarak değerlendirilen kalça sayısı 1 (%4.76) olarak saptandı.

2 mm ve üzerinde hiçbir kalçada (%0.0) radyolusen hat saptanmadı.

Genel olarak 21 sementsiz cup uygulamalarının ışın geçiren sklerotik çizgi incelemesinde 20 kalçada (%95.23) radyolojik gevşeme görülmezken, 1 kalçada (%4.76) radyolojik gevşeme bulguları izlenmiştir (Tablo 9)

| 21 hasta, 21 cup | 1 mm ↓ | 1-2 mm | 2 mm ↑ | Toplam | Gevşeme |
|------------------|----------|----------|----------|----------|---------|
| Yalnız Zon I | 1 | | | 1 | |
| Yalnız Zon II | | 1 | | 1 | |
| Yalnız Zon III | | 1 | | 1 | |
| Zon I – II | | | | | |
| Zon I – III | | | | | |
| Zon II – III | | | | | |
| Zon I – II - III | | 1 | | 1 | 1 |
| Toplam | 1 | 3 | - | 4 | |

Tablo 9. Sementsiz cup'larda ışıngeçiren sklerotik çizginin zonlara göre incelenmesi.

MİGRASYON

Sementli asetabular komponentler

Asetabular cup'ta migrasyon 47 kalçada (%92.15) hiç görülmedi. 4 kalçada (%7.84) vertikal ve/veya horizontal migrasyon tespit edildi. Vertikal migrasyon görülen cup sayısı 4, horizontal migrasyon görülen cup sayısı 0 ve hem vertikal hem horizontal migrasyon görülen cup sayısı 0 olarak tespit edildi.

Vertikal ya da horizontal planda 2 mm altında migrasyon gözlenen asetabular cup sayısı 3 olur. Hem vertikal, hem de horizontal planda 2 mm altında migrasyon gözlenen asetabular cup sayısı 0'dır.

Vertikal planda 2 mm üzerinde migrasyon gözlenen asetabular cup sayısı 1, horizontal planda 2 mm üzerinde migrasyon gözlenen asetabular cup sayısı 0 ve her iki planda 3 mm üzerinde migrasyon gözlenen cup sayısı 0'dır (Tablo 10).

Sonuç olarak; 2 mm ve üzerinde asetabular cup migrasyon tespit edilen 1 adet kalçada radyografik olarak gevşeme lehine yorum yapıldı (Tablo 9).

| Migrasyon | Vertikal | | Horizontal | | Vertikal + Horizontal | |
|--|----------|--------|------------|--------|-----------------------|--------|
| | 2 mm ↓ | 2 mm ↑ | 2 mm ↓ | 2 mm ↑ | 2 mm ↓ | 2 mm ↑ |
| 2 mm altı ya da üstü migrasyon tespit edilen toplam sementli cup sayısı (n: 1) | 2 | 1 | - | - | - | - |
| Toplam | 3 | | | | | |

Tablo 10. Sementli asetabular cup'larda migrasyon.

Sementsiz asetabular komponentler

Asetabular cup'ta 2 mm altınad vertikal migrasyon 1 adet kalçada, horizontal planda migrasyon 0 adet kalçada ve her iki planda da migrasyon 0 adet kalçada tespit edilmiştir.

2 mm üzerinde, vertikal planda migrasyon 0, horizontal planda migrasyon 0, her iki planda beraber migrasyon 0 adet asetabular cup'ta izlenmiştir (Tablo 11).

| Migrasyon | Vertikal | | Horizontal | | Vertikal + Horizontal | |
|---|----------|--------|------------|--------|-----------------------|--------|
| | 2 mm ↓ | 2 mm ↑ | 2 mm ↓ | 2 mm ↑ | 2 mm ↓ | 2 mm ↑ |
| 2 mm altı ya da üstü migrasyon tespit edilen toplam sementsiz cup sayısı (n: 1) | 1 | - | - | - | - | - |
| Toplam | 1 | | | | | |

Tablo 11. Sementsiz asetabular cup'larda migrasyon.

CUP İNKLINASYON AÇISINDA DEĞİŞME

Sementli asetabular komponentler

Sementli 30 cup'ta erken postoperatif dönemde asetabular inklinasyon açıları 34° ile 62° arasında, ortalama 48.70° olarak tespit edildi. Olgularımızın en son kontrollerinde asetabular inklinasyon açılarının 34° ile 62° arasında, ortalama 50.53° olduğu ve ilk postoperatif değerler ile son kontrol değerleri arasında ortalama 1.83° artış tespit edildi.

Cup inklinasyon açısı 35-55 derece arasında olması nötral değer olarak alındı. Buna göre 1 kalçada (%1.96) 35° 'nin altında horizontal ve 12 kalçada (%23.52) 55° 'nin üzerinde vertikal asetabular cup pozisyonu saptandı.

Sementli asetabular cup tatbik edilen toplam 32 kalçadan 7'sinde (%23.33) cup inklinasyon açısı artmıştır. Açı değişiminde; 6 kalçada (%20) 2-4 derece arası ortalama 2.38 derece ve 1 kalçada (%3.33) 14 derece ortalama 14 derece artış olduğu tespit edildi.

İnklinasyon açısında 2-4 derece arasında artış tespit edilen 5 sementli asetabular cup'ın 2'sinde (%40) değişik oranlarda – ölçütlerde radyolusen hat tespit edildi ve bu olgulardan 1'inde (%20) komponent gevşemesi radyolojik olarak tespit edildi.

4 derece ve üzerinde açısal artış saptanan 1 adet asetabular cup'ın tümünde farklı değer – oranlarda radyolusen hat belirlendi ve komponentte radyolojik gevşeme belirlendi (%100).

Sonuçta; cup açısında değişim saptanan toplam 7 olgunun (%23.33) 2'sinde (%6.66) radyografik olarak gevşeme tespit edilmiştir (Tablo 12)

| Cup açısındaki artış | Kalça sayısı | Greft (+) |
|----------------------|--------------|-----------|
| 2° | 4 | 3 |
| 3° | 2 | 1 |
| 4° | | |
| 4° ve üzeri | 1 | |
| Açı değişimi var | 7 | |
| Açı değişimi yok | 23 | |

Tablo 12. Sementli cup'larda tespit edilen açı değişimlerinin dağılımı.

Sementsiz asetabular komponentler

Sementsiz asetabular cup uygulanan 21 kalçada, postoperatif erken dönem çekilen kalça radyografilerinde cup inklinasyon açısı 38° - 62° arasında, ortalama 51.87° olarak ölçüldü. Kontrol döneminde 2° ve üzeri cup inklinasyon açısında değişim (astım) hiçbir olguda tespit edilmedi.

Çalışmaya dahil edilen olgularımızda; 8 asetabular komponentte (% 38.09) 55° üzerinde vertikal pozisyonda (38° - 62° arası ölçüldü) ortalama cup açısı 58.5° olarak bulundu. Vertikal pozisyon belirlenen 8 komponentten 2'sinde (%25) Zon II ve Zon III'te 2 mm radyolusen hat ve yer değiştirme bulgusu tespit edilerek gevşeme lehine yorumlandı.

Sonuçta, inklinasyon açısında vertikal pozisyon belirlenen 8 sementsiz komponentten (%38.09) 2'sinde (%9.52) radyolojik olarak gevşeme saptanmıştır.

FEMORAL KOMONENTLERDE RADYOLUSENS

Sementli femoral komponentlerde ışıngeçirgenlik

Sementli femoral komponent uygulanan 37 kalçanın 23'ünde (%62.16) radyolusen hat izlenmedi. 14 femoral komponentte (%37.83) farklı değerlerde radyolusen hat tespit edilmiştir.

Sementli femoral komponent uyguladığımız olgularda radyografik olarak saptanan radyolusen hastaların zonal dağılımları ve radyolusen çizgi kalınlığı "mm" olarak Tablo 13'te gösterilmiştir.

| Radyolusen hat | Zon 1 | | | Zon 2 | | | Zon 3 | | | Zon 4 | | | Zon 5 | | | Zon 6 | | | Zon 7 | | |
|--|-------|-----|----|-------|-----|----|-------|-----|----|-------|-----|----|-------|-----|----|-------|-----|----|-------|-----|----|
| | mm | | | mm | | | mm | | | mm | | | mm | | | mm | | | | | |
| Radyolusen hat izlenen kalça sayısı (n:14) | 1↓ | 1-2 | 2↑ | 1↓ | 1-2 | 2↑ | 1↓ | 1-2 | 2↑ | 1↓ | 1-2 | 2↑ | 1↓ | 1-2 | 2↑ | 1↓ | 1-2 | 2↑ | 1↓ | 1-2 | 2↑ |
| | 1 | 1 | - | 3 | 3 | - | 4 | 3 | - | 2 | 2 | - | 3 | 2 | 1 | 3 | 4 | - | 1 | 5 | - |

Tablo 13. Sementli femoral komponentlerde radyolusen hatların zonal dağılımları ve radyolusen çizgi kalınlığı.

1 mm'nin altında Zon 1'de 1 (%2.63), Zon 2'de 3 kalçada (%7.19), Zon 3'de 4 (%10.52), Zon 4'te 2 kalçada (%5.26), Zon 5'te 3 (%7.89), Zon 6'da 3 kalçada (%7.89), Zon 7'de 1 (%2.63) radyolusensi tespit edildi

1-2 mm arasında 20 adet (%52.63) tek ya da birlikte diğer zonlarda radyolusensi izlendi. Tüm zonlarda 1-2 mm arası ve 2 mm üzeri radyolusensi değeri 21 (%55.26) olarak belirlendi. 2 mm ve üzeri radyolusen hat tespit edilen kalça sayısı 1'dir (%2.70).

1-2 mm arasında tek ya da birlikte diğer zonlarda radyolusensi izlenen 20 kalçanın sementli femoral komponentlerin 18'i (%90) 1'inci jenerasyon sementleme tekniği, 2'si (%10) 2'nci jenerasyon sementleme tekniği kullanılarak tespit edildi.

Gevşeme lehine yorumlanan 2 mm ve üzeri radyolusen hat tespit edilen 1 kalçanın femoral komponenti ise 1'inci kuşak sementleme tekniği kullanılarak uygulandı.

Genel olarak, 37 sementli femoral komponent uygulamasının radyolusen hat incelemesinde 36 kalçada (%97.29) radyolojik gevşeme bulgusu izlenmezken, 1 kalçada (%2.70) radyolojik gevşeme bulgusu izlendi (Tablo 14).

| Toplam Kalça | 1 mm ↓ | 1-2 mm | 2 mm ↑ | Toplam | Gevşeme |
|--------------|--------|--------|--------|--------|---------|
| Yalnız Zon 1 | | | | | |
| Yalnız Zon 2 | | | | | |
| Yalnız Zon 3 | | 2, 2 | | | |
| Yalnız Zon 4 | | | | | |
| Yalnız Zon 5 | | | | | |
| Yalnız Zon 6 | | | | | |
| Yalnız Zon 7 | | 2, | | | |
| Zon 1-2 | | | | | |
| Zon 1-3 | | | | | |

| | | | | |
|-------------------|---------------|----------|--|--|
| Zon 1-4 | | | | |
| Zon 1-5 | | | | |
| Zon 1-6 | | | | |
| Zon 1-7 | | | | |
| Zon 2-3 | 1-1. | 2-2. | | |
| Zon 2-4 | | | | |
| Zon 2-5 | | | | |
| Zon 2-6 | | | | |
| Zon 2-7 | | | | |
| Zon 3-4 | | | | |
| Zon 3-5 | | | | |
| Zon 3-6 | | | | |
| Zon 3-7 | | | | |
| Zon 4-5 | | | | |
| Zon 4-6 | | | | |
| Zon 4-7 | | | | |
| Zon 5-6 | | | | |
| Zon 5-7 | | | | |
| Zon 6-7 | | 1-2, 2-2 | | |
| Zon 1-2-3 | | | | |
| Zon 1-2-4 | | | | |
| Zon 1-2-5 | | | | |
| Zon 1-2-6 | | | | |
| Zon 1-2-7 | | | | |
| Zon 1-3-4 | | | | |
| Zon 1-3-5 | | | | |
| Zon 1-3-6 | | | | |
| Zon 1-3-7 | | | | |
| Zon 1-4-5 | | | | |
| Zon 1-4-6 | | | | |
| Zon 1-4-7 | | | | |
| Zon 1-5-6 | | | | |
| Zon 1-5-7 | | | | |
| Zon 1-6-7 | | 2-1-2. | | |
| Zon 1-2-3-4 | | | | |
| Zon 1-2-3-5 | | | | |
| Zon 1-2-3-6 | | | | |
| Zon 1-2-3-7 | | | | |
| Zon 1-2-4-5 | | | | |
| Zon 1-2-4-6 | | | | |
| Zon 1-2-4-7 | | | | |
| Zon 1-2-5-6 | | | | |
| Zon 1-2-5-7 | | | | |
| Zon 1-2-6-7 | | | | |
| Zon 1-2-3-4-5 | | | | |
| Zon 1-2-3-4-6 | | | | |
| Zon 1-2-3-4-7 | | | | |
| Zon 1-2-3-5-6 | | | | |
| Zon 1-2-3-5-7 | | | | |
| Zon 1-2-3-6-7 | | | | |
| Zon 1-2-3-4-5-6 | | | | |
| Zon 1-2-3-4-5-7 | | | | |
| Zon 1-2-3-4-6-7 | | | | |
| Zon 1-2-3-4-5-6-7 | 1-1-1-1-1-1-1 | | | |
| Zon 2-3-4 | | | | |

| | | | | | |
|-----------------|----------|-------------|--|------------|--|
| Zon 2-3-5 | | | | | |
| Zon 2-3-6 | | | | | |
| Zon 2-3-7 | | | | | |
| Zon 2-4-5 | | | | | |
| Zon 2-4-6 | | | | | |
| Zon 2-4-7 | | | | | |
| Zon 2-5-6 | | | | | |
| Zon 2-5-7 | | | | | |
| Zon 2-6-7 | | | | | |
| Zon 2-3-4-5 | | | | | |
| Zon 2-3-4-6 | | | | | |
| Zon 2-3-4-7 | | | | | |
| Zon 2-3-5-6 | 1-1-1-1. | | | | |
| Zon 2-3-5-7 | | | | | |
| Zon 2-3-6-7 | | | | | |
| Zon 2-3-4-5-6 | | | | 2-2-2-3-2. | |
| Zon 2-3-4-5-6-7 | | 2-2-2-2-2-2 | | | |
| Zon 3-4-5 | | | | | |
| Zon 3-4-6 | | | | | |
| Zon 3-4-7 | | | | | |
| Zon 3-5-6 | | 1-2-2. | | | |
| Zon 3-5-7 | | | | | |
| Zon 3-6-7 | | | | | |
| Zon 3-4-5-6 | | | | | |
| Zon 3-4-5-7 | | | | | |
| Zon 3-4-6-7 | | | | | |
| Zon 4-5-6 | | | | | |
| Zon 4-5-7 | | | | | |
| Zon 4-6-7 | | | | | |
| Zon 4-5-6-7 | | | | | |
| Zon 5-6-7 | | | | | |

Tablo 14. Sementli femoral komponentlerde radyolusen hatların zonlara göre dağılımı.

Sementsiz femoral komponentler

Sementsiz femoral komponent uygulanan 14 kalçadaki 13 femoral komponentte (%92.85) hiç radyolusen çizgi izlenmezken, 1 femoral komponentte (%7.14) farklı oran ve ölçütlere bulgu saptanmıştır (Tablo 15).

| İşingeçirgen bulgu | Zon 1 | | | Zon 2 | | | Zon 3 | | | Zon 4 | | | Zon 5 | | | Zon 6 | | | Zon 7 | | |
|---------------------|-------|-----|----|-------|-----|----|-------|-----|----|-------|-----|----|-------|-----|----|-------|-----|----|-------|-----|----|
| | mm | | | mm | | | mm | | | mm | | | mm | | | mm | | | | | |
| | 1↓ | 1-2 | 2↑ | 1↓ | 1-2 | 2↑ | 1↓ | 1-2 | 2↑ | 1↓ | 1-2 | 2↑ | 1↓ | 1-2 | 2↑ | 1↓ | 1-2 | 2↑ | 1↓ | 1-2 | 2↑ |
| 1 hasta | 1 | - | - | 1 | - | - | 1 | - | - | - | - | - | 1 | - | - | 1 | - | - | - | - | - |
| 1 femoral komponent | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | |

Tablo 15. Sementsiz femoral komponentlerde işingeçirgenlik.

1 mm'nin altında; Zon 1'de 1 (%7.14), Zon 2'de 1 (%7.14), Zon 3'te 1 (%7.14), Zon 4'te 0 (%0), Zon 5'te 1 (%7.14), Zon 6'da 1 (%7.14), Zon 7'de 0 (%0) radyolusensi tespit edildi.

1-2 mm arasında tek ya da birlikte diğer zonlarda radyolusensi izlendi. Tüm zonlarda 1-2 mm arası ve 2 mm üzeri radyolusensi sayısı 0 (%0) olarak belirlendi.

Gruen'in tanımladığı 7 zon'dan birinde ya da birçoğunda 1 mm üzeri radyolusen hat izlenmesi femoral komponente gevşeme yönünde değerlendirildi. Buna göre femoral komponentte gevşeme olarak değerlendirilen kalça sayısı 1 (%7.14) olarak saptandı.

Sementsiz femoral komponentlerde ışıngeçirgen çizginin zonlara göre değerlendirilmesinde sadece 1 olgunun 1 kalçasında 1 mm'lik Zon 1-2-3-5-6'da radyolusensi tespit edildi ve gevşeme lehine yorumlandı.

FEMORAL KOMONENTTE ÇÖKME

Sementsiz femoral komponentler

Sementsiz femoral komponent tatbik edilen 13 kalçada (%92.85) hiç çökme görülmedi. Kontrol grafilerinde 3 mm ve üzerinde çökme tespit edilen kalça sayısı 0 (%0)'dır. 3 mm ve üzerinde çökme tespit edilen sementsiz femoral komponentler gevşeme lehine değerlendirilmektedir. 0-3 mm arasında çökme gözlenen femoral komponent sayısı ise 1 (%7.14) olarak tespit edilmiş ve gevşeme lehine yorumlanmamıştır (Tablo 16).

| Çökme | 0 mm | 0 – 3 mm | 3 mm ↑ |
|--|------|----------|--------|
| Sementsiz femoral komponentlerde çökme gözlenen kalça sayısı | - | 1 | - |
| T o p l a m | | 1 | |

Tablo 16. Sementsiz femoral komponentlerde çökme.

Sonuç olarak; 3 mm ve üzerinde femoral komponentte çökme tespit edilmemiştir.

Sementli femoral komponentler

Sementli femoral komponent tatbik edilen 31 kalçada (%33.78) hiç çökme görülmedi. Kontrol grafilerinde 3 mm ve üzerinde çökme tespit edilen kalça sayısı 1 (%2.70)'dir. 3 mm ve üzerinde çökme tespit edilen sementli femoral komponent gevşeme lehine değerlendirilmiştir.

0-3 mm arasında çökme gözlenen femoral komponent sayısı ise 5 (%13.51) olarak tespit edilmiş ve gevşeme lehine yorumlanmamıştır.

0-3 mm arasında çökme tespit edilen 5 sementli femoral komponentin tümünde 1'inci jenerasyon sementleme tekniği kullanılmıştır. 2'nci jenerasyon sementleme tekniği kullanılan 8 kalçanın hiçbirinde çökme izlenmemiştir.

3 mm ve üzerinde çökme tespit edilen 1 kalçanın femoral komponentinin tatbikinde 1'inci jenerasyon sementleme tekniği kullanılmıştır. 2'nci jenerasyon sementleme tekniği kullanılan 8 kalçanın hiçbirinde femoral komponentte 3 mm ve üzerinde çökme izlenmemiştir.

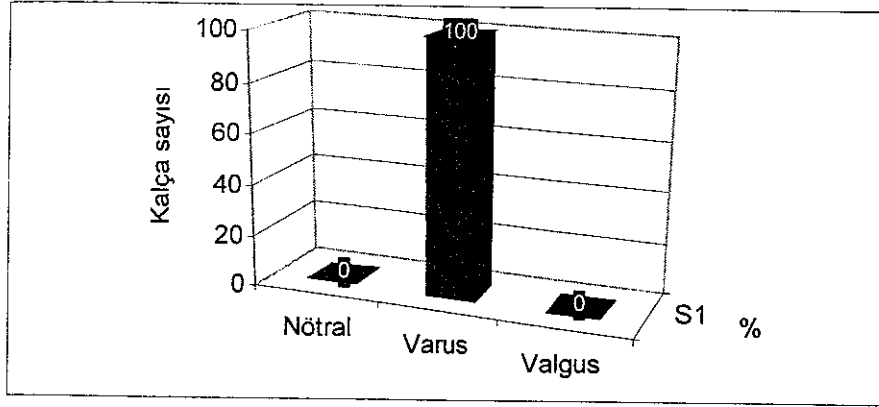
Sonuç olarak; 3 mm ve üzerinde femoral komponentte çökme tespit edilen 1 adet (%2.70) kalça radyografik olarak gevşeme lehine yorumlandı (Tablo 17).

| Çökme | 0 mm | 0 - 3 mm | 3 mm ↑ |
|---|-----------|----------|--------|
| Sementli femoral komponentlerde çökme gözlenen kalça sayısı | 31 | 5 | 1 |
| T o p l a m | 37 | | |

Tablo 17. Sementli femoral komponentlerde çökme.

Sementli femoral komponentte 3 mm üzerinde çökme tespit edilen kalçalarda; femoral stem pozisyonu başlangıçta varus olan komponent sayısı 1 (%100.0) idi, femoral stem pozisyonu başlangıçta valgus olan komponent sayısı 0 (%0), femoral stem pozisyonu nötral olan komponent sayısı 0 (%0) idi.

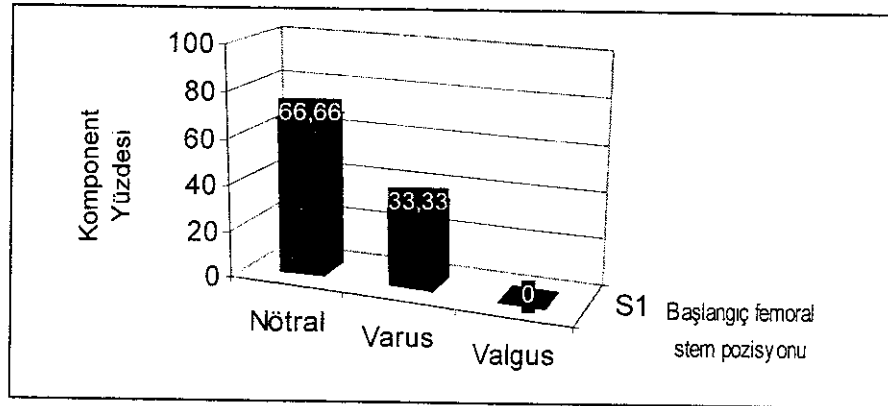
Femoral komponentteki 3 mm üzeri çökme ile başlangıç femoral komponent pozisyonu arasındaki ilişki Grafik 7’de gösterilmiştir.



Grafik 7. Sementli femoral komponentlerdeki 3 mm üzeri çökme ile başlangıç femoral komponent pozisyon ilişkisi.

Başlangıçta femoral komponent pozisyonu varus olan kalçalarda çökme en fazla oranda izlenmiştir.

Femoral komponentteki 0-3 mm arası çökme ile başlangıç femoral femoral komponent pozisyonu arasındaki ilişki Grafik 8’de verilmiştir.



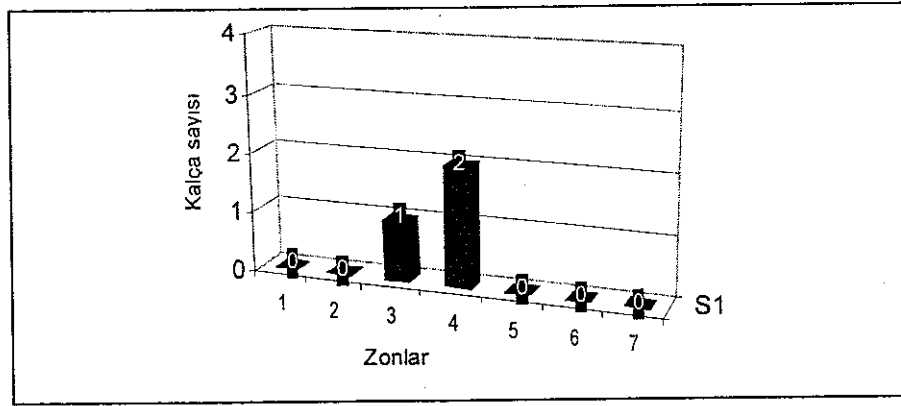
Grafik 8. Sementli femoral komponentlerdeki 0-3 mm arası çökme ile başlangıç femoral komponent pozisyonu ilişkisi.

Başlangıçta femoral komponent pozisyonu nötral olan kalçalarda 0-3 mm arası çökme en fazla, ardından ikinci sıklıkta başlangıç pozisyonu varus olan kalçalar izlenmiştir. 0-3 mm arasında femoral stemde çökme izlenen kalçaların hiçbirinde başlangıç femoral stem pozisyonu valgus değildi.

SEMENTLİ FEMORAL KOMPONENTLERDE SEMENT KIRILMASI

Sementli femoral komponent tatbik edilen 34 kalçada (%91.89) hiç sement kırılması görülmedi. Kontrol grafilerinde sement kırılması tespit edilen kalça sayısı 3 (%8.10) olarak tespit edildi. Sement kırılması Gruen'in tarif ettiği zonlardan birinde dahi saptanması, sementli femoral komponentte gevşeme lehine yorumlandı.

Gruen'in tanımladığı zonlara göre sement kırılması gözlenen kalçaların dağılımı Grafik 9'da verilmiştir.



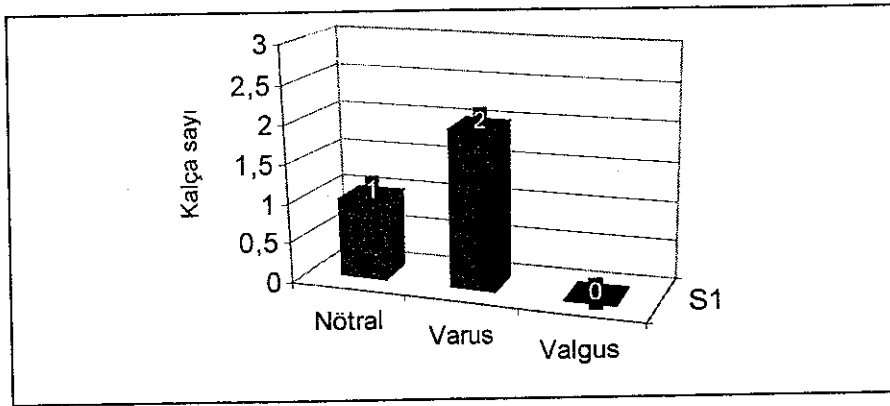
Grafik 9. Femoral taraftaki sement kırılması gözlenen kalçaların sayısı ile zonal dağılım arasındaki ilişki.

Sonuç olarak; sement kırılması en fazla Zon 4'te, ardından Zon 3'te izlenmiştir.

Sement kırılması saptanan 3 kalçanın femoral komponentleri 1'inci kuşak sementleme tekniği kullanılarak uygulanmıştır. 2'nci jenerasyon sementleme tekniği kullanılan hiçbir kalçada femoral komponent çevresindeki sement mantosunda kırılma izlenmemiştir.

Sementli femoral komponentlerde sement kırılması tespit edilen kalçalarda; başlangıçta femoral stem pozisyonu varus olan komponent sayısı 2 (%66.66), valgus olan femoral komponent sayısı 0 (%0) ve nötral olan femoral komponent sayısı 1 (%33.33) olarak tespit edildi.

Sement kırılması ile başlangıçtaki femoral komponent pozisyonu arasındaki ilişki Grafik 10'da gösterilmiştir.



Grafik 10. Sement kırılması saptanan kalça sayısı

Başlangıçta femoral komponent pozisyonu varus olan kalçalarda sement kırılması en fazla, ardından başlangıç pozisyonu nötral olan kalçalarda sement kırılması 2'nci sıklıkta izlenmiştir. Sement kırılması izlenen hiçbir kalçada başlangıç femoral stem pozisyonu valgus olarak izlenmedi.

SEMENTLİ –SEMENTSİZ KOMPONENTLERDE STEM BÜKÜLMESİ YA DA STEM KIRILMASI

Çalışmaya dahil ettiğimiz 37 adet sementli, 14 adet sementsiz femoral komponentlerden hiçbirinde stem bükülmesi ya da stem kırılması izlenmedi.

SEMENTSİZ FEMORAL KOMPONENTLERDE TUTUNMA ÖZELLİĞİ

Sementsiz femoral komponent tatbik edilen 14 kalçanın 10'unda (%71.42) stabil bone ingrowth, 3'ünde (%21.42) stabil fibröz ingrowth tarzında tutunma izlendi. Sadece 1 kalçanın (%7.14) unstabil olduğu izlendi (Tablo 16).

| Sementsiz Femoral Komponentler | | | | | | | | | | | |
|--------------------------------|-------|------------------------|---|----------|---|---------------|------|------------------------|-------|----------|------|
| E r k e k | | | | | | K a d ı n | | | | | |
| Bone ingrowth | | Stabil fibröz ingrowth | | Unstabil | | Bone ingrowth | | Stabil fibröz ingrowth | | Unstabil | |
| Adet | % | Adet | % | Adet | % | Adet | % | Adet | % | Adet | % |
| 3 | 21.42 | - | - | - | - | 7 | 50.0 | 3 | 21.42 | 1 | 7.14 |
| TOPLAM 14 | | | | | | | | | | | |

Tablo 16. Sementsiz femoral komponentlerin tutunma özellikleri.

Çalışmaya dahil ettiğimiz 30 sementli total kalça artroplastili kalçanın 3'üne (%10) 2'nci jenerasyon çimentolama tekniği ile femoral komponent tatbik edildi.

30 sementli total kalça artroplastili kalçanın 27'sine (%90) ise 1'inci jenerasyon çimentolama tekniği ile femoral komponent tatbik edildi.

Toplam 7 hibrid total kalça artroplastili kalçanın 5'ine (%71.42) 2'nci jenerasyon çimentolama tekniği ile femoral komponent tatbik edildi.

7 hibrid total kalça artroplastili kalçanın 2'sine (%28.57) ise 1'inci jenerasyon çimentolama tekniği ile femoral komponent tatbik edildi.

Çalışmaya dahil ettiğimiz 37 sementli femoral komponentte 5 adet kalçada (%13.51) radyolojik gevşeme bulgusu izlenmiştir. Radyolojik gevşeme bulgusu olan 5 sementli femoral komponentten 5'i (%100.0) 1'inci jenerasyon sementleme tekniği kullanılan kalçalardır. 2'nci jenerasyon sementleme tekniği kullanılan kalçalarda gevşeme bulgusu izlenmemiştir.

HETEROTOPIK OSSİFİKASYON

Sementli total kalça protezi uygulanan 30 kalçanın değerlendirilmesi

Heterotopik ossifikasyon 8 kalçada (%26.66) hiç görülmezken, 13 kalçada (%43.33) Grade I, 5 kalçada (%16.66) Grade II, 3 kalçada (%10) Grade III, 1 kalçada (%3.33) Grade IV olmak üzere toplam 22 kalçada (%73.33) heterotopik kemik oluşumu tespit edildi.

Sementsiz total kalça protezi uygulanan 14 kalçanın değerlendirilmesi

Heterotopik ossifikasyon 10 kalçada (%71.42) hiç görülmezken, 4 kalçada (%28.57) Grade I olmak üzere toplam 4 kalçada (%28.57) heterotopik kemik oluşumu tespit edildi.

Hibrid total kalça protezi uygulanan 7 kalçanın değerlendirilmesi

Heterotopik ossifikasyon 3 kalçada (%42.85) hiç görülmezken, 4 kalçada (%57.14) Grade I olmak üzere toplam 4 kalçada (%57.14) heterotopik kemik oluşumu tespit edildi.

Sonuçta; 30 sementli, 14 sementsiz ve 7 hibrid total kalça artroplastisi uygulanan toplam 51 kalçanın değerlendirilmesinde 21 kalçada (%41.17) heterotopik ossifikasyon görülmezken, 21 kalçada (%41.17) Grade I, 5 kalçada (%9.80) Grade II, 3 kalçada (%5.88) Grade III, 1 kalçada (%1.96) Grade IV olmak üzere toplam 30 kalçada (%58.82) heterotopik ossifikasyon tespit edilmiştir.

Femoral komponentlerin radyografik değerlendirme sonuçları

Çalışmamızı oluşturan 45 olgunun 51 kalça protezinin değerlendirilmesinde; 3 sementli femoral komponentte sement kırılması gözlemlendi. Sementli ve sementsiz femoral komponentli olgu gruplarında stem kırılması ve femur kırılması gözlenmedi.

Radyolojik değişiklik tespit edilen sementli femoral komponentlerin durumu Tablo 17'de gösterilmiştir

| Kalça Sayısı | Radyolojik bulgu izlenen olgu sayısı | Radyolojik olarak gevşeme bulgusu olan olgu sayısı |
|---------------------|---|---|
| 37 | 19 | 15 |

Tablo 17 Radyolojik değişiklik saptanan sementli femoral komponentlerde kalça sayısı dağılımı.

Radyolojik değişiklik tespit edilen sementsiz femoral komponentlerin durumu ise Tablo 18’de gösterilmiştir.

| Kalça Sayısı | Radyolojik bulgu izlenen olgu sayısı | Radyolojik olarak gevşeme bulgusu olan olgu sayısı |
|--------------|--------------------------------------|--|
| 14 | 4 | 1 |

Tablo 18. Radyolojik değişiklik saptanan sementsiz femoral komponentlerde kalça sayısı dağılımı.

TARTIŞMA

Endikasyonları farklı olsa da, bir hastaya total kalça artroplastisi uygulamadan önce çok iyi bir preoperatif hazırlık ve değerlendirme yapmak gereklidir. Aynı hassas değerlendirmeyi postoperatif dönemde de devam ettirmek esastır (38,86,96,104,111).

Total kalça artroplastisinin yaygın olarak uygulanmaya başlandığı yıllarda derin enfeksiyonlar gözardı edilemeyecek kadar bir sıklıkla karşılaşılan ciddi bir problemdi. Ancak, ameliyathane şartlarının ideal şartlara yakınlaştırılması, preoperatif antibiyotik profilaksinin artık geniş kabul görmesi, antibiyotiklerin daha etkili formlarının bulunması, sterilizasyon ve saklama tekniklerinin ilerlemesi nedeni ile günümüzde derin enfeksiyon ile fazla karşılaşmamaktayız (2,4,26,34,71,107,110).

Total kalça artroplastisindeki ana hedef, mümkün olduğunca uzun bir süre ağrısız ve fonksiyonel bir kalça eklemi oluşturmaktır.

Çimentolu protezlerde ağrı yakınmalarının daha az olduğu bilinir. Ancak, başlangıç dönemde asetabular ve femoral komponent stabilitesi sağlanan, 65 yaş altı olgularda, sementli kalça protezlerinden çok daha fizyolojik olan çimentosuz protezler kullanılmaktadır. Çimentosuz protezlerde, revizyon ihtiyacı doğduğu zaman, revizyon aşaması da daha kolay olmaktadır (3,5,10,11,16,24,31,51,52,61, 80,81,84, 107,114).

Total kalça artroplastilerinin revizyonel cerrahileri, teknik açıdan ve edinilmesi gereken cerrahi bilgi – deneyim açısından primer kalça artroplastisine oranla daha güç girişimlerdir ve doğal olarak daha yüksek bir komplikasyon oranına sahiptirler (109).

Primer total kalça artroplastilerinde karşılaşılabilecek gevşeme sorunlarının giderilebilmesi, hiç değilse geciktirilebilmesi amacı ile

endikasyonun doğru konması, hasta için en uygun protez tipinin seçilmesi ve tatbik edilecek protezin doğru bir teknikle uygulanması gereklidir (1,13,58).

Primer total kalça artroplastisi uygulanan olguların poliklinik kontrol muayeneleri esnasında gevşeme probleminin olup olmadığı mutlak çekilmesi gereken direkt kalça radyografileri ile büyük oranda anlaşılabilir (53,90).

Geniş serilere ait çalışmalarda, sementli femoral komponentlerdeki 5 yıllık radyografik gevşeme oranı %20-24 arasında verilmekte ve bu oranın 10 yıl sonunda %40'lara dek yükseldiği bildirilmektedir (3,5,10,11,24,30,31,37,51,52, 65,70,73, 80, 81,106)

Günümüzde çimentolama tekniklerinin ilerlemesi nedeni ile çimentolu total kalça artroplastilerinde gevşeme sorunu anlamlı oranda azalmıştır. Pek çok seride çimentolu total kalça artroplastilerinin 10 yıllık izlemlerinde gevşeme oranı %3'ler civarında verilmektedir (49,55,73,82,83,84).

Çimentolama tekniklerinde ilerlemeler sağlanmış olmasına rağmen, genç hastalarda çimentolu total kalça protezleri yine de yaşlı hastalara oranla daha kolay gevşemektedir (27,78,50).

Callaghan ve arkadaşlarının çalışmasında, 9 yıllık takip sonunda %6.1 oranında çimentolu femoral komponent gevşemesi tespit etmişler ve yine bu olguların tümüne revizyon uygulamışlardır (12).

Total kalça artroplastisinde çimentolama tekniklerindeki ilerlemeler, kısa ve orta dönem femoral komponentlerdeki gevşeme sorunlarını önemli oranda azaltmıştır (49,55).

Mark Paterson ve arkadaşları; 882 olguluk serilerinde 6.8 yıllık izlem sonucunda %8 oranında femoral komponent gevşemesi izlediklerini rapor etmişlerdir (93).

Mulroy ve Harris; 11.2 yıllık izlemlerinde sementli femoral komponentlerde %3 oranında gevşeme izlemişlerdir (84). Eftekhan ise 7-8 yıllık takibi sonunda %5 oranında sementli femoral komponentte gevşeme gördüğünü yazmıştır (35).

Callaghan ve arkadaşları ise 9 yıllık izlemlerinde sementli femoral komponentlerde %6.1 oranında gevşeme bulgusu izlemişlerdir (12).

Harris ve McGann, benzer bir çalışmalarında sementli femoral komponentlerde %1.7 oranında gevşeme bulgusu izlediklerini belirtmişlerdir (56).

Biz çalışmamızda; sementli femoral komponentlerde ortalama 2.87 yıllık izlemde, %13.51 oranında gevşeme tesbit ettik. Radyolojik olarak gevşeme bulgusu izlenen olgularımızın %80'inde 1.kuşak sementleme tekniği, geriye kalan %20 olguda ise 2.kuşak sementleme tekniği kullanılmıştır.

Bütün femoral komponentleri sementli uygulanan 7 hibrid total kalça artroplastili kalçanın 5'inde (%71.42) 2'nci jenerasyon sementleme tekniği kullandık ve bu olgulardan hiçbirinde femoral komponent gevşemesi izlemedik. Çalışmamızdaki sementli femoral komponentlerin gevşeme oranlarının yüksek olması daha çok 1'inci jenerasyon sementleme tekniği kullanmamıza bağlanabilir.

Çimentosuz total kalça artroplastilerinde başarı sağlanması umut ediliyorsa, implantın primer stabilitesinin çok iyi sağlanması gerekir (81,94,98).

Çimentosuz femoral komponentlerin yeni popüler olduğu yıllarda, 5 yıllık izlem sonuçları hayal kırıklığı uyandırmıştı. Çünkü osteoliz ve osteolize ait sorunlar umut edilenin aksine daha erken dönemde görülmeye başlamıştı (58,73,84).

Çimentosuz femoral komponentlerdeki gevşemenin en sık Gruen'in tarif ettiği zonlardan; Zon 1'de, ardından Zon 4'te radyolusensi tarzında görüldüğünü yazan pek çok literatür mevcuttur (35,45,48,67,68,74,78,112,113).

Callaghan ve arkadaşlarının yaptığı bir çalışmada ise sementsiz femoral komponentlerde gevşeme en sık Zon 4'te, ardından Zon 1'de izlenmiştir (11).

Genç ve dinamik hastalarda, uzun dönem başarı oranını arttırmak amacı ile yakın zamanda çimentosuz total kalça protezleri kullanılmaya başlamıştır (3,5,10,11, 24,30,31,51, 52,80,81).

Kemik dokusuna protezin fiksasyonu kırık iyileşmesi olayına benzer (6,81). Osteointegrasyon olayının kırık iyileşmesinde olduğu gibi inflamatuvar, reperatif ve remodeling olmak üzere üç aşaması vardır (81). 3 ile 7'nci günler arasında inflamatuvar fazda hematoma içerisine mezenkimal doku büyür.

Mezenkimal doku, fibrokollojen doku ile beraber 1-3 haftalar arasında kemik trabekülleri ve ilik formasyonu sağlar (reperatif faz). Oluşan immatür kemik trabekülleri 6 hafta ile yıllar boyunca ve modelize olur ve matür kemik dokusu olarak gelişir (81).

Çimentosuz protezlerde stabilite, implantın kimyasal yapısı, yüzey alanı, yüzeyin geometrik yapısı ve dinamik özellikleri gibi bir takım faktörlere bağlıdır (6,24,80,81). Bütün bu faktörlerin dışında çimentosuz protezlerde primer stabilite; ameliyat tekniği ile de yakından alakalıdır.

Çimentosuz protezlerde ilk tecrübeler hayvanlarda gerçekleştirilmiştir ve başarılı görülmelerinin ardından insanlarda da kullanılmaya başlanmıştır (21,24,39, 40,43,44,80,81).

Çimentosuz total kalça artroplastisi uygulamalarının radyolojik takip sonuçlarına dair pek çok literatür vardır (31,37,39,40,51,52,73). Löttger ve arkadaşları, 10 yıllık takip sonucunda sementsiz femoral komponentlerde %1.9 oranında gevşeme bulmuşlardır (99).

D'Lima ve arkadaşlarının orta dönem sonuçlarını verdikleri bir çalışmada; sementsiz femoral komponentlerde %4.3 oranında gevşeme buldukları iletilmiştir (29).

Gustilo ve arkadaşları çalışmalarında, sementsiz femoral komponentlerde %2.9 oranında gevşeme bildirmişlerdir (50).

Rottger, 10 yıllık takip sonunda sementsiz femoral komponentlerde %1.9 oranında gevşeme gördüğünü bildirmiştir (99).

Engl ve Culpepper; ortalama yaşları 55 olan sementsiz total kalça artroplastisi uyguladıkları 196 olgunun 11 yıllık takiplerinde %2.6 oranında gevşeme bulduklarını bildirmişlerdir (88). Gustilo, sementsiz femoral komponentlerde ortalama 5.5 yıllık takip sonunda %2.9 oranında gevşeme gördüğünü bildirmiştir (50).

Christie ve arkadaşlarının ortalama 4.9 yıl izledikleri 175 sementsiz total kalça artroplastisinde radyolojik gevşeme oranı %0.6'dır (22). Aynı literatürde D'Antonio ve arkadaşlarının sementsiz femoral komponentlerde gevşeme oranının %5'ten daha az olması gerektiği fikri de yer almaktadır.

Capello ve arkadaşları 316 kalça üzerinde ortalama 8.1 yıllık izlem ile yaptıkları bir çalışmada sementsiz femoral komponentlerde %1.9 oranında gevşeme izlediklerini bildirmişlerdir (14).

Engh'e göre; femoral stem çevresinde komplet reaktif çizgi yokluğu osteointegrasyonun major bulgusudur. Engh ayrıca; stem stabilitesinin major bulgusu olarak migrasyon yokluğunu şart koşar (28,42). Çimentosuz femoral komponentlerde gevşeme göstergelerinden biri ve belki de en önemlisi femoral stemin 3-5 mm'den fazla çökmesidir (3,5,6,24,44,51,52).

Engh ve arkadaşları sementsiz femoral komponent uyguladıkları 307 kalça üzerinde yaptıkları bir çalışmada 2 yıllık izlem sonunda %84 femoral stemde bone ingrowth, %13 fibröz stabil ingrowth ve %2 unstabil femoral stem izlemişlerdir (38).

Mc Laughlin ve arkadaşları 91 sementsiz kalça protezinin 8 yıllık sonuçlarını vermişlerdir. Olguların %98'inde stem fiksasyonunun bone ingrowth ile %2'sinde stabil fibröz ingrowth ile olduğunu bildirmişlerdir (78).

Bizim çalışmamızda ise; femoral stemde %71.42 oranında, stabil bone ingrowth, %21.42 oranında stabil fibröz ingrowth ve %7.14 oranında unstabil femoral stem izlenmiştir.

Çalışmamızda sementsiz total kalça artroplastisi uyguladığımız 14 olgunun 14 kalçasından ortalama 2.92 yıllık takiplerde sadece 1'inde (%7.14) Gruen'in tarif ettiği zonların tümünde radyolusensi tespit ederek, femoral komponent gevşemesi lehine yorumladık. Hiçbir sementsiz femoral komponentte 3 mm üzeri vertikal çökme izlenmedi. Sadece 1 kalçada, femoral stemde 1-3 mm arası çökme saptandı, ancak gevşeme lehine yorumlanmadı. Sementsiz total kalça artroplastisi uyguladığımız kalça sayısının az olması, izafi olarak femoral komponent gevşeme oranını yüksek tutmaktadır, bu nedenle literatür verileri ile karşılaştırılmamalıdır.

Sementli asetabular komponentlerin gevşeme oranlarına dair pek çok literatür mevcuttur (30,33,53,63,75,90,91,97,116). Bahsi geçen literatürlerde 5 yıllık izlemlerde sementli asetabular komponentlerde gevşeme oranları %1.3 ile %57 arasında değişmektedir.

Bir başka literatürde, sementli asetabular komponentlerde 11 yıllık takipte %42 oranında gevşeme izlenmiştir. 15 yıllık takip sonucunda da asetabular gevşeme %56 oranına yükselmiştir (74).

Kavanagh ve arkadaşlarının yaptıkları bir çalışmada 10 yıllık izlem neticesinde sementli asetabular komponentlerde %29 oranında gevşeme izlenmiştir (65). Staufer'da aynı sonuçları bulduğunu bildirmiştir (106).

Çalışmamızda; sementli asetabular komponentler de ortalama 2.72 yıllık izlemde %20 oranında radyolojik gevşeme tespit ettik. Çalışmamızda; sementli asetabular komponentleri radyolojik gevşeme sonuçlarının mevcut literatür verileri ile uyumlu olduğu söylenebilirse de, takip süremiz henüz çok kısadır.

Pekçok literatürde çimentosuz asetabular komponentlerdeki gevşeme sorunları, çimentolu serilerle karşılaştırıldığında daha az oranda verilmektedir (16,17,65, 106,110). Röttger ve arkadaşlarının 10 yıllık takip sonuçlarını verdikleri sementsiz asetabular komponentlerdeki gevşeme oranı %2.4'tür (99).

Gustilo ve arkadaşlarının yaptıkları bir çalışmada, sementsiz asetabular komponentlerde (orta dönem sonuçları itibarı ile) %8.9 oranında gevşeme tespit ettiklerini rapor etmişlerdir (50).

Çimentosuz asetabular komponentlerde gevşeme, literatürlerde en sık olarak De Lee ve Chamley'in tarif ettiği zonlardan Zon I'de görüldüğü yazılmaktadır (3,5,11,24, 31,41,44,51,52). Çalışmamızda sadece 1 çimentosuz asetabular komponentte (%4.76) gevşeme lehine yorumlanabilecek radyolusen hat tespit edilmiştir. Bu asetabular komponentte Zon I -II ve III'te 1-2 mm arası radyolusen hat izlenmiştir.

Çalışmamızda, çimentosuz asetabular cup'larda ortalama 2.97 yıllık izlemde %4.76 oranında gevşeme ile uyumlu olabilecek bulgular tespit ettik.

SONUÇ

Çimentolu total kalça artroplastilerinin uzun dönem takiplerinde aseptik gevşeme ve kemik doku erozyonu sık görülmektedir. Çimentolu total kalça artroplastisi uygulamalarında birinci jenerasyon sementleme tekniğinin kullanılması, orta ve uzun dönemde komponentlerde gevşeme ve osteoliz gibi sorunları olduğundan tercih edilmemelidir.

Genç ve aktif hastalarda total kalça artroplastilerinin sıkça kullanımının gerekliliği, çimentosuz total kalça artroplastilerinin hızlı bir gelişme süreci içine girmesine neden olmuştur. Çimentosuz total kalça artroplastilerinde biyolojik fiksasyonun sağlanması ana hedef olmaktadır. Dolayısıyla komponentlerin primer stabilizasyonu mutlaka sağlanmalıdır.

Total kalça artroplastilerinde genel prensip; çimentosuz asetabular komponentlerin ciddi bir problem teşkil etmediğidir. Dolayısıyla; hastanın kemik kalitesi çok kötü değilse, yaş grubu çok önemsenmeden çimentosuz setabular komponent tatbik edilebilir. Femurun kemik kalitesi ve şekli kötü ve hasta yaşlı ise, tercihan üçüncü jenerasyon, imkan yoksa ikinci jenerasyon çimentolama tekniği ile femoral komponent tatbik edilmelidir.

Femurun kemik kalitesi ve şekli uygun olan genç – dinamik hastalarda birinci öncelikle sementsiz femoral komponent tatbiki düşünülmelidir. Ancak modern çimentolama teknikleri kullanılarak hibrid tip total kalça artroplastileri de bu olgularda alternatif tedavi biçimi olarak düşünülebilir.

ÖZET

Çimentolu, çimentosuz ve hibrid tip total kalça artroplastilerinin erken / orta dönem (ortalama 34.73 ay) radyografik sonuçlarının değerlendirildiği bu çalışmada; kalçanın anatomisi, biyomekaniği, kalça artroplastisinin tarihçesi, total kalça artroplastilerine genel bakış altında endikasyon / kontrendikasyonlar, ameliyat öncesi – sonrası hastaya yaklaşım, cerrahi teknik kısaca gözden geçirilmiştir.

Bu tez çalışmasında; Akdeniz Üniversitesi Tıp Fakültesi Ortopedi ve Travmatoloji Anabilim Dalında, Ocak 1990 ile Aralık 1998 tarihleri arasında primer dejeneratif kalça artrozu nedeni ile 45 hastanın 51 kalçasına uygulanan çimentolu, çimentosuz ve hibrid tip total kalça protezlerinin erken / orta dönem radyografik bulguları değerlendirilmiştir.

Bu çalışmada; çimentolu femoral komponentlerde 2.87 yıllık takipte %13.51, çimentosuz femoral komponentlerde 2.92 yıllık takipte %7.14, çimentolu asetabular komponentlerde 2.72 yıllık takipte %20, çimentosuz asetabular komponentlerde 2.97 yıllık takipte %4.76 oranlarında radyolojik olarak gevşeme bulguları tesbit edilmiştir. Elde ettiğimiz değerlerin mevcut literatürlerle karşılaştırılması yapıldığında, çimentolu femoral komponentlerde radyolojik gevşeme oranlarımızın yüksek olduğu söylenebilir.

Sonuçta; modern çimentolama teknikleri kullanılmayan sementli ve hibrid total kalça protezlerinde erken / orta dönemde yüksek oranda sementli komponentte radyolojik gevşeme görülmektedir. Çimentosuz komponentlerin uygulanmasında primer stabilizasyon ve uygun komponent tatbiki ile gevşeme sorununu anlamlı oranda azaltılabileceği sonucuna varılmıştır.

KAYNAKLAR

1. AAOS instructional course lectures, vol.47, chapter 36.
2. Akalın V, Temelli Y, Kaygusuz MA, et al. Total kalça protezi uygulamalarında düz gövdeli protezler ve erken sonuçları. X.Milli Türk Ortop ve Travm Kongre Kitabı; 500-502, 1989.
3. Alexiades MM, Clain MR, Bronson MJ. Prospective study of porous-coated anatomic total hip arthroplasty. Clin Orthop; 269: 205, 1991.
4. Amstutz HC, Ma SM, Jinnah RH, Mai L. Revision of aseptic loose total hip arthroplasties. Clin Orthop; 170: 21-29, 1982.
5. Bands R, Pelker RR, Shine I, et al. The noncemented porous-coated hip prosthesis. A three-year clinical follow-up study and roentgenographic analysis. Clin Orthop; 269: 209, 1991.
6. Bobyn JD, Pilliar RM, Cameron HV, Weatherly GL. The optimum pore size for the fixation of porous-surfaced metal implants by the ingrowth of bone. Clin Orthop; 50: 264, 1980.
7. Boettcher WG. Total hip arthroplasties in the elderly. Clinical Orthopaedics and Related Research; 274: 30-34,1992.
8. Brady LP, McCutchen JW. A ten-year follow-up study of 170 Charnley total hip arthroplasties. Clinical Orthopaedics and Related Research; 211: 51-54, 1986.
9. Brownl AO, Sheehan JM. Trochanteric osteotomy in Charnley low-friction arthroplasty of the hip. Clinical Orthopaedics and Related Research; 211: 128-133, 1986.
10. Burke DW, O'Conner DO, Zalenski EB, et al. Micromotion of cemented and uncemented femoral components. J Bone Joint Surg; 73: 33, 1991.

11. Callaghan JJ, Dysart SH, Savory CG. The uncemented porous-coated anatomic total hip prosthesis. *The Journal of Bone and Joint Surgery*; 70(3): 337-346, 1988.
12. Callaghan JJ, Tooma GJ, Olejniczac JP, et al. Primary hybrid total hip arthroplasty: An interim follow-up. *Clin Orthop*; 333: 118-125, 1996.
13. Callaghan JJ. Total hip arthroplasty. *Clin Orthop*; 276: 33, 1992.
14. Capello WN, D'Antonio JA, Manley MT, Feinberg JR. Hydroxyapatite in total hip arthroplasty. *Clinical Orthopaedics and Related Research*; 355: 200-211, 1998.
15. Capello WN. Technical aspects of cementless total hip arthroplasty. *Clinical Orthopaedics and Related Research*; 261: 102-113, 1990.
16. Charnley J, Cupic Z. Friction arthroplasty of the hip. *Theory and Practice*, New York, Springer 1979.
17. Charnley J, Cupic Z. The nine and ten year results of the low-friction arthroplasty of the hip. *Clin Orthop*; 95: 9-25, 1973.
18. Charnley J. Low friction arthroplasty of the hip. *Theory and Practice*; 66-90, New York Springer, 1979.
19. Charnley J. The classic a clean-air operating enclosure. *Clinical Orthopaedics and Related Research*; 211: 4-9, 1986.
20. Chapchal G, Müller W. Total hip replacement with the McKee prosthesis. A study of 121 follow-up cases using neutral cement. *Clinical Orthopaedics and Related Research*; 72: 118-122, 1970.
21. Chen D, Turner TM, Ronningen H, et al. A canine cementless total hip prosthesis model. *Clin Orthop*; 173: 24, 1989.
22. Christie MJ, DeBoer DK, Trick LW, et al. Primary total hip arthroplasty with use to the modular S-ROM prosthesis. *The Journal of Bone and Joint Surgery*; 81(12): 1707-1716, 1999.
23. Colwell CW, Spiro TE. Efficacy and safety of enoxaparin to prevent deep vein thrombosis after hip arthroplasty. *Clinical Orthopaedics and Related Research*; 319: 215-222, 1995.

24. Crenshaw AH. Campbell's operative orthopaedics. Eight ed, Mosby Year Book Inc, 1992.
25. Cuckler JM, Bearcroft J, Asgian CM. Femoral head technologies to reduce polyethylene wear in total hip arthroplasty. *Clinical Orthopaedics and Related Research*; 317: 57-63, 1995.
26. Çetinoğlu M. Total kalça protezi uygulamasında komponentlerin gevşemesi sorunu ve revizyon cerrahisi. Uzmanlık Tezi, 1987.
27. D'Antonio JA, Capello WN, Manley MT, Freiberg J. Hydroxyapatite coated implants. Total hip arthroplasty in the young patients with avascular necrosis. *Clin Orthop*; 344: 124-138, 1997.
28. D'Antonio JA, Capello WN, Manley MT. Remodeling of bone around hydroxyapatite coated femoral stems. *J Bone Joint Surg*; 78: 1226, 1996.
29. D'Lima DD, Oishi CS, Petersilge WJ, et al. 100 cemented versus 100 noncemented stems with comparison of 25 matched pairs. *Clinical Orthopaedics and Related Research*; 348: 140-148, 1996.
30. DeLee JG, Chamley J. Radiological demarcation of cemented sockets in total hip replacement. *Clin Orthop*; 121: 21, 1976.
31. Dodge BM, Fitzrandolph R, Collins DN. Noncemented porous-coated anatomic total hip arthroplasty. *Clin Orthop*; 269: 16, 1991.
32. Dunkley AB, Eldridge JDJ, Lee MB, et al. Cementless acetabular replacement in the young. *Clinical Orthopaedics and Related Research*; 376: 149-155, 2000.
33. Eftekhar NS, Stinchfield FE. Experience with low friction arthroplasty. A statistical review of early results and complications. *Clin Orthop*; 95: 60, 1973.
34. Eftekhar NS, Tzitzikalakis GI. Failures and reoperations following low-friction arthroplasty of the hip. *Clinical Orthopaedics and Related Research*; 211: 65-78, 1986.
35. Eftekhar NS. Long-term results of cemented total hip arthroplasty. *Clinical Orthopaedics and Related Research*; 225: 207-217, 1987.

36. Eftekhari NS. The life and work of John Charnley (August 29, 1911 – August 5, 1982). *Clinical Orthopaedics and Related Research*; 211: 10-22, 1986.
37. Engh CA, Bobyn JD, Gorski JM. Biological fixation of a modified Moore prosthesis. *Orthopaedics*; 2(2): 287, 1984.
38. Engh CA, Bobyn JD, Glassman AH. Porous-coated hip replacement. *The Journal of Bone and Joint Surgery*; 69(1): 45-55, 1987.
39. Engh CA, Bobyn JD. The influence of stem size and extent of porous-coating on femoral bone resorption after primary cementless hip arthroplasty. *Clin Orthop*; 231: 7, 1988.
40. Engh CA, Glassman AH, Griffin WL, Mayer JG. Results of cementless revision for failed cemented total hip arthroplasty. *Clin Orthop*; 235: 91, 1988.
41. Engh CA, Griffin WL, Marx CL. Cementless acetabular components. *J Bone Joint Surg*; 72: 53, 1990.
42. Engh CA, Masini P, Suthers KE. Roentgenographic assessment of biologic fixation of porous-surfaced femoral components. *Clin Orthop*; 257: 107-128, 1990.
43. Engh CA. Hip arthroplasty with a Moore prosthesis with porous-coating. A five-year study. *Clin Orthop*; 176: 52, 1983.
44. Evans CM. *Surgery of the musculoskeletal system*. Second ed. Churchill Livingstone Inc; 1990.
45. Freeman MAR, McLeod HC, Levai JP. Cementless fixation of prosthetic components in total arthroplasty of the knee and hip. *Clinical Orthopaedics and Related Research*; 176: 88-94, 1983.
46. Freeman MAR. Why resect the neck? *The Journal of Bone and Joint Surgery*; 68(3): 346-349, 1986.
47. Garbus DS, Masri BA, Czitrom A. *Biology of Allografting*. The Orthopedic Clinics of North America; 29(2): 199-204, 1988.
48. Geesink RG. Hydroxyapatite-coated total hip prostheses. *Clinical Orthopaedics and Related Research*; 261: 39-58, 1990.

49. Gruan TA, McNeice GM, Amstutz HC. "Modes of failure" of cemented stemtype femoral components. A radiographic analysis of loosening. *Clin Orthop*; 131: 17-27, 1979.
50. Gustilo RB, Bechtold JE, Giacchetto J, Kyet RF. Rationale, experience, and results of long-stem femoral prosthesis. *Clinical Orthopaedics and Related Research*; 249: 159-167, 1989.
51. Haddad BJ, Skalley IC, Skalley SD, et al. Clinical and roentgenographic evaluation of noncemented porous-coated anatomic medullary locking (AML) and porous-coated anatomic (PCA) total hip arthroplasties. *Clin Orthop*; 258: 176, 1990.
52. Haddad RJ, Cook SD, Brinker MR. A comparison of three varieties of noncemented porous-coated hip replacement. *J Bone Joint Surg*; 72: 2, 1990.
53. Halley DK, Wroblewski BM. Long-term results of low-friction arthroplasty in patients 30 years of age or younger. *Clinical Orthopaedics and Related Research*; 211: 43-50, 1986.
54. Hanssen AD, Osmon DR. The use of prophylactic antimicrobial agents during and after hip arthroplasty. *Clinical Orthopaedics and Related Research*; 369: 124-138, 1999.
55. Harris WH, Maloney WJ. Hybrid total hip arthroplasty. *Clin Orthop*; 249; 21-29, 1986.
56. Harris WH, McGann WA. Loosening of the femoral component after use of the medullary-plug cementing technique. *The Journal of Bone and Joint Surgery*; 68(7): 1064-1066, 1986.
57. Harris WH, White RE, McCarthy JC, Walker PS, Weinberger EH. Bony ingrowth fixation of the acetabular component in Canine hip joint arthroplasty. *Clinical Orthopaedics and Related Research*; 176: 7-11, 1983.
58. Harris WH. The problem is osteolysis. *Clinical Orthopaedics and Related Research*; 311: 46-53, 1995.
59. Harris WH. Power instrumentation for cup arthroplasty. *Clinical Orthopaedics and Related Research*; 72: 219-223, 1970.

60. Harris WH. The first 32 years of total hip arthroplasty. *Clinical Orthopaedics and Related Research*; 274: 6-11, 1992.
61. Hodgkinson JP, Shaley P, Wnoblewski BM. The correlation between the roentgenographic appearance and operative findings at the bone-cement junction of the socket in Charnley low friction arthroplasties. *Clin Orthop*; 228: 105-109, 1988.
62. İbrahim Veli Odar. *Anatomi Ders Kitabı*. Hacettepe TAŞ Yayınları, Sıhhiye Ankara, 1986.
63. Johnston RC, Fitzgerald RH Jr, Harris WH, et al. Clinical and radiographic evaluation of total hip replacement. *J Bone Joint Surg*; 72: 161, 1990.
64. Karachalios T, et al: A 12 to 18 year radiographic follow up study of Charnley low friction arthroplasty. *Clin Orthop*, 296: 140; 1993.
65. Kavanagh B, Dewitz M, Ilsstrup D, et al. Charnley hip arthroplasty with cement: fifteen year results. *J Bone Joint Surg*; 71(A): 1496-1503, 1989.
66. Kawate K, Maloney WJ, Bragdon CR, et al. Importance of a thin cement mantle. *Clinical Orthopaedics and Related Research*; 355: 70-76, 1998.
67. Kröger H, Venesmaa P, Jurvelin J, et al. Bone density at the proximal femur after total hip arthroplasty. *Clinical Orthopaedics and Related Research*; 352: 66-74, 1998.
68. Lassus J, Salo J, Jiranek W, et al. Macrophage activation results in bone resorption. *Clinical Orthopaedics and Related Research*; 352: 7-15, 1998.
69. Lawton RL, Morrey BF. The use of Heparin in patients whom a pulmonary embolism is suspected after total hip arthroplasty. *The Journal for Bone and Joint Surgery*; 81(8):1063-1072, 1999.
70. Lennox DW, Schofield BH, McDonald DF, Riley LH. A histologic comparison of septic loosening of cemented, press-fit, and biologic ingrowth prosthesis. *Clin Orthop*; 325: 171, 1987.
71. Lidwell OM. Clean air at operation and subsequent sepsis in the joint. *Clinical Orthopaedics and Related Research*; 211: 91-102, 1986.

72. Lord G, Bancel P. The madreporic cementless total hip arthroplasty. New experimental data and a seven-year clinical follow-up study. *Clinical Orthopaedics and Related Research*; 176: 67-76, 1983.
73. Malonay WJ, Harris WH. Comparison of a hybrid with an uncemented total hip replacement. *J Bone Joint Surg*; 72: 1349, 1990.
74. Maloney WJ, Galante JO, Anderson M, et al. Fixation, polyethylene wear, and pelvic osteolysis in primary total hip replacement. *Clinical Orthopaedics and Related Research*; 369: 157-164, 1999.
75. Mattingly DA, Hopson CN, Kahn A, Giannestras MJ. Aseptic loosening in metal-backed acetabular components for total hip replacement. *The Journal of Bone and Joint Surgery*; 67(3): 387-391, 1985.
76. McAuley JP, Culpepper WJ, Engh CA. Total hip arthroplasty. Cancers with extensively porous coated femoral components. *Clinical Orthopaedics and Related Research*; 355: 182-188, 1998.
77. McCoy IH, Salvati EA, Ranawat CS, Wilson PD. A fifteen – year follow-up study of one hundred Charnley low-friction arthroplasties. *Orthopedic Clinics of North America*; 19(3): 467-476, 1988.
78. McLaughlin JR, Lee KR. Total hip arthroplasty in young patients. *Clinical Orthopaedics and Related Research*; 373: 153-163, 2000.
79. Moore AT, Bohelman HR. The classic metal hip joint. A case report. *Clinical Orthopaedics and Related Research*; 176: 3-6, 1983.
80. Morscher EW. Cementless total hip arthroplasty. *Clin Orthop*; 181: 76, 1983.
81. Morscher EW. Current state of cementless fixation of endoprostheses. *Swiss Med*; 9: 8, 1987.
82. Moskal J, Shaffery J, Ripley L. Prospective analysis of uncemented and hybrid primary porous-coated anatomic total hip arthroplasties in a community setting. *Clin Orthop*; 304: 139-147, 1994.
83. Möhler By G, Kull L, Marteli J, et al. Total hip replacement with insertion of an acetubular component without cement and a femoral component with cement. *J Bone Joint Surg*; 77: 86-89, 1995.

84. Mulroy Jr RD, Harris WH. The effect of improved cementing technique on component loosening in total hip replacement. An 11 year radiographic review. *J Bone Joint Surg*; 72: 757-760, 1990.
85. Munuera L, Garcia-Cimbreló E: The femoral component in low friction arthroplasty after ten years. *Clin Orthop*; 279: 163, 1992.
86. Müller ME. Total hip prostheses. *Clinical Orthopaedics and Related Research*; 72: 46-68, 1970.
87. Nashed RS, Becker DA, Gustilo RB. Are cementless acetabular components the cause of excess wear and osteolysis in total hip arthroplasty? *Clinical Orthopaedics and Related Research*; 317: 19-28, 1995.
88. Nourbash PS, Paprosky WG. Cementless femoral design concerns. Rationale for extensive porous coating. *Clinical Orthopaedics and Related Research*; 355: 189-199, 1998.
89. Older J. A tribute of Sir John Charnley (1911-1982). *Clinical Orthopaedics and Related Research*; 211: 23-29, 1986.
90. Older J. Low-friction arthroplasty of the hip. A 10-12 year follow-up study. *Clinical Orthopaedics and Related Research*; 211: 36-42, 1986.
91. Orthopaedic Knowledge Update: Hip and knee reconstruction editors: Callaghan JJ, Dennis DA, Paprosky WG, Rosenberg AG. Other complications in total hip arthroplasty: 167, Published by American Academy of Orthopaedic Surgeons, First ed, 1995.
92. Parks ML, Walsh HA, Salvati EA, Li S. Effects of increasing temperature on the properties of four bone cements. *Clinical Orthopaedics and Related Research*; 355: 238-248, 1998.
93. Paterson M, Fulford P, Denham R. Loosening of the femoral component after total hip replacement. The thin black line and the sinking hip. *The Journal of Bone and Joint Surgery*; 68(3): 392-397, 1986.
94. Philips TW, Messiem SS. Cementless hip replacement for arthritis, problems with a smooth surfaced Moore stem. *J Bone Joint Surg*; 708: 750-755, 1988.
95. Rıdvan Ege. Kalça Cerrahisi ve Sorunları. 2. Baskı 1996.

96. Ring PA. Total replacement of the hip. *Clinical Orthopaedics and Related Research*; 72: 161-168, 1970.
97. Rockborn P, Olsson SS. Loosening and bone resorption in Exeter hip arthroplasties: Review at minimum of five years. *J Bone Joint Surg*; 75: 865, 1993.
98. Rossi P, Sibelli P, Femuro S, Crua E. Short-term results of hydroxyapatite-coated primary total hip arthroplasty. *Clin Orthop*; 310: 96-102, 1995.
99. Röttger JR, Elson R. A modification of Charnley low-friction arthroplasty. *Clinical Orthopaedics and Related Research*; 211: 154-163, 1986.
100. Rubash HE, Sinha RK, Shnbhag AS, Kim SY. Pathogenesis of bone loss after total hip arthroplasty. *The Orthopedic Clinics of North America*; 29(2): 173-186, 1998.
101. Scheck M, Gordon RB, Glick JM. The Kocher-McFarland approach to the hip joint for prosthetic replacements. *Clinical Orthopaedics and Related Research*; 91: 63-69, 1973.
102. Schulte KR, et al: The outcome of Charnley total hip arthroplasty with cement after a minimum twenty year follow up. *J Bone Joint Surg*; 75A: 961; 1993.
103. Skinner HB. Ceramic bearing surfaces. *Clinical Orthopaedics and Related Research*; 369: 83-91, 1999.
104. Smith RD. Total hip replacement. *Clinical Orthopaedics and Related Research*; 72: 177-185, 1970.
105. Sobotta Atlas of Human Anatomy. Volum 2, 1983, 10th English Edition. 201
106. Stauffer RN. Ten year follow-up study of total hip replacement. *J Bone Joint Surg*; 64(A): 983-990, 1982.
107. Stauffer RN. Ten-year follow-up study of total hip replacement with particular reference to roentgenographic loosening of the components. *J Bone Joint Surg*; 64(A): 983, 1982.

108. Steinberg DR, Steinberg ME. The early history of arthroplasty in the United States. *Clinical Orthopaedics and Related Research*; 374: 55-89, 2000.
109. Stern MB, Grant SS. Fifty total hip replacements. An initial experience. *Clinical Orthopaedics and Related Research*; 86:79-84, 1972.
110. Sutherland CJ, Wilde AH, Bordan LS, Marks KE. A ten year follow-up of one hundred consecutive Muller curved-stem total hip replacement arthroplasties. *J Bone and Joint Surg*; 64: 970-982.
111. Torgerson WR, Hammond G. Prosthetic arthroplasty in the treatment of degenerative arthritis of the hip. *Clinical Orthopaedics and Related Research*; 72: 224-232, 1970.
112. Ironzo RG. An undercutting reamer for total hip replacement. *Clinical Orthopaedics and Related Research*; 84: 128-129, 1972.
113. Welch RB, McGann WA, Rasmusen L. Femoral stem fixation. The case for cement. *Clinical Orthopaedics and Related Research*; 261: 134-139, 1990.
114. Wroblewski BM. 15-21-year results of the Charnley low-friction arthroplasty. *Clinical Orthopaedics and Related Research*; 211: 30-35, 1986.
115. Wroblewski BM, Siney PD: Charnley low friction arthroplasty of the hip. *Clin Orthop*, 292: 191, 1993.
116. Wroblewski BM. Wear and loosening of the socket in the Charnley low-friction arthroplasty. *Orthopedic Clinics of North America*; 19(3): 627-630, 1988.

ARDENIZ UNIVERSITE
Merkezi Kütüphane