

T.C
BALIKESİR ÜNİVERSİTESİ
TIP FAKÜLTESİ

KLİNİĞİMİZDE KOKSARTROZ NEDENİ İLE TOTAL KALÇA
ARTROPLASTİSİ YAPILAN HASTALARIN DENGE İLE
İLİŞKİLİ FONKSİYONLAR YÖNÜNDEN
DEĞERLENDİRİLMESİ

ORTOPEDİ ve TRAVMATOLOJİ ANABİLİM DALI
TIPTA UZMANLIK TEZİ

HAZIRLAYAN
Dr. Ahmet Safa TARĞAL

DANIŞMAN
Dr.Öğr.Üyesi Serdar SARGIN

BALIKESİR
HAZİRAN/2020

ÖNSÖZ

Uzmanlık eğitimim süresince bilgi, beceri ve tecrübeleriyle Ortopedi ve Travmatoloji uzmanı olarak yetişmemi sağlayan değerleri hocalarım Prof. Dr. Devrim Akseki, Prof. Dr. Ali Engin Ulusal, Prof. Dr. Murat ALTAY, Doc. Dr. İsmail Demirkale, Doc. Dr. Hakan ŞEŞEN, Dr.Öğr.Üyesi Aziz Atik'e, Dr. Öğr. Üyesi Ahmet Emrah Açıan'a, Öğr. Gör. Dr. Hüsamettin Şen'e,

Bana aktardığı bilgi ve tecrübesiyle eğitimime katkısının yanında tez danışmanım olarak da her zaman desteğini hissettiğim Dr.Öğr.ÜyesiSerdar Sargın'a, tez çalışmam sırasında desteğini esirgemeyen beraber çalışmaktan her zaman mutluluk duyduğum araştırma görevlisi arkadaşlarım Op. Dr. Halit Faruk Çırmayın, Op. Dr. Mustafa İsmet TATAR, Dr. Gökay Güven, Dr. Adem Sezer, Dr. Mert İsmail Külünk, Dr. Ahmet Müdüroğlu, Dr. Safa Soy Dr. Ertuğrul Karakuş, Dr. Mert Emre Aydın, Dr. Sıddık Göksel Gürsoy, dr. Ahmet Saim Yağmurlu ve tüm poliklinik/klinik çalışanlarına,

Benim bugünlere gelmemi sağlayan, üzerimde sonsuz emekleri olan annem Selma TARĞAL, babam Bekir TARĞAL ve en büyük destekçim eşim Merve TARAKCI TARĞAL'a en içten şükran ve teşekkürlerimi sunarım.

Dr. Ahmet Safa TARĞAL

İÇİNDEKİLER

1. GİRİŞ.....	7
2. GENEL BİLGİLER.....	8
2.1 Tarihçe.....	9
2.2 Kalça Anatomisi.....	12
2.3 Kalça Çevresi Nörovasküler Yapısı.....	22
2.4 Kalça Biyomekaniği.....	24
2.5 Total Kalça Artroplastisinde Kullanılan Materyaller.....	31
2.6 Total Kalça Artroplastisi Tekniği.....	38
3. HASTALAR VE YÖNTEM.....	47
3.1 Cerrahi Teknik.....	48
3.2 Berg Denge Skalası.....	50
3.3 Visuel Ağrı Skalası.....	55
3.4 Düşme Etkinlik Ölçeği.....	56
4. BULGULAR.....	57
4.1 Radyolojik Sonuçlar.....	59
4.2 Komplikasyonlar.....	60
5. TARTIŞMA.....	61
6. SONUÇ.....	69
7. KAYNAKLAR.....	70

ÖZET

Total kalça protezi ileri evre koksartroz olgularında uygulanabilen etkin bir tedavi yöntemidir. Ağrıyı azaltır, eklem hareket açıklığının artırır ve bunun sonucunda denge ile ilişkili fonksiyonları iyileştirebilmektedir. Çalışmadaki amacımız kliniğimizde primer koksartroz nedeni ile yapılan total kalça protezi ameliyatının denge ile ilişkili fonksiyonlar yönünden sonuçlarını incelemektir.

Çalışmamıza Balıkesir Üniversitesi Tıp Fakültesi Hastanesi'nde 2017-2019 yılları arasında primer koksartroz nedeni ile total kalça artroplastisi yapılan 35 hasta ve aktif yakınması olmayan sağlıklı 48 gönüllü dahil edilmiştir. Altı hastaya bilateral işlem yapılmıştır. Çalışma retrospektif kohort çalışmadır. Tüm hastalara ameliyat öncesi ve ameliyat sonrası son kontrolde Harris Kalça Skoru, Berg Denge Skalası, Düşme Etkinlik Ölçeği, Visuel Analog Skalası, eklem hareket açıklığı ölçümü, fonksiyonel ve gerçek uzunluk farkı ölçümü, ön arka ve lateral kalça grafisi, pelvis ön arka radyografileri bakılmış, düşme öyküleri sorgulanmış ve sonuçlar istatistiksel olarak karşılaştırılmıştır. Tüm gönüllü gruba Berg Denge Skalası, Düşme Etkinlik Ölçeği yapılmış, düşme kayıtları sorgulanmış ve tüm omurga, bilateral kalça ve diz görüntülemeleri yapılmış ve sonuçlar ameliyat edilen hasta grubuyla istatistiksel yöntemlerle karşılaştırılmıştır.

Ameliyat öncesi ve sonrası ile karşılaştırıldığında Harris Kalça Skoru, Berg Denge Skalası, Düşme Etkinlik Ölçeği, Visuel Analog Skalası sonuçlarında ve düşme sayılarında istatistiksel olarak anlamlı derecede iyileşme mevcuttu. Eklem hareket açıklığı ameliyat sonrası belirgin olarak artmıştı. Normal grupla karşılaştırıldığında Berg Denge Skalası ve Düşme Etkinlik Ölçeği Değerleri istatistiksel olarak daha düşük iken düşme sayıları normal grupla benzerdi.

Total kalça protezi denge ile ilişkili fonksiyonları iyileştiren, düşme korkusunu azaltan ve düşme riskini azaltan başarılı bir cerrahidir. Radyografik sonuçlar ve komplikasyon oranları literatür ile uyumlu bulunmuştur. Normal grupla karşılaştırıldığında düşme korkusu ve düşme riski daha yüksektir ve düşme ve beraberinde olabilecek yaralanmalar açısından hastalar bilgilendirilmelidir.

ABSTRACT

Hip osteoarthritis has been seen as an essential risk factor for falls. However, the literature has not researched the frequency and fear of falling during total hip arthroplasty (THA) in the postoperative period. Our study aims to investigate the effect of total hip replacement surgery performed on primary hip osteoarthritis on falls and fear of falling and determine the improvement in balance-related outcomes.

Methods

Thirty-five patients who underwent THA in our clinic between 2017 and 2019 were included in this study. Clinical evaluation of patients; preoperative and postoperative Harris Hip Score (HHS) and Visual Analogue Scale (VAS) were used. Falls and balance-related outcomes were evaluated with the number of falls, Berg Balance Scale (BBS), and Fall Efficacy Scale (FES). Fall and balance-related outcomes evaluations of the patients in the preoperative and postoperative 12th month were compared. The control group consisted of 48 volunteers with similar age and gender characteristics from a similar geographical region. Balance and fall assessments were also compared for the control group after THA surgery.

Results:

Demographic data of patients; the mean age was 61.4 ± 6.7 , BMI 28.9 ± 3.5 , and 17 of the patients (49%) were female. Postoperative BBS and FES scores change statistically significantly. The number of falls decreases during the postoperative period (falls of number preoperative period: 26, postoperative period: 2 in the 12 months). The control group was similar to the patient group in terms of age, BMI, and gender. We observed BBS and FES's 12th-month controls in the patient group were lower than in the control group.

Conclusions:

THA surgery primarily reduces the patient's hip pain and treats joint movements. Still, it is seen in our study that THA both restores balance function and reduces the number of falls and fear of falling, even if the patients are unaware of it.

Keywords: Total hip arthroplasty, falls, fall fear, balance, fall efficacy scale

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 1: Vitalyum kap ile ilk uygulamalar

Şekil 2: Mckee ve Charnley protezi

Şekil 3: Pelvisin kemik yapısı

Şekil 4: Asetabulumun Fibröz ve Kıkırdak Yapısı.

Şekil 5: Proksimal femur

Şekil 6: Femur boynu ile diafiz arasındaki açısal ilişki

Şekil 7: Kalça eklemi ligament yapısı anterior ve posterior görünümü

Şekil 8: Kalça ve uyluk arka taraf kasları

Şekil 9: Kalça ve uyluk ön taraf kasları

Şekil 10: Lumbosakral pleksus

Şekil 11: Kalça eklemi arterleri

Şekil 12: Kalça eklemi ve protez üzerine etki eden kuvvetler

Şekil 13: Trokanter majör osteotomisi ile birlikte abduktör moment kolunun değişmesi

Şekil 14: Medial offseti arttırılmış femoral komponentin abduktör kasların gerginliğine etkisi

Şekil 15: Boyun uzunluğunun arttırılması ile birlikte bacak uzunluğunun artmasının şematik gösterimi

Şekil 16: Baş çapı ve eklem hareket açıklığı ilişkisi

Şekil 17: Çimentolu asetabuler komponent

Şekil 18: Çimentolu femoral komponent

Şekil 19: Wasielewski'nin kadran sistemi

TABLO DİZİNİ

Tablo 1a:Sürekli değişkenler için betimleyici istatistikler

Tablo 1b:Kategorik değişkenler için frekanslar

Tablo 2:Düşme etkinlik ve Berg denge skorları için bağımlı örneklem t testi sonuçları

Tablo 3:Harris kalça ve vas ağrı skorları için Wilcoxon işaretli sıra sayıları testi sonuçları

Tablo 4:Femoral Offset durumlarına göre olan gruplara ilişkin Berg denge skoru için t testi sonuçları

Tablo 5:Berg denge skoru ve düşme etkinlik skorunun fonksiyonel uzunluk farkı ile korelasyonu

Tablo 6a: Düşme etkinlik skorunun operasyon sonrası surelere göre karşılaştırılması

Tablo 6b:Berg denge skorunun operasyon sonrası surelere göre karşılaştırılması

Tablo 7: Düşme sayılarına ilişkin çapraz tablo

GİRİŞ

Kalça eklemi insan vücudunda en fazla yük altında kalan eklemdir. Bu nedenle, fonksiyonel yaşamda doğal olarak dejeneratif artrit yönünden potansiyel risk taşımaktadır.Koksartrozun etyolojisinde gelişimsel kalça hastalıkları (gelişimsel

kalça displazisi vb.) büyüme bozuklukları (Perthes hastalığı, femurbaşı epifiz kayması vb.) travma (femur başı ve femur boyun kırıkları, asetabulum kırıkları, femur başı nekrozu vb.) ve enflamatuvar, otoimmün hastalıklar veya metabolik hastalıklar yer alır. Kalça displazisi ve protrüzyonu gibi kalça deformiteleri mekanik yük paylaşımını bozarak kalça ekleminde sekonder olarak dejeneratif değişikliklere neden olurlar Ayak başparmak metatarsofalangeal eklem ve diz ekleminde sonra en sık osteoartrit gelişen 3. eklemdir. Dejeneratif artrit gelişen bir kalçada tedavinin asıl amacı ağrıyı gidermek ve normale yakın bir kalça eklem hareket aralığı oluşturmaktır. Birçok nedenle etkilenen ve kırıkta bulunan yapının fizyolojik özelliğinden dolayı yıpranmış olan kalça eklemine doğal yapısına dönüştürmek günümüzde halen mümkün değildir. Kalça problemlerine yönelik osteotomiler, rezeksiyon artroplastileri ve kalça artrodezi gibi yöntemler nadir ve sınırlı endikasyonlarda uygulanabilmektedir. Total kalça artroplastisi ileri evre koksartrozda ve ciddi ağrıya neden olan durumlarda başarılı ve yaygın olarak uygulanan bir yöntemdir.

Kalça eklemindeki değişiklik ve patolojiler kalça eklemine komşu eklemleri de etkilemektedir. Koksartrozlu hastalardaki kronik bel ve diz ağrılarının, spinopelvik bileşkede değişikliklere ve omurgada denge bozukluğuna, postür bozukluklarına neden olduğu bilinmektedir.(kaynak balans)

Düşme ve sonrasında oluşan yaralanmalar önemli bir halk sağlığı problemidir[1]. Avrupa’da yaşayan 65 yaş üstü popülasyonun üçte biri her yıl en az bir kez düşmeyle karşılaşmaktadır[2,3]. Bu düşme vakalarından sonra %25-60 yaralanma görülmekte, %5-10 kırıkla sonuçlanmaktadır[2-5]. Düşme korkusu düşme vakalarından sonra gözlenebilmekte ve ciddi aktivite kısıtlılığına neden olup fiziksel fonksiyonları azaltmaktadır[6]. Bu nedenle düşmeden koruma programları önemli bir sosyal gerekliliktir. Yaşlı popülasyonda düşme açısından en önemli risk faktörleri kas kuvvetsizliği, yürüme ve denge problemleridir[7]. Kalça osteoartriti de önemli risk faktörlerindendir ve her yıl hastaların %40-45’i en az bir düşme vakası yaşamaktadır[8,9]. Son dönem kalça osteoartriti olan hastalarda ciddi kalça disfonksiyonları görülmektedir (kalça ağrısı, bacak uzunluk eşitsizliği, azalmış kalça ROM, kas kuvvetsizliği vb.). Bütün bunlar düşme riskini arttıran etmenlerdir. Yaşlı insanlarda düşme riskini arttıran önemli bir etmende denge ile ilişkili fonksiyonun kaybıdır[10,11].Balans kompleks bir fonksiyondur. Hareket esnasında vücut

pozisyonunu duyuşal verilerle algılayıp uygun motor cevap verme kabiliyeti gerektirir[12]. Günlük aktiviteleri yaparken postural stabiliteyi devam ettirebilmek için olmazsa olmazdır[13].

Literatürde total kalça protezi ameliyatının balans ile ilişkili fonksiyonlar üzerine etkilerini inceleyen az sayıda makale bulunmaktadır. Bu çalışmadaki amacımız kliniğimizde primer kalça osteoartriti zemininde yaptığımız total kalça protezi ameliyatının klinik ve fonksiyonel sonucunu incelemek ve total kalça protezi ameliyatının düşme ve denge ile ilgili fonksiyonlar üzerine etkilerini değerlendirmektir. Hipotezimiz total kalça protezi, ameliyat sonrası düşme ve kırık gelişimini azaltmakta ve denge ile ilişkili fonksiyonları iyileştirmektedir.

Tarihçe

Kalça eklemine dejeneratif ve travmatik hastalıklarında cerrahi tedavi çok eski zamanlardan beri yapılmıştır ancak günümüzdeki cerrahi tekniklere benzer teknikler 19. Yüzyılın sonu 20. Yüzyılın başından itibaren uygulanmaya başlamıştır. İlk olarak 1840 yılında genel cerrah olan Carnochan mandibula eksizyonu sonrası şimşir ağacı kullanarak interpozisyon artroplastisi uygulamıştır. Verneuil, 1860 yılında kas ve fasya kullanmıştır. 1890'da Lexer ve Payi tensor fasya lata kasını kullanırken, Loewe bu amaçla cilt kullanmıştır. İnterpozisyon artroplastisi amacı ile farklı materyaller kullanılsa da sonuçlar hep başarısız olmuştur. Bu başarısızlıklar üzerine Amerikalı cerrah Smith-Petersen alternatif bir yöntem olarak 1923 yılında "kalıp artroplastisi" kavramını bildirmiştir[14]. Bir hastasının uyluğundan çıkardığı camın etrafında sinovyum benzeri bir dokunun oluştuğunu tespit etmiş ve iyi şekillendirilmiş bir camın kalça eklemine yerleştirilirse etrafında sinovyum oluşacağını sonuç olarak başarı sağlanacağını bildirmiştir. Yerleştirilen cam materyaller birkaç ay içinde kırılmış olsa da, sonuçların ümit verici olması daha dayanıklı materyallerin geliştirilmesini teşvik etmiştir. Venable ve Stuck vitallium adını verdikleri kobalt, krom ve molibden alaşımı kullanarak uyguladıkları protezlerin sonuçlarını yayınlamışlar ve doku reaksiyonu gelişmediğini gözlemlemişlerdir[15]. Daha sonra Smith Pettersen de vitallium kap kullanmaya başlamıştır(şekil).



Şekil 1: Vitalyum kap ile ilk uygulamalar

1939 yılında Moore kobalt-krom materyal ile hazırladığı endoprotezi 3 hastada uygulamıştır[16]. Judet kardeşler 1946 yılında akrilik femoral baş ve intertrokanterik bölgeyi geçen akrilik femoral stemden oluşan endoprotezi uygulamışlar ancak ciddi aşınma problemi nedeni ile daha sonra akrilik yerine kobalt krom kullanmışlardır[17]. Daha sonra McKeever, Vallsve Thomson endoprotezlerle alakalı modifikasyonlar geliştirmişlerdir ancak bir çoğu başarısızlıkla sonuçlanmıştır[18–20]. Moore 1950’li yılların başlarında intramedüller femoral stemli ilk vitalyum endoprotezi uygulamıştır. Bu protezde ağırlığı azaltmak ve proteze kemik büyümesi sağlamak amacı ile boşluklar mevcuttu. Ancak stemin kısa, eğimli olması ve sadece tek boyutun olması bununda tüm femurlara uymaması nedeni protezde erken dönemde gevşeme görülmüştür. Bu nedenle 1961 yılında Moore daha uzun ve düz stemli endoprotezler kullanmaya başlamıştır. Thompson benzer protezi boşuksuz olarak kullanmıştır ve bu protez daha sonra sement kullanımına izin vermesi açısından önem arz etmektedir[21].

1948’de Philip Wiles, paslanmaz çelikten bir ball-socket kalça protezi yerleştirdi, ancak mekanik yetmezlik meydana geldi[22]. Üç yıl sonra, McKee ve Watson-Farrar paslanmaz çelik total kalça protezi kullandılar, McKee’nin femur tarafındaki lag vidasını modifiye ettiler ve metal bir asetabuler bileşen kullandılar[23]. McKee, 1956’da, bir Thompson endoprotezi ve asetabulumdaki küresel bir soket kullanarak bu protezi değiştirdi.

1958 yılında Charnley femoral ve asetabuler komponentlerin fiksasyonu amacı ile ilk defa metil metakrilat sement kullanmıştır ve sonunda komponentlerin sıkı bir şekilde fikse edilebilmesinin mümkün olduğu gösterilebilmiştir[24]. Charnley'in total kalça protezine en önemli ikinci katkısı ise metal femoral baş ile eklemlenen plastik materyal olarak teflon malzeme kullanmasıdır.(Şekil) İlk teflon kullanımı başarısız olmuştur, çünkü sürtünme azalmış olsa da, teflon aşınmıştı ve aşınma partikülleri reaktifti. Bu nedenle 1961'de asetabular ünite için yüksek yoğunluklu polietilen kullanmaya başladı.

İlk protezlerde asetabulum için yüksek yoğunluklu polietilen (High Density Poly Ethylene-HDPE) kullanmışsa da, daha sonra ultra yüksek molekül ağırlıklı polietilen (Ultra High Molecule Weighted Poly Ethylene-UHMWPE) kullanmaya başlanmıştır[25]. Moore protezinde 40 mm olan femur başı çapını 22 mm'ye indirmiştir. Böylece sürtünme kuvveti kaldıraç kolunu azaltmayı ve hareketteki zorlanmayı gidermeyi amaçlamıştır. Son olarak poroz kaplı ve hidroksiapatit kaplı protezler kullanılmaya başlanmıştır.



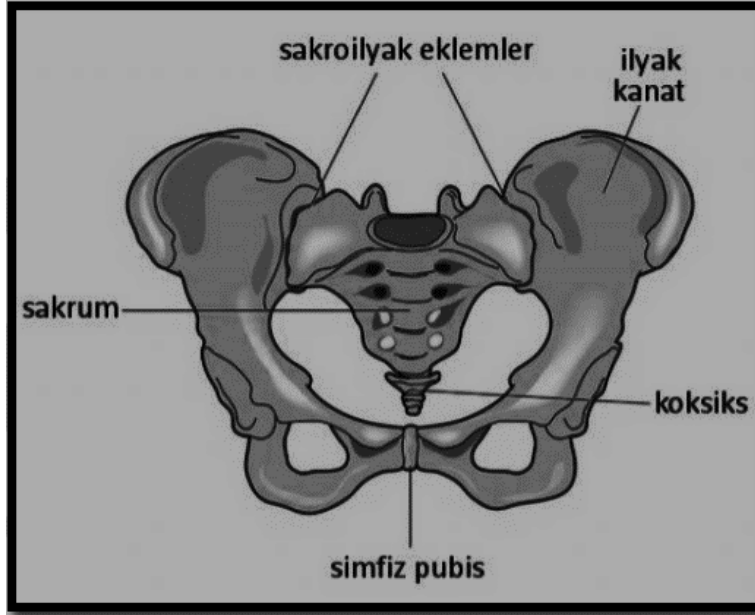
Şekil 2:Solda Mckee sağda Charnley protezi

İlk protezlerde asetabulum için yüksek yoğunluklu polietilen (High Density Poly Ethylene-HDPE) kullanmışsa da, daha sonra ultra yüksek molekül ağırlıklı polietilen (Ultra High Molecule Weighted Poly Ethylene-UHMWPE) kullanmaya başlanmıştır[25]. Moore protezinde 40 mm olan femur başı çapını 22 mm'ye

indirmiştir. Böylece sürtünme kuvveti kaldıraç kolunu azaltmayı ve hareketteki zorlanmayı gidermeyi amaçlamıştır. Son olarak poroz kaplı ve hidroksiapatit kaplı protezler kullanılmaya başlanmış.

KALÇA ANATOMİSİ

Kalça eklemi, enartroz grubu bir eklemdir. Küre şekilli femur başı ile pelvis üzerinde içbükey bir yüzey olan asetabulum arasında yer almaktadır. Pelvis, ilium, iskium ve pubis adı verilen üç ayrı kemiğin birleşiminden oluşur[26].



Şekil 3: Pelvisin kemik yapısı

Pelvis

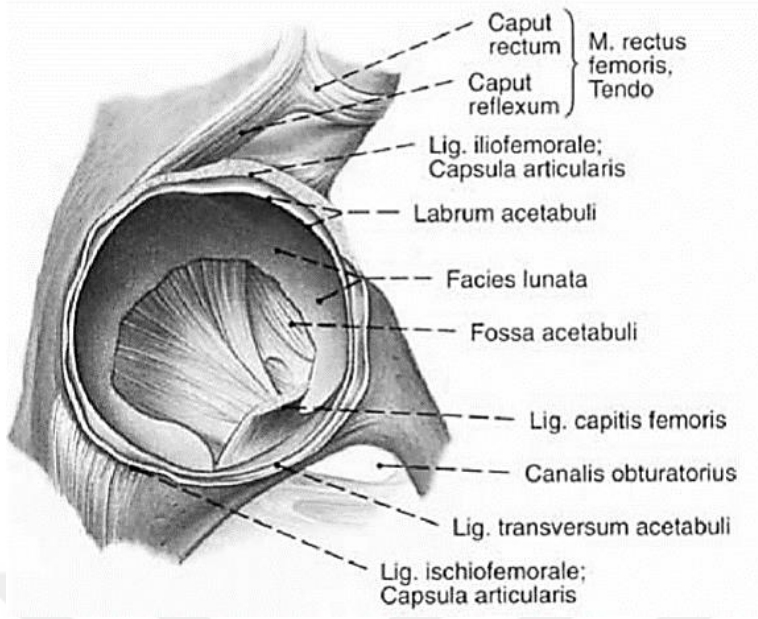
İliak kemik, pelvisin en geniş yapısıdır ve üst kısımda yer alır. Musculus iliacus kemiğin iç yüzeyine, musculus gluteus medius ve minimus dış yüzeyine yapışır. Kemiğin üst kenarına crista iliaca ismi verilir. İliak krestin üzerinde iliak apofiz bulunur ve bu apofizin kapanması büyümenin tamamlandığını gösterir[27]. Musculus

sartorius ve inguinal ligamentin başlangıç noktaları olan spina iliaca anterior superior iliak kemiğin önemli yapılarından biridir[28].

Diğer bir kemik ishium pelvisin alt kısmında bulunur. Korpus ve ramus olmak üzere iki kısımdır. Asetabulumun yapısına katılan kısmı korpustur. Ramusta hamstring kasları için yapışma bölgesi olan tüber iskiadikum bulunur.

Pelvisin ön alt kısmında pubis bulunur. Üç kısımdan oluşur: Korpus, ramus superior ve ramus inferior. Asetabulum yapısına katılan kısmı korpustur. Ramus superior karşı taraf ramus superior ile simfizis pubisi oluştururken ramus inferior ishiumla birleşir.

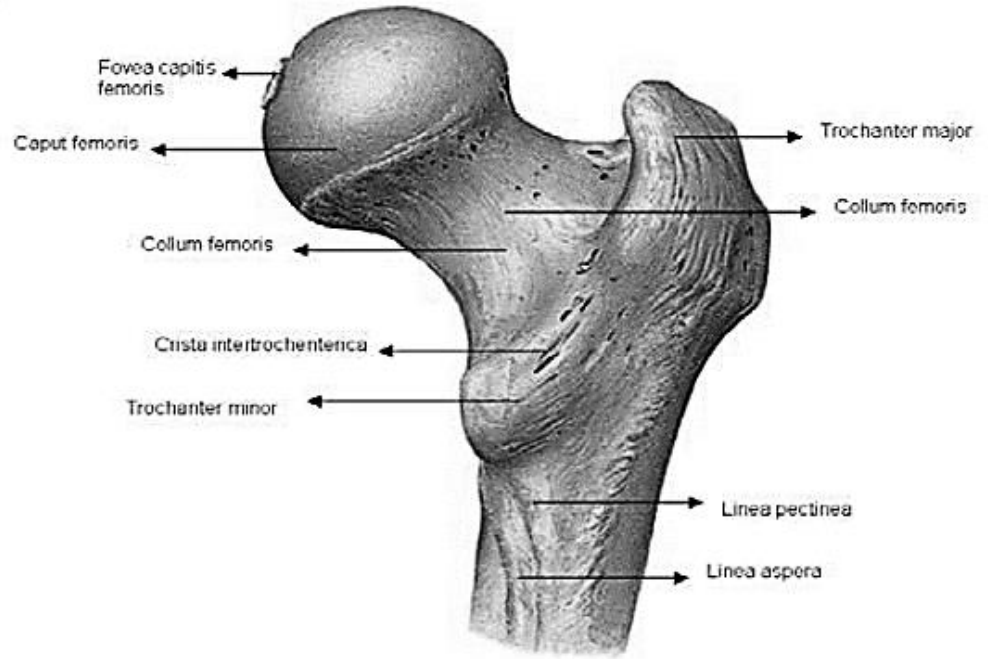
Pelvis dış yüzünde femur başı ile eklem yapan asetabulum bulunur. Asetabulumun alt bölgesinde incisura asetabuli ismi verilen bir çentik bulunur. Bu çentiğin arasında fibröz bir yapı olan transvers asetabuler ligament vardır. Yukarı doğru gidildiğinde asetabuler rim çevresini kaplayan eklem yüzeyini genişleten fibröz bir yapı olan labrum görülür. Bu yapı eklem sıvısının dışarı çıkmasını önler, kalçanın dislokasyonuna karşı koyan bir negatif basınç oluşturur, aynı zamanda kalça üzerine binen yük eşit dağıtılarak kıkırdak yüzeye binen yük azaltılır[29]. Femur ile eklem yüzeyini oluşturan bölüme lunat faset adı verilir. Yarım ay şeklinde açıklığı inferiora bakan hyalin kıkırdakla örtülü bir yapıdır. Asetabulum ortasında kıkırdak yüzeyin orta noktasında yağ doku ile dolu bir çukur vardır ve fossa asetabuli ismini alır[30,31]. Fossa asetabuli duvarlar incedir bu nedenle asetabuler oyma işlemi sırasında kemik defekt oluşturmamak adına dikkatli olmak gerekir.



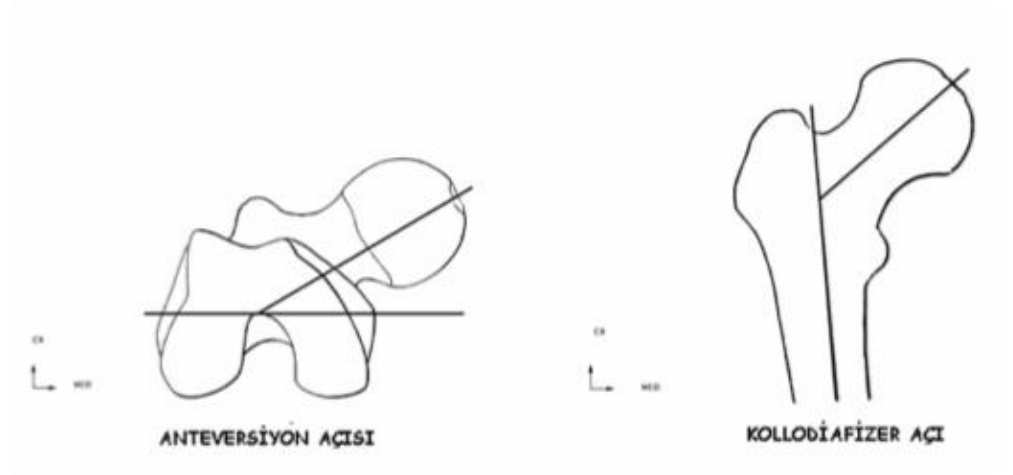
Şekil 4: Asetabulumun Fibröz ve Kıkırdak Yapısı

Femur

Femur vücudun en uzun kemiğidir. Proksimal, gövde ve distal olmak üzere 3 bölümde incelenir. Femur başı, femur boynu, trokanter majör ve trokanter minör proksimal bölümün önemli elemanlarıdır. Femur başı ligamentum teres'in yapıştığı alan haricinde hiyalin kıkırdak ile kaplıdır. Ligamentum teres insisura asetabulinin dış kenarından başlar ve kalça abduksiyon ve dış rotasyon hareketlerini sınırlar. Femur başını femur cismine bağlayan bölgede femur boynu bulunur ve femur shaftı ile arasındaki 120-130 derecelik açıya kollodiyafer açısı denir. Koronal düzlemde femur boyununun posterior epikondiler hat ile arasında 15 derecelik bir açı vardır ve bu açıya da femoral anteversiyon açısı denir. (şekil 2.4.). Bir başka önemli yapı trokanter majör kalça abduktörleri için yapışma yeridir. Büyük trokanterin en tepe noktası femur başı merkezi ile aynı seviyededir. Trokanter minör ise boyunun cisim ile birleştiği arka alt ve iç kısımdaki çıkıntıdır. İliopsoas kası bu bölgeye yapışır. Total kalça protezi cerrahisi sırasında femoral stem yerleştirilirken önemli bir referans noktadır.



Şekil 5: Proksimal femur



Şekil 6:Femur boynu ile diafiz arasındaki açısal ilişki

Femur shaftında kalın bir kortikal kemik tabaka bulunur. Ancak proksimal ve distal bölümlerde kortikal kemik incedir ve spongiyoz kemik hakim olan yapıdır.

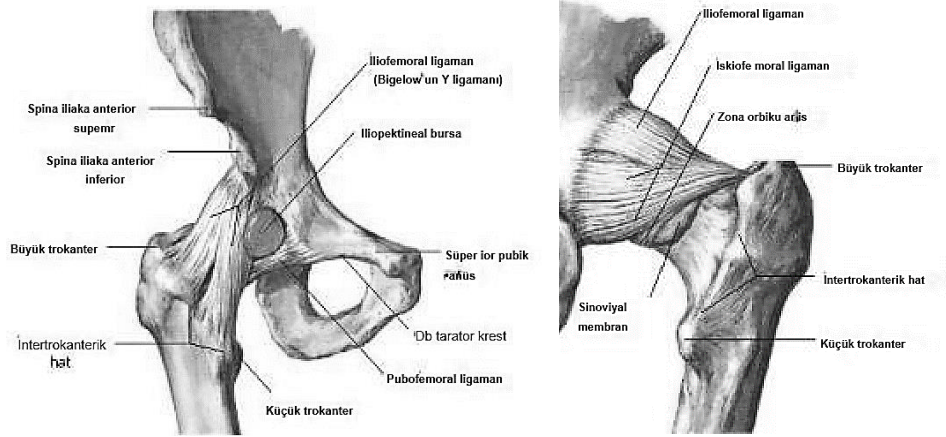
Proksimal bölümde yer alan bu spongiyöz kemik yapısı 1898 yılında Ward tarafından tarif edilen özel bir absorbsiyon sistemi oluşturur. Bu bölgedeki kemiğin sağlamlığını ve stabilitesini sağlayan asıl trabeküler kolonun, ince lameller kolonlar halindeki trokanterik bölgede dış kortekse yakın kalkar bölümünden başlayarak, yay gibi kollumun yukarı ucuna doğru uzandığı ve sonra caput femorisin alt yüzüne doğru dönerek caput femorisdeki yüklenmeye ve basınca karşı bir kubbe oluşturduğunu Ward tariflemiştir.

Eklemler Kapsülü ve Ligamanlar

Kalça eklem kapsülü vücudun en sağlam yapılarından biridir ve çeşitli bağlar tarafından kuvvetlendirilir. Sirküler ve longitudinal lifler mevcuttur. Sirküler lifler femur boynu çevresinde zona orbicularis'i oluşturur. Kapsülün fibröz tabakası önde trokanter majöre ve linea intertrokanterika'ya arkada krista intertrokanterika'nın 1,5 cm kadar iç tarafına yapışır. Yani femur boynunun posterolateralinde kapsül yoktur. Kapsül bazı yerlerde kalınlaşmıştır. Bu kalınlaşmış bölgelerde 3 ayrı ligament bulunur.

Ligamentum iliofemorale

Bertin bağı veya Bigelow'un Y ligamenti olarak da isimlendirilir. Bu bağ spina iliaca anterior inferior'dan başlar aşağıya ve dışa uzanır ve linea intertrokanterika'ya yapışır. Bağların en kalınıdır. Ayakta dik durma sırasında kalçayı stabilize eden tek bağıdır ve kalçanın ekstansiyonu sırasında pelvisin arkaya gitmesine engel olur[32,33].



Şekil 7: Kalça eklemi ligament yapısı anterior ve posterior görünümü (Netter Ortopedik Anatomi Atlası 2003)

2- Ligamentum pubofemorale: Eklem kapsülünün ön-alt kısımda yer almaktadır. Pubisin korpusu ve süperior ramusundan başlar, aşağı dışa uzanarak femur boynunun alt kısmında trokanter minörün önündeki çukura yapışır. Uyluğun ekstansiyon hareketinden başka fazla abduksiyon hareketini de engeller ve femur başını iç yandan destekler[33].

3- Ligamentum iskiiofemorale: Söz edilen 3 ligamentin en ince olanıdır. Asetabulumun arkasında ve altında iskiyumun korpusundan başlar üst lifler horizontal olarak ve alt lifler yukarı doğru kavisli olarak dışa uzanır ve femur boynunun üst arka kısmına yapışır. Femurun aşırı posteriora hareketini engeller ve aynı zamanda iç rotasyon hareketini de frenler[33].

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

Ligamentum capitis femoris: Yassıdır, üçgen şekillidir ve asetabuler çentik ile fovea arasında uzanır. Arteria obturatoria'nın bir dalı olan arteria centralis bu bağın içinden geçerek femur başını besler.

Kalça Eklemi Fonksiyonuna Etki Eden Kaslar

1. Uyluk ekstansorları: M. gluteus maksimus, M. biceps femoris'in uzun başı, M. semitendinosus, M. semimembranosus.

2. Uyluk fleksorları: M. iliopsoas, M. tensor fasciae latae, M. sartorius, M. rektus femoris.

3. Uyluk dış rotatorları: M. piriformis, M. gemellus superior ve inferior, M. obturatorius internus ve eksternus, M. kuadratus femoris.

4. Uyluk iç rotatorları: M. gluteus medius, M. gluteus minimus, M. Tensor fasciae latae, M. rektus femoris.

5. Uyluk abduktörleri: M. gluteus medius, M. gluteus minimus, M. Tensor fasciae latae.

6. Uyluk adduktörleri: M. adduktor longus, M. adduktor brevis, M. Adduktor magnus, M. pektineus, M. Gracilis.

Kalçanın Ön Tarafındaki Kaslar

M. İliakus: Yalpaze şeklindedir, fossa iliaca'dan başlar. M. Psoas major ile birleşerek m. iliopsoas'ı oluşturur ve trokanter minöre yapışır. M. İliopsoas uyluğa veya uyluk sabit iken gövdeye fleksiyon yaptırır ve uyluğa dış rotasyon yaptıran kıştır. Uyluğun en güçlü fleksörüdür. M. İliakus N. Femoralis tarafından inerve edilir.

M. Psoas Major: Son torakal ve tüm lomber vertebraların transvers çıkıntılarından köklerinden, gövdelerinden ve aralarındaki disklerden başlayıp, distalde m. iliakus ile birleşerek m. iliopsoas'ı oluşturur. M. Psoas major plexus lumbalis'ten gelen dallar tarafından inerve olur. Kalça eklemine fleksiyon ve dış rotasyon yaptırır.

M. Psoas Minör: Uzun silindirik bir kas olup, M. Psoas major'un ön tarafında bulunur. M. Psoas Major'un önünde son torakal ve ilk lomber omurlardan başlar. Pekten Ossis Pubis, Eminensiya İliopubika ve Fasiya İliaka'da sonlanır.

Kalçanın Arka Tarafındaki Kaslar

M. Gluteus Maksimus: Vücudun en büyük ve en kalın kasıdır. Bu kas uyluğun en kuvvetli ekstansörüdür. Ayrıca uyluğa dış rotasyon yaptırır. Üst lifleri abduksiyona, alt lifleri adduksiyona yardım eder. Traktus iliotibialis vasıtasıyla diz ekleminin ekstansiyon pozisyonunda kalmasını sağlar. Uyluk sabit iken gövdeye ekstansiyon yaptırır. Siniri N. Gluteus inferior'dur.

M. Gluteus Medius: Yalpaze şeklinde kalın bir kas olup M. Gluteus maksimusun altında bulunur. Uyluğa abduksiyon ve iç rotasyon yaptırır. Uyluk tespit edildiği zaman, en kuvvetli çalışır. Bu hareket yürüme sırasında, pelvisin yerden teması kesilmiş ekstremité tarafına düşmesini önler. M. Gluteus medius felcinde ördekvari

yürüyüş denilen durum ortaya çıkar. Hasta vücudunu felçli tarafa eğerek yürür (Trendelenburg testi). Siniri N. Gluteus superior'dur.

M. Gluteus minimus: M. Gluteus mediusun derininde bulunan ve ondan daha küçük olan yelpaze şeklinde bir kastır. Görevi uyluğa abduksiyon ve iç rotasyon yaptırmaktır. Siniri N. Gluteus superior'dur. M. Tensor Fasiya Lata: Uyluğa fleksiyon abduksiyon yaptırır. Sonlandığı traktus iliotibialis, diz ekleminin transvers ekseninin önünden geçmesi nedeniyle, M. Gluteus maksimus ile diz ekleminin ekstansiyon pozisyonunda kalmasını sağlar. Siniri N. Gluteus superior'dur.

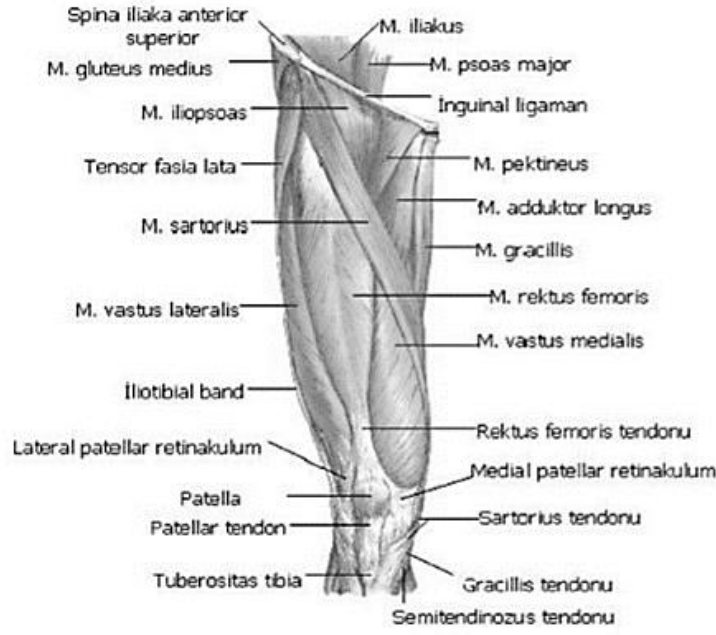


Şekil 8: Kalça ve uyluk arka taraf kasları (Netter Anatomi Atlası 2002)

Uyluğun Dış Rotator Kasları

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

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



Şekil9: Kalça ve uyluk ön taraf kasları (Netter Anatomi Atlası 2002)

M. Gemellus Superior: Uyluğa dış rotasyon yaptırır. N. obturatorius internus tarafından innerve edilir. **M. Gemellus İnferior:** Uyluğa dış rotasyon yaptırır. N. kuadratus femoris tarafından innerve edilir.

M. Kuadratus Femoris: Uyluğa dış rotasyon ve adduksiyon yaptırır. Siniri pleksus sakralis'in dalı olan N. kuadratus femoris'dir.

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

Uyluğun Ön Tarafındaki Kaslar

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

M. Kuadriseps Femoris: Dört kasın birleşmesinden oluşur;

a) M. Rektus Femoris: Kaput Rektum'u, Spina İliaka Anteroinferior, Kaput Fleksum'u Asetabulumun superiorundan başlar.

b) M. Vastus Lateralis: Linea İntertrokanterika üst dış kısmı, Trokanter Major ön kısmı, Labium Laterale Linea Aspera üst dış yarısından başlar.

c) **M. Vastus Medialis:** Linea İntertrokanterika alt iç yarısı, Labium Mediale Linea Aspera'dan başlar.

d) **M. Vastus Intermedius:** M. Rektus Femoris derininde olup Linea İntertrokanterika 'nın distalinden başlar. Bu üç kasın kirişi kuadriseps tendonu olarak patella üst polüne tutunur. Bacağın en kuvvetli ekstansorudur. Siniri N. Femoralis.

Uyluğun İç Tarafındaki Kaslar

M. Gracilis: İskiopubis kolunun üst, Simfizis Pubis'in alt yarısından başlar. Pes Anserinus'a katılır. Uyluğa adduksiyon ve bacağı fleksiyon yaptırır. Siniri N. Obturatorius.

M. Pektineus: Pekten Osis Pubis'den başlar. Linea Pektinea'da sonlanır. Uyluğa adduksiyon ve fleksiyon yaptırır. Siniri N. Femoralistir.

M. Adduktor Longus: Ramus Superior ve Inferior Pubis arasından başlar. Labium Mediale Linea Aspera orta 1/3'de sonlanır. Uyluğa adduksiyon yaptırır. Siniri N. Obturatorius.

M. Adduktor Brevis: Ramus Inferior Osis Pubis'den başlar. Labium Mediale Linea Aspera üst 1/3'de sonlanır. Uyluğa adduksiyon yaptırır. Siniri N. Obturatorius.

M. Adduktor Magnus: Ramus Osis İskii ve Tuber İskiadikum'dan başlar, Labium Mediale, Linea Aspera boyunca yapışır. Siniri N. Obturatorius.

M. Adduktor Minimus: M. Adduktor Magnus'un pubis kolundan başlayarak Tuberositas Glutea'nın iç tarafına uzanan lifleri içerir.

Uyluğun Arka Tarafındaki Kaslar

M. Biceps Femoris: Kaput Longum'u, Tuber İskiadikum'dan, Kaput Breve ise Labium Laterale Linea Aspera alt yarısından başlar. Fibula başında sonlanır. Bacağa fleksiyon ve uyluğa ekstansiyon yaptırır. Siniri Kaput Longum, N. Tibialis, Kaput Breve, N. Peronealis Kommunis tarafından inerve edilir.

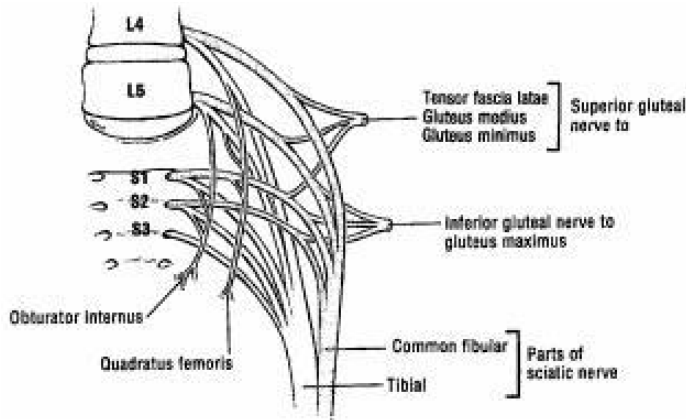
M. Semitendinosus: Tuber İskiadikum'dan başlar. Tibia iç kondili arkasında, Lig. Popliteum Arkuatum, lig. Popliteum Oblikum'da sonlanır. Uyluğa ekstansiyon ve bacağı fleksiyon yaptırır. Siniri N. Tibialis'dir.

M. Semimembranosus: Tuber İskiadikum'dan başlar ve yassı aponevrotik bir yapı olarak aşağı uzanır. Kasın sonuç kirişi Fossa Poplitea'nın medialinden geçerek diz eklemi hizasında üç gruba ayrılır. Esas bölümü, tibia iç kondil arka bölümünde sonlanır. İkinci bölümü Lig. Popliteum oblikum yapısına katılır. Üçüncü bölümü lig. Popliteum Arkuatum'un yapına katılır. Uyluğa ekstansiyon ve bacağı fleksiyon yaptırır. Siniri N. Tibialis'dir.

Kalça Çevresinin Nörovasküler Yapısı

Nörolojik Yapı

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



Şekil 10: Lumbosakral pleksus

N.Femoralis: L2, L3 ve L4 köklerinin dallarından oluşur. Femoral arterin lateralinde yer alır. Pelviste iliopsoas üzerinde seyrederek uyluğa femoral üçgünden girer. Çok sayıda dallara ayrılarak, M.iliacus, M.pectineus, M. sartorius ve M.quadricepsin

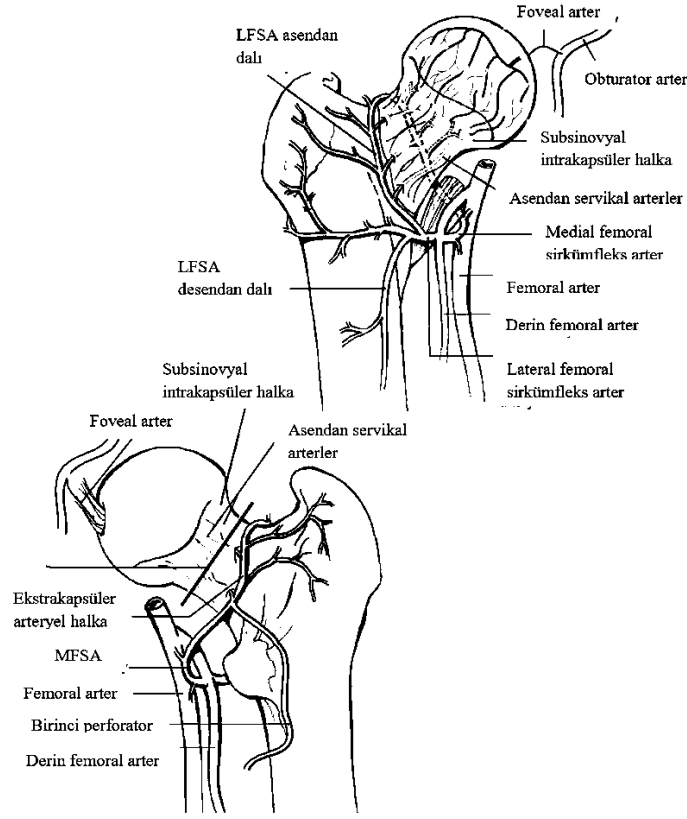
motor innervasyonunu sağlar. Uyluğun anteromedialinin duyusal innervasyonunu sağlar.

N.Gluteus Superior: L4, L5, S1'in köklerinin dallarından oluşan bu sinir, fossa suprapiriformeden aynı adı taşıyan arter ve ven ile birlikte geçerek gluteal bölgeye gelir. Superior gluteal damarların derin dalları ile birlikte M.gluteus medius ve M.gluteus minimus arasında dışarıya doğru ilerler. M.gluteus medius, minimus ve tensor fascia lata'yı innerve eder.

N.Gluteus Inferior: L5, S1, S2 köklerinin dallarından oluşur. Foramen infrapiriformeden aynı adı taşıyan arter ve ven ile birlikte n.ischiadicus, a. v. pudenda interna, n.pudendus ile beraber geçerek gluteal bölgeye ulaşır. Bu bölgede M.gluteus maximus'un ön yüzünden aşağı ve dış yana doğru ilerler, M.gluteus maksimusa motor dallar, kalça eklemi kapsülüne ise duyusal lifler verir.

Kalça Eklemi Arterleri

Kalça eklemi ve çevresindeki vasküler anatomi ayrıntılı olarak Crock tarafından tarif edilmiştir[34]. Buna göre arteriyel yapı üç grupta incelenir (Şekil 6). Ektrakapsüler arteriyel çember ilk gruptur. Bu yapı anteriorda lateral femoral sirkümfleks arterin (LFSA), posteriorda medial femoral sirkümfleks arterin (MFSA) uzantılarının femur boynu tabanında birleşmesiyle oluşturulur. Yenidoğanda döneminde femur başı beslenmesinde bu iki damar eşit rol üstlenir. Erişkin dönemgelindiğinde beslenmenin %80'i MFSA'nın dali olan lateral epifizyel arterden sağlanır. İkinci grup retinaküler damarlardır. Ektrakapsüler arteriyel çemberden çıkan asendan servikal damarlar anteriorda kapsülü delerek, posteriorda orbiküler liflerin altından geçerek artiküler kıkırdak seviyesine kadar ulaşırlar. Kapsül içindeki bu damarlar retinaküler arter ismini alır. Dört ana grupta toplanırlar (anterior, medial, lateral ve posterior). En önemli bölümleri MFSA'nın derin dalından kaynaklanır[35–37]. LFSA ve metafizyel damarların katkısı çok azdır[37,38]. Artiküler kıkırdağın sınırında subsinovyal arteriyel çember olarak tanımlanan ikinci bir çember oluştururlar[39]. MFSA'nın derin dalının terminal dalları posterosuperior bölgede artiküler kıkırdak proksimalinden femur başına penetre olur[40]. Kalça eklemindeki üçüncü arter ligamentum teres içinden ilerleyen foveal arterdir. Obturator arterin dalıdır. Femur başının beslenmesindeki rolü erişkinde çok azdır.



Şekil 11: Kalça eklemi arterleri

Kalça Biyomekaniği

Kalça eklemi ball-socket tarzı geometrik yapısı sayesinde geniş bir hareket açıklığına sahiptir. Üzerine binen yükleri de eklem yüzeyleri aracılığı ile distale iletir. Kalça ekleminin maksimum hareket kapasitesi 140°'lik fleksiyon-ekstansiyon, 75°'lik abduksiyon-adduksiyon ve 90°'lik rotasyon aralığıdır. Yürüme sırasında bu açısal değerlerden daha az eklem hareket açıklığı yeterli olur. Yürüme sırasında 50°-60° fleksiyon ekstansiyon ve minimal abduksiyon, adduksiyon ve rotasyon olması fonksiyonellik açısından yeterlidir[41].

Yürümenin her fazında kalça ekleminin biyomekanik özellikleri farklılık arz eder. Kalçanın yürüme esnasındaki biyomekaniği iki durumda incelenir. Bunlardan biri iki ayak yere basarken yani ayakta durma pozisyonunda incelenir ve buna statik denge denir. Diğeri ise yürüyüşün stance fazında yani tek ayak üzerinde dururken

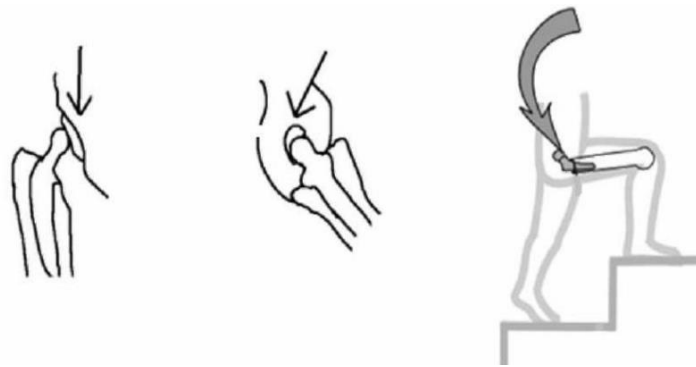
incelenir ve buna da dinamik denge adı verilir. Pauwells, yürüme sırasında femur başına ve çevresine etki eden bileşke kuvvetleri hesaplamıştır[42]. Buna göre kalça eklemine etki eden bileşke kuvvetler, yürüme sırasında femoral başın anterosuperiorunda küçük bir alanını etkilemektedir. Bileşke kuvvetlerinin yönü, femur boynundaki gerilme ve stres kuvvetlerinin dağılımını belirlemede yardımcı olmaktadır. Normal aktivitelerde femur boynunun inferioruna kompresif kuvvetler etkilidir. Tek ayak üzerinde veya dengeli durma esnasında boynun süperiorunda gerilme kuvvetleri görülmezken, dengesiz pozisyonda durma esnasında boynun süperiorunda farklı gerilme kuvvetleri gözlenir [43]. Femur başının yük altında kalan anatomik bölümleri yürümenin farklı evrelerinde değişkenlik gösterir. Topuk yere değdiğinde anterosüperomedial alan yük altında kalırken parmak uçlarının yerle temasının kesildiği anda posterosuperolateral bölge yük altındadır[44]. Ayakta dururken her iki kalçaya eşit yük gelir. Tek kalçaya binen yük kabaca vücut ağırlığının yarısı kadardır. Yürümenin salınım fazında sol ayak yerden kaldırılması ile, vücudun sol yanının ağırlığı gövde ağırlığına eklenir ve normalde gövdenin ortasından geçen ağırlık merkezi sola kayar. Dengeyi sağlamak amacı ile abduktör kaslar kasılır ve karşı kuvvet uygularlar. Bu durumda sağdaki femur başına gelen yük iki kuvvetin toplamına eşittir. Oluşan her kuvvet, kaldıraç kollarının uzunluğu ile ters orantılıdır. Abduktör kaldıraç kolun uzun olması durumunda, kaldıraç kolları arasındaki oran küçülür. Dengeyi sağlamak için gerekli abduktör kuvvet daha az ve femur başına gelecek yük daha küçük olacaktır[43].

Kalça biyomekaniği, klinik ile uyumlu hale getirildiğinde valgus deformitesinde abduktör kaldıraç kol kısalmır. Böylece abduktör kas mukavemeti artar ve femur başına binen bileşke yük taşınan ağırlığın 7-8 katına çıkar. Hasta bunun sonucunda kalçaya binen yükü ve ağrıyı azaltabilmek adına vücudunu o taraf kalçaya doğru eğerek; böylelikle ağırlık merkezi o yöne doğru yer değiştirir. Sonuç olarak abduktör kas mukavemeti ve femur başına gelen toplam yük azalır. Böylelikle kalçaya gelen yükü azaltmaya yönelik trendelenburg yürüyüşü ve aksama gözlenir[43].

Total kalça protezi ameliyatlarında femur boynunun normal uzunluğunun korunmasında dikkat edilmelidir. Yeterli uzunlukta abduktör kaldıraç kolu sağlanırsa yani femoral offset uygun olarak ayarlanırsa proteze etkiyen toplam kuvvet azalır ve

protezin aşınma ihtimali azalarak ömrü uzatılabilir. Total Kalça Artroplastisi'nde başarısızlığın nedenlerinden olan aseptik gevşeme ve femoral stemin kırılması genellikle teknik veya biyomekanik sorunlardanmeydana gelir.

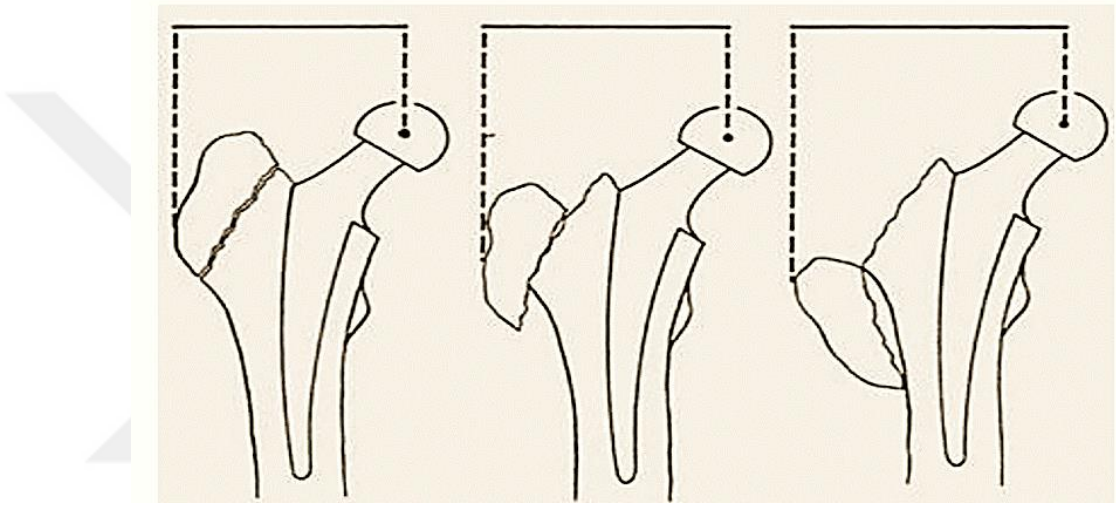
Kalça eklemine binen yükler sadece koronal planda değil; aynı zamanda sagittal planda da etkili olur. Sagittal düzlemden bakıldığında vücudumuzun ağırlık merkezinin ikinci sakral vertebranın hemen önünde, yani kalça eklemine posteriorunda olduğu görülür. Buna bağlı olarak femoral steme posteriora doğru da bir kuvvet etkimektedir. Koronal ve sagittal düzlemde etki eden kuvvetlerin birlikteliği femoral stem üzerinde rotasyonel bir kuvvet oluşturur. Kalça fleksiyona geldiğinde ve yüklenme olduğunda (merdiven inip-çıkma, oturduğu yerden kalkma gibi) kalçaya etki eden kuvvet artar ve artan bu kuvvetlerin etkisi ile femoral komponent arkaya doğru itilerek retroversiyona döner (Şekil). Bu mekanizma esas alınarak biyomekanik çalışmalar yapılmış ve bu çalışmaların sonuçları doğrultusunda femoral stemin rotasyonel stabilitesini artırmak adına steminfemur metafizine yerleşen bölgesinin genişliği arttırılmıştır. Ayrıca stemindistal ucunda yapılan modifikasyonlar da rotasyonel stabiliteyi arttırabilir. Çimentolu sistemlerde ise enine kesiti kenarları yuvarlatılmış dörtgen şeklinde olan femoral stemler, tamamen yuvarlak olan femoral stemlere göre rotasyon kuvvetlerine daha dayanıklıdır. Çimentosuz komponentlerde ise özellikle distal tutulumlu olanlarda stem üzerine uzunlamasına yerleştirilen oluklarla ve yüzeyin porlarla kaplanması ile rotasyonel stabilite güçlendirilir[41].



Şekil 12: Kalça eklemi ve protez üzerine etki eden kuvvetler

Koksartrozda veya diğer kalça hastalıklarında sıklıkla femoral baş dejenere olur ve femur boynu kısalır. Bunların sonucu olarak abduktör kaldıraç kolu da kısalır.

Bu hastalarda vücut ağırlığının kaldıraç kolu uzunluğu abduktör kasların kaldıraç kolundan 4 kata kadar fazla olabilir. Charnley'in[44]önerilerinde, vücut ağırlığının kaldıraç kolunu azaltmak adına asetabulumun medializasyonu (böylelikle vücut ağırlığı kaldıraç kolu kısaltılır) ve abduktör mekanizmanın kaldıraç kolunu arttırmak için ise yapılabilecek bir kemik kesi ile abduktör mekanizmayı trokanter majorun latereline taşımak bulunmaktaydı. Bu şekilde Charnley, kalça eklemi üzerine binen toplam bileşke kuvvetini azaltmayı amaçlamıştır[44] (şekil).

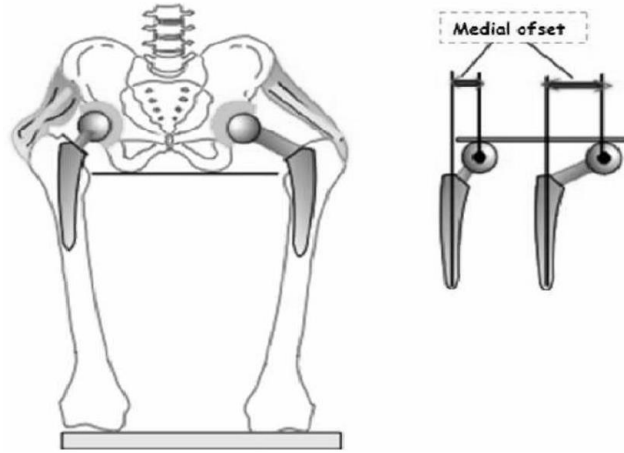


Şekil 13: Trokanter majör osteotomisi ile birlikte abduktör moment kolunun değişmesi

Modern kalça artroplastisinde biyolojinin korunması daha ön plandadır. Asetabular kabın yerleştirilmesinde asetabulumun derinleştirilmesinden daha çok subkondral kemiğin korunması benimsenmektedir. Böylelikle asetabular kemik stoğunun korunması ile birlikte uzun dönemde oluşabilecek bir protrüzyondan kaçınma amaçlanmaktadır. Ayrıca trokanterik osteotomi artık çoğu ortopedik cerrah tarafından terk edilen bir işlem olduğundan, abduktör kaldıraç kolunun uzatılması ancak medial offset'i artırılmış femoral stemler veya normal femoral stemlere yerleştirilen uzun boyunlar ile elde edilmektedir.

Kalça rotasyon merkezi

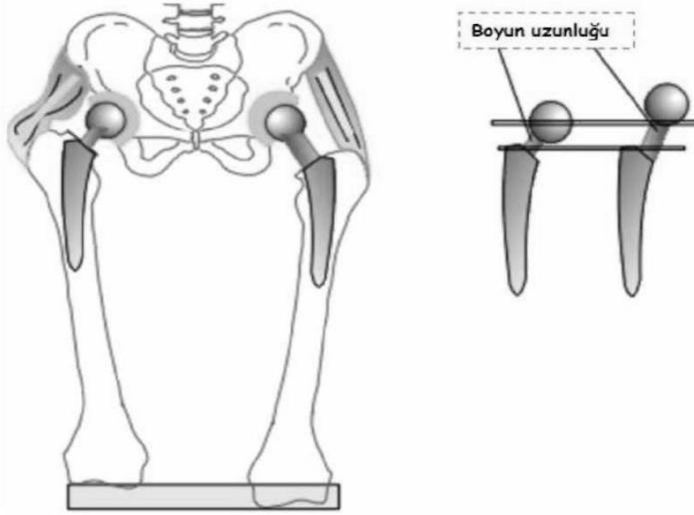
Kalça rotasyon merkezinin yerleşimini üç boyutlu olarak ele almak gerekir. Bu aşamada karşımıza çıkan üç tanımlamayı iyi anlamak ve rotasyon merkezi planlamasını bunlara göre yapmak gerekir; a. Dikey ofset (yükseklik), b. Medial ofset, c. Koronal ofset (anteversiyon veya retroversiyon). Dikey ofset, femur başı orta noktası ile sabit bir noktanın (örneğin trokanter minör) arasındaki mesafe ölçülerek bulunur. Bacak uzunluğunun eşit olmasının sağlanmasında bu mesafe önemlidir. Medial ofset, femur başı orta noktası ile femoral stem eksenini boyunca çizilen eksen arasındaki mesafedir. Medial ofsetin yeterince korunmadığı veya kısa kaldığı hallerde, abduktör kaldıraç kolunun uzunluğu da kısıllacaktır. Bunun sonucu olarak eklemi etkileyen yük miktarı artacak, dolayısıyla sürtünmenin artması ile başarısızlık oranı da artacaktır. Yine medial ofsetin fazla olması durumunda da femoral steme binen yük artacak ve sonuçta stemin kırılmasına veya gevşemesine neden olan komplikasyonlar ortaya çıkabilecektir (Şekil).



Şekil 14:Medial offseti arttırılmış femoral komponentin abduktör kasların gerginliğine etkisi

Kullanılmakta olan femoral stemlerdeki boyların uzunluğu 25-50 mm arasında değişmektedir. Modüler boyunlar kullanılarak bu mesafe 8-12 mm kadar değiştirilebilir. Uzun boyun kullanıldığı zaman hem medial ofset hem de dikey ofset artmaktadır. Bu durum özellikle varus ve valgus kalçalarda yapılan artroplastilerde önem kazanmaktadır. Varus kalçalarda femur başı ortasının dikey yüksekliği azdır ve

medial ofset nispeten biraz fazladır. Valgus kalçalarda da tam tersine medial ofset nispeten daha kısadır. Bu nedenle bu kalçalarda trokanter majör tepesini temel alarak kalça rotasyon merkezinin hesaplanması doğru neticeyi vermez. Medial ofset artırılmak istenirken uzun boyun kullanılırsa, dikey ofset de uzatılmış olacak, yani bacakta uzama meydana gelecektir. Bu sorunu ortadan kaldırmak amacı ile femoral stemlerin ofseti artırılmış olanlarını kullanmak gereklidir (şekil 13).



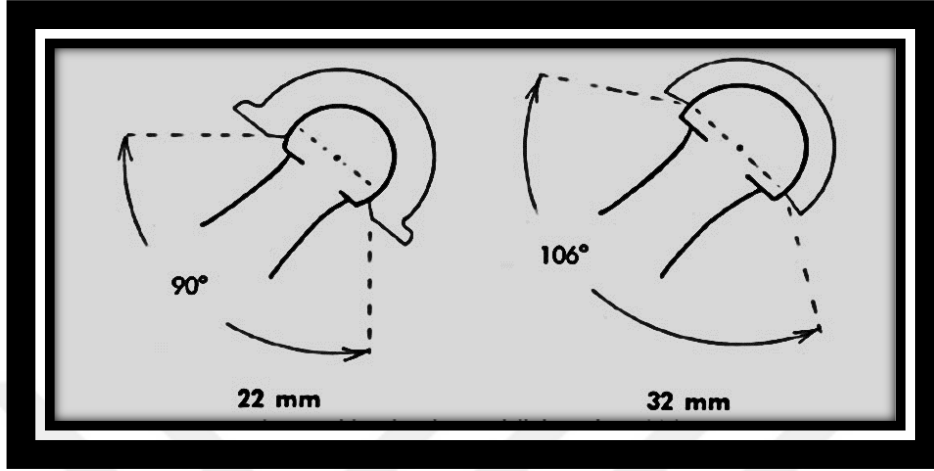
Şekil 15: Boyun uzunluğunun arttırılması ile birlikte bacak uzunluğu artar

Koronal düzlemde femur başının dönüklüğünü (koronal ofset) ayarlamak önemlidir. Normalde femur boynu ayaklar tam öne bakarken koronal düzlemde 10°-15° anteriora doğru dönüktür (anteversiyondadır). Femoral stemin yerleştirilmesi esnasında da bu değer sağlanmalıdır. Bu değerın aşırı anteriora dönmesi anterior çıkıklara, posteriora dönmesi ise posterior çıkıklara yol açabilir[41].

Femoral baş

Protez baş ve boyun çapının miktarı ve uyumu biyomekanik açıdan önemlidir. Hareketler esnasında kapın kenarı ile boyun arasında meydana gelebilecek temas ve sıkışmanın her iki komponentte yüklenmelere yol açacağı ve bununda komponentlerin gevşemesine neden olabileceği bildirilmiştir[41]. Primer ark genişliği, küre kap eklemlleşmesi hareketinde sıkışma ve dışarı çıkma öncesindeki ark miktarı olarak tanımlanır. En önemli belirleyicisi baş-boyun oranıdır. Baş boyun oranı femur başı çapının femur boyun çapına oranı olarak tanımlanır. Daha geniş

baş-boyun oranı primer sıkışma öncesinde daha fazla hareket genişliği sağlar (Şekil)[45].



Şekil 16: Baş çapı ve eklem hareket açıklığı ilişkisi

Aşınma

TKA'nın uzun süreli başarısında üzerinde çok durulan diğer bir konu ise polietilen kapın aşınmasıdır. Aşınma partiküllerin yüzeyden ayrılması şeklinde oluşmaktadır. Aslında aşınmanın üç farklı tipi tanımlanmıştır;

1.Abrazif tip: Sert olan materyalin yumuşak materyal üzerinde yarıklar ve sıyrılmalar oluşturmasıdır.

2.Adezif tip: Yumuşak materyal üzerinden ayrılan bir tabakanın sert materyal üzerine yapışmasıdır.

3.Yorgunluk tipi: Yüklenme tekrarı sonrasında yüzeyde yarıklar ve kırılmaların oluşmasıdır. Total kalça protezi komponentlerinin aşınmasında abrazif ve adezif aşınma tipi ön plandadır. Abrazif aşınma sonrasında ortaya çıkan partiküllerin komponentler arasında sıkışarak oluşturduğu aşınma da üçüncü cisim aşınması olarak adlandırılır. Aşınmada etkili olan faktörler şunlardır[46]:

- 1) Komponentteki materyellerin sürtünme katsayıları,
- 2) Ortamın kayganlığı,
- 3) Kalçaya gelen yükler ve ortamın basıncı,

4) Femoral komponentteki başın çapı ile orantılı olarak her siklüste kat ettiği mesafe,

5) Siklüslerin sayısı,

6) Materyellerin sertliği.

Teorik olarak başın çapı arttıkça hacimsel aşınma artmakta, başın çapı azaldıkça penetrasyon artmaktadır. Her iki şekilde de polietilende sürtünmeye bağlı aşınma kaçınılmazdır. Ancak polietilende meydana gelen deformasyon sadece aşınmaya bağlı değil aynı zamanda plastiğin kayma özelliğine de bağlıdır. Aşınma sonucu oluşan parçacıklar komponentlerin gevşemesine yol açacak önemli biyolojik reaksiyonlara sebep olabilmektedirler. Esasen geç dönemde protezlerin gevşemesinin en önemli nedeninin polietilenin aşınması ve aşınma sonucu oluşan parçacıkların yol açtığı kronik inflamatuvar reaksiyon olduğu bilinmektedir.

TOTAL KALÇA ARTROPLASTİSİNDE KULLANILAN BİYOMATERYALLER

Biyomateryaller Hakkında Genel Bilgiler

Akrilik sement (PMMA=Polimetilmetakrilat), çok yüksek molekül ağırlıklı polietilen (UHMWPE), paslanmaz çelik, krom ve titanyum total kalça artroplastisinde sıklıkla kullanılan materyallerdir. Yapılan çalışmalara rağmen, klasik metal- UHMWPE kombinasyonu değişmeden kalmıştır. Alüminyum oksit ve zirkonyum oksit gibi seramiklerin kullanılması, polietilenle olan sürtünme ve aşınma özellikleri mükemmel olduğu için, giderek yaygınlaşmaktadır. Sıradan metaller tek ana kimyasal elementten oluşurlar ve küçük kristallerden yapılmışlardır. İki metal, aynı kimyasal kompozisyona sahip ancak değişik mikrostrüktel yapıda olabilirler. Kimyasal ve mikrostrüktel yapı, maddelerin mekanik özelliklerini, korozyon dirençlerini ve daha pek çok niteliklerini belirler.

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

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

Stress: Birim alana düşen yük miktarı.

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

Elongasyon: Bir gerilme kuvveti karşısında gösterilen deformasyon.

Elastik modülü: Maddenin bükülmeye karşı direncinin göstergesi olup yüksek elastik modülü olan maddeler rijittir. Herhangi bir total kalça implantının sertliği, yapıldığı maddenin elastik modülüne ve geometrisine bağlıdır.

Elastik Limit: Deforme olmadan bir maddenin karşı koyacağı maksimum strestir. Stres kalktığında madde yay örneğinde olduğu gibi ilk haline döner. **Esneleme Gücü:** Elastik deformasyonun bitip, plastik deformasyonun başladığı strestir. **Sünebilirlik:** Metalin kırılmadan plastik deformasyona uğrama kabiliyetidir. Kırılgan bir madde sünebilirliği olmayan bir maddedir. **Dayanıklılık:** Maddenin kırılmadan deforme olarak enerji absorbe etme kabiliyetidir. **Nihai Gerilme Gücü:** Maddenin, bir defada kırılmadan karşı durabileceği maksimum strestir. **Yorgunluk kırığı:** Maddenin esneme gücünü geçmeyen, tekrarlayan yükler altında oluşan kırık. **Yorulma gücü:** Metalin kırılmadan karşılayabileceği maksimal siklik yüküdür. Genelde metaller, nihai gerilme güçlerinin 2/3'ü kadar bir siklik kuvvete maruz kalırlarsa yorulurlar. Femoral stemin sahip olması gereken en önemli özelliklerden biridir.

Yorulma süresi: Siklik kuvvetler altında metalin kırılmadan dayanabileceği süredir. Sementli bir komponent için ideal metal, yüksek yorulma gücü, yüksek esneme gücü ve yüksek dayanıklılığı olmalıdır. Sementsiz bir stem ise düşük elastik modüle sahip olmalıdır, böylece kemikle beraber yükü paylaşabilir. Sement, kemik, titanyum ve paslanmaz çelik için elastik modülüsler verilecek olursa sırasıyla 2/20/100/200'dür. Eğer kemik ve titanyum implant, aynı kesit alanı ve şekille, yük altında birlikte deforme olacak şekilde birleştirilirse titanyum yükün 5/6'sına karşı koyar.

Korozyon implantı zayıflatan ve aynı zamanda sistemik ve bölgesel olarak az miktarda da olsa metal iyonunun açığa çıkmasına neden olan elektrokimyasal bir

reaksiyondur. Cilalı yüzeylerde korozyon daha az görülmektedir, kaba ve poroz kaplı yüzeylerde yüzey alanını artmış olması ve sıvıların küçük izole alanlarda hapsolmaları nedeni ile korozyon daha etkin olmaktadır.

Kısaca biyomateryallerdeki hedef şöyle özetlenebilir:

1- Mekanik olarak ağırlık taşıma streslerine karşı uygun direnç göstermeli ve sürtünme direncini azaltarak aşınma minimal olmalı.

2- Kullanılan biyomateryaller komşu dokuların canlılığını bozmamalı.

3- Yeni ortamda biyomateryaller iç ve dış etkenlere bağlı olarak kimyasal yapısında en az değişim göstermelidir.

4- Hipersensitivite reaksiyonu ve yabancı cisim reaksiyonu en az olmalı, hatta olmamalı. 5- İnsan anatomisine en uygun ve yaşam boyunca herhangi bir problem çıkarmaksızın rahat bir hayat kalitesi sağlayacak bir biyomateryal olmalıdır.

6- Kullanılan biyomateryaller mümkün olduğu kadar ucuz olmalı, kolay üretilmeli, sterilizasyonda kolay olmalıdır.

Total kalça artroplastisinde kullanılan biyomateryaller şunlardır: 1- Çok yüksek molekül ağırlıklı polietilen (UHMWPE) 2- Paslanmaz çelik 3- Kobalt alaşımlar 4- Titanyum 5- Seramikler 6- Polimetilmetakrilat (PMMA)

Çok yüksek molekül ağırlıklı polietilen (UHMWPE)

Dayanıklı ve kimyasal olarak inert bir plastik olan çok yüksek molekül ağırlıklı polietilen, etilenin polimerizasyonu ile elde edilir. Çok yüksek molekül ağırlıklı polietilenin işlendiği basamakların farklı olması, farklı mekanik özelliklerdeki materyallerin ortaya çıkmasına sebep olur. Dayanıklı materyallerdir. Ancak aşınma sorunları tam anlamıyla belirlenememekle birlikte invitro yüksek molekül ağırlıklı polietilenlerin gerçek aşınma hızı 0,3-10,2 miligram/yıl olduğu saptanmıştır[47]. Chanley ve Cupic on yıl sonunda asetabular kap ta ortalama aşınma miktarı 1,3mm olduğunu bildirmişlerdir[48].

Son yıllarda polietilen partiküllerinin gevşemede oynadıkları rol üzerinde sıklıkla durulmaktadır. Sementsiz komponentlerde görülen osteolizin polietilen partiküllerine bağlı olduğu gösterilmiştir. İyi fikse olmuş poroz femoral komponentlerin uçlarında dahi polietilen partiküller gösterilmiştir. Eklemde polietilen partikülleri metal partiküllerine oranla daha fazla bulunmuş ancak hala hangisinin osteolizde daha etkin bir role sahip olduğu kesinlik kazanmamıştır.

Polietilen asetabular komponentler değerlendirildiğinde en az aşınma 28mm başta, en fazla linear aşınma 22mm başta olurken, en fazla hacimsel aşınma 32mm başta görülür. Çok yüksek molekül ağırlıklı polietilen ile seramik başlar, metal kombinasyonlarına göre aşınmaya karşı daha dayanıklıdır. Kalça artroplastisinde kullanılan polietilenin kalınlığı azaldıkça temas stresi artar.

Paslanmaz çelik

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

Kobalt alaşımlar

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

Titanyum

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

Seramikler

Seramikler kompleks yapılı ve çok sert materyallerdir. Kompresyona karşı çok dirençli, fakat gerilime karşı zayıftır. Polietilen üzerindeki sürtünme katsayıları oldukça düşüktür. Kırılgaırlar ve bu nedenle yüzeylerinde oluşan küçük bir çatlak derhal derinleşir. Buna karşın aşınma ve yorgunluğa karşı çok dirençlidir. Sürtünme katsayıları çok düşük olması nedeni ile metallerden 3 ile 16 kat daha az aşınma bildirilmiştir. Sert olmaları sürtünme açısından bir avantajdır. Yüksek molekül ağırlıklı polietilene karşı alüminyum oksit seramiklerinin çok dirençli olmaları nedeniyle sürtünmeye maruz kalan artroplastı yüzeylerinde bu kompozisyon tercih edilmektedir.

Polimetilmetakrilat (PMMA)

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

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

Sement porozitesi, karıştırma esnasında sement içerisinde hava boşlukları oluşması ile ilişkilidir. Vakum ve santrifüj poroziteyi azaltır. Chin ve arkadaşları

yaptıkları çalışmada elle karıştırılmış sement ile santrifüj edilmiş sement arasında herhangi bir fark gözlemlenemediler[49]. Ayrıca santrifüjün, normalden %6-7 olan volüm kaybını arttırarak kemik sement bağlanmasını kötü etkilediği ortaya konmuştur.

Sement kompresyon kuvvetlerine dayanıklıyken makaslama ve tensil kuvvetlere karşı zayıftır. Eğer sement sertleşmesi esnasında basınç yapılmazsa mikrokilitlenme olmaz. Sement kemik trabekülleri arasına tam girmez. Kemik-sement ara bölgesi ömrüne etkili faktör metali saran sementin proksimal ve distalde uniform kalınlıkta olmasıdır. Bugün kabul edilen kalınlık 2-3 mm olarak belirlenmiştir. Sement kalınlığı asimetrik ise veya metal kemiğe değiyor ise gevşeme sorunları erken dönemde ortaya çıkar.

Yine sement uygulaması sırasında hipotansiyon, hipoksi ve kardiyak arrest gibi komplikasyonların gözlenebileceği akıldan çıkarılmamalıdır. Bu komplikasyonların metilmetakrilat monomerlerine, doku tromboplastinine, hava ve yağ embolisine bağlı olabileceği düşünülmektedir[50,51].

Toparlamak gerekirse, sementin mekanik özelliklerini etkileyen değişkenler şunlardır[52];

1- Sementin kalınlığı: Sement mümkün olduğu kadar eşit, boşluklar içermeyen bir şekilde yeterli kalınlıkta olmalıdır.

2- Yabancı maddelerle kontaminasyon: Sementin mümkün olduğu kadar kan, kemik vb. yabancı maddelerle kontaminasyonu engellenmelidir.

3- Karıştırma tekniği: Çok hızlı ve çok yavaş karıştırmak sement gücünü düşürür. Santrifüj ve vakum sementin yorulma gücünü artırmaktadır.

4- Sementin tabakalaşması: Bu olay genelde polimerizasyonun geç evresinde olmaktadır. Gruen ve arkadaşları, gerilmeye karşı direncin %54 oranında azaldığını tespit etmiştir[53]. İlk evrelerde sement, daha az viskoz bir yapıda olduğundan sorun olmaz, ancak geç evrelerde tabakalar yapma eğilimindedir. Basınçlama yapılmamasıda bu olayı artırır.

5- Sıcaklık ve nem: Oda sıcaklığından vücut sıcaklığına yaklaştıkça, sementin gücü de azalır.

6- Yardımcı maddeler: Baryum sülfat, antibiyotik gibi katkıları belirli oranlarda sementin gücünü düşürmektedir.

7- İmplantlar: Özellikle köşeli implantların yuvarlak olanlara nazaran daha fazla stres yarattığı bilinerek ve sementli uygulamalarından kaçınılması gerekir.

8- Kemik kalitesi, tespit gücü ve sement kemik bileşkesi: Kemik kalitesi, cerrahın seçiminde olan bir durum değildir ancak unutulmamalıdır ki cerrahi teknik primer fiksasyonu ve sement kemik bileşkedeki sağlamlığı etkiler. Lee, çalışmasında, kemiğin kortekse en yakın olan güçlü trabeküler alana kadar reamerizasyonu ve sementin basınçlı uygulanması ile en iyi sonuçları elde etmiştir[54].

Akrilik sementin lokal doku etkilerini üç faktöre bağlayabiliriz:

a) Ulaşılan polimerizasyon ısısı sonucu doku proteinlerinin koagülasyonu ve denatürasyonu.

b) Nutrisyonel arterlerin oklüzyonu sonucu kemik nekrozu.

c) Polimerize olmamış monomerlerin sitotoksik ve lipolitik etkileri.

Willert, Ludwin ve Semlitsch[55] sement uygulaması sonrasında histolojik olarak şu değişiklikleri tespit etmişler;

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

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

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

Poroz Yüzeyler

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

Engh ve ark[56] yaptıkları çalışmada:

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

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

TOTAL KALÇA ARTROPLASTİSİ

Total kalça artroplastisi, femur medullasına yerleştirilen bir femoral komponent ile asetabuluma yerleştirilen asetabular komponentten oluşur. Asetabular komponentin sementsiz tipleri asetabuluma tutturulan bir dış kap ile buna tespit edilen ve femoral komponentin eklem yaptığı bir iç kaptan oluşur. Femoral komponentin fonksiyonu, rezeke edilen femur baş ve boynun yerini almaktadır. Femur boynunun uzunluğu arttıkça vertikal yükseklik ve medial stem– baş arası artar. Rutinde 8-12 mm arası uzunlukta boyun kullanılır. Koronal plan esas alınarak anteversiyon veya retroversiyon ile boynun ilişkisi sağlanır. Femur boynunun

vertikal yüksekliği, trokanter minörden itibaren ölçölür. Vertikal yüksekliği ayarlamak için protezin femur metafizine yerleştiği derinlik belirli olduğundan osteotomi düzeyine müdahale edilmez. Bunun yerine boyun uzunluğu ile ayarlanabilir. Femur başı merkezinin, steme olan uzaklığı medial offset mesafesidir. Kollodiafizler açının yüksek olması abduktorların moment kolunu kısaltır ve topallamayı artırır. Bu açının az olması halinde ise stemde yüklenme artar ve gevşemeye veya kırılmaya neden olur. Varustaki kalçalarda rotasyon merkezinin vertikal yüksekliği azalır. Buna bağlı olarak medial offset relatif olarak fazladır. Trokanter majorun yüksekliği, başın merkezi için doğru bir gösterge değildir. Aşırı varus-valgus olan kalçalarda vertikal yükseklik ve medial offset'in restorasyonu zordur. Bu nedenle ilk olarak bacak uzunluğu ve vertikal yükseklik düzeltilir[41].

Femur boyununun anteversiyonu stabilitede önemlidir. Retrovert boyun posteriora çıkıklara neden olur, aşırı antevert boyun ise anteriora çıkıklara neden olur. Rotasyonel stabilite için femur proksimalinin, metafizi tamamen doldurması gereklidir. Komponentler sementli ve sementsiz olarak iki tiptir.

Sementli protezler

Sementli fiksasyonların avantajları şunlardır;

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

Sementli protezlerde en önemli problem aseptik gevşemedir ve protezin revizyonunu gerektirir. Başlangıçta aseptik gevşemeden sement sorumlu tutulmuş, ancak daha sonra asıl problemin sementleme tekniğinden kaynaklandığı anlaşılmıştır. Operasyon sırasında uygulanan sementin mekanik özelliklerini etkileyen bazı faktörler vardır. Bu faktörler; sement, protez ve kemiğin sıkıca bağlanmasını engellediği için erken dönemde başarısızlığa neden olur. Bunlardan bir kısmı cerrah tarafından kontrol edilir. Bunlar; sementin kalınlığı, kan, yağ ve debris kontaminasyonu, sementi karıştırma tekniği, sement-kemik, sement-protez temas

sahası, ortamın ısı ve nemi, semente ilave edilen maddeler (antibiyotik, baryumsülfat gibi), viskozite ve uygulama basıncıdır.

Sementleme teknikleri

1. Kuşak sementleme tekniği: Bu teknikte sement el ile karıştırılır. Medüller kanalın protez fiksasyonu için en az hazırlandığı tekniktir. Femoral kanal açılır, yıkanır ve aspire edilir. Sement hamur fazında parmak ile uygulanır. Protez el ile nötral pozisyonda (varus ve ya valgus olmayacak şekilde) yerleştirilir. Femoral sapın şekli, yüksek kuvvet aktarımını sağlamaya uygun olarak keskin köşelidir.

2. Kuşak sementleme tekniği: Sement el ile karıştırılır ve sement tabancasına konarak uygulanır. Medüller kanal endosteal yüzeye kadar spongiöz kemikten temizlenir ve fırçalanarak pulsatil yıkama yapılır. Yıkandıktan sonra kurulanır, distaline sement kaçmasını önlemek için tıkaç yerleştirilir. Sement tabancası ile retrograd olarak sement uygulandıktan sonra protez el ile ya da distal merkezleme metodları ile nötral pozisyonda yerleştirilir. Protezin sement mantosunda yaratabileceği kırılmaya karşı dayanımını arttırmak amacı ile keskin köşeleri yuvarlatılmıştır.

3. Kuşak sementleme tekniği: Bu teknikte ise sement vakum altında yada santrifüj ile karıştırılarak sement tabancası ile uygulanır. Medüller kanal endosteal yüzeye kadar temizlenir. Fırçalama ve pulsatil yıkama yapıldıktan sonra adrenalin emdirilmiş tampon medullaya konularak bir süre bekletilir ve daha sonra kurulanır. Sement tabanca ile basınç altında retrograd olarak uygulanır. Protezin nötral olarak yerleştirilmesi için distal ve proksimal merkezleyiciler kullanılır. Protezin proksimal ve distalinin yüzeyi, semente uygun yük aktarımını sağlamak için, kaplanmış ve işlenmiştir.

1. kuşak sementleme tekniği ile 2. kuşak sementleme tekniği arasında fark, birincil olarak sement kemik aralığının iyileştirilmesine yönelik girişimlerden kaynaklanmaktadır. Bu girişimlerde, sement mantodaki kırıklar sonucu oluşan kemik sement aralığındaki fiksasyon kaybı ile ilişkili aseptik gevşemenin önlenmesine yönelik girişimleri içerir. 3. Kuşak sementleme tekniği ise sement metal aralığının fiksasyonuna yönelik girişimleri içermektedir[57].

Sementli Asetabular Komponentler

Çimentolu komponentlerde erken dönemde güvenilir sonuçlar alınmış olsa da, uzun dönem çalışmalar sonucunda radyografik ve klinik gevşeme gözlenmiştir. Ayrıca çimentolu polietilen kapın yerleştirilmesi aşamasında tecrübeli cerrahların bile zorlandığı problemler (tamamen kansız bir alanın elde edilememesi ve optimum çimento basısı sağlayamama) ile karşılaşmıştır. Çimentolu asetabular komponent tasarımındaki ve çimentolama tekniklerindeki gelişmelere rağmen, çimentolu asetabular komponentlerin kullanım endikasyonu giderek yaşlı, beklentilerin düşük olduğu durumlarla sınırlanmaktadır. Asetabular komponent çok yüksek dansiteli kalın polietilen ile kaplıdır. Vertikal ve horizontal oluklara sement dolması ile stabilite artırılır. Protez sement arasındaki stabiliteyi artırmak için 3 mm yükseklikte çıkıntılar kullanılır[58].

Sementli asetabular komponentler yerleştirilirken özellikle dikkat edilmesi gereken faktörler vardır;

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



Şekil 17: Çimentolu asetabuler komponent

Sementli femoral komponentler

Proksimalde sement tabakasına gelen stresleri azaltan bir özellik olan elastik modülüsün yüksek olması nedeni ile en çok kullanılan alaşım, krom kobalt alaşımıdır. Elastik modülüsü yüksek olduğu için proksimal semente binen stresi azaltır. Transvers kesitte stemin medial kesiti geniş olmalıdır, tercihen lateral kenarı daha da geniş olmalıdır. Böylece kompresyon sırasında proksimal sement kütesine dengeli yüklenme olur. Sementli komponentlerdeki yetmezliğin başlangıcı protezsement komşuluğunda başlamaktadır. Femoral komponent de dikkat edilmesi gerekenler;

1) Stem medüller kanalın transvers kesitte % 80 'ini dolduracak şekilde planlanmalı.

2) Femoral komponent ideal olarak nötral çakılmalı. Valgusta veya 5° altında varusta çakılmalıdır. 5° üzerinde varusta çakılanlarda progresiv gevşeme, sement kırığı, proksimal kemik rezorbsiyonu riski fazladır.

3) Femur proksimalinde metafizer bölgede 4 mm distalde 2 mm homojen dağılımı olan sement tabakası olmalı.

4) İkinci ve ya üçüncü jenerasyon sementleme tekniği kullanılmalı.



Şekil 18: Çimentolu femoral komponent

Sementsiz protezler

Artroplastinin uzun süreli ve dayanıklı olması isteniyorsa protez ve kemik yüzey arasında mekanik dengenin sağlanması esastır. Sementsiz tespit edilecek protezler için özel bir takım gereklilikler vardır ki, bunları dört grupta toplayabiliriz[59].

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

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

3) Protezin dizaynı, stabilizasyonu ve mekanik özellikleri tüm yönlerde sistemi etkileyen kuvvetleri göz önüne almalıdır. Fizyolojik olmayan bazı kuvvetler, kemik rezorbsiyonunu başlatabilir ve hatta primer olarak iyi tespit yapılan olgularda bile gevşeme riskini artırabilir.

4) İmplantın yerleştirilmesi esnasında kemik dokusu hasara uğratılmamalıdır.

Sementsiz total kalça protezleri'nin fiksasyon mekanizması

Fiksasyonun sementsiz total kalça protezinde iki aşamada olduğu düşünülmektedir.

1) Makroskopik Fiksasyon: Primer fiksasyon da denir. Mikroskopik fiksasyon sağlanana kadar, protezin kemik içinde stabilizasyonunu amaçlayan fiksasyondur[60].

2) Mikroskopik Fiksasyon: Biyolojik fiksasyon da denir. Çevre kemik dokuların protez içine penetrasyonu (bone ingrowth) ile kemiğin trabekülasyonu ve remodelingi anlamına gelen bu olay, protezin stabilizasyonunun sağlanmasını amaçlayan bir fiksasyon tipidir. Protezin uygunsuzluğu mevcutsa buna bağlı olarak gelişen mikro hareketler nedeniyle başarısız olur. Bu tip fiksasyonda kemik yüzeyine doğru direkt olarak kemik büyümesinin sağlanması amaçlanmaktadır. Yapılan çalışmalarda titanyum yüzeyinde osteomineralizasyonun gelişebildiği ve bunlarında porozun çapı ile orantılı olduğu gösterilmiştir[60,61]. Biyolojik fiksasyon, por çapı ve stem kemik uyumu ile ilgilidir. Poroz yapılar arasında kemik gelişimi ve

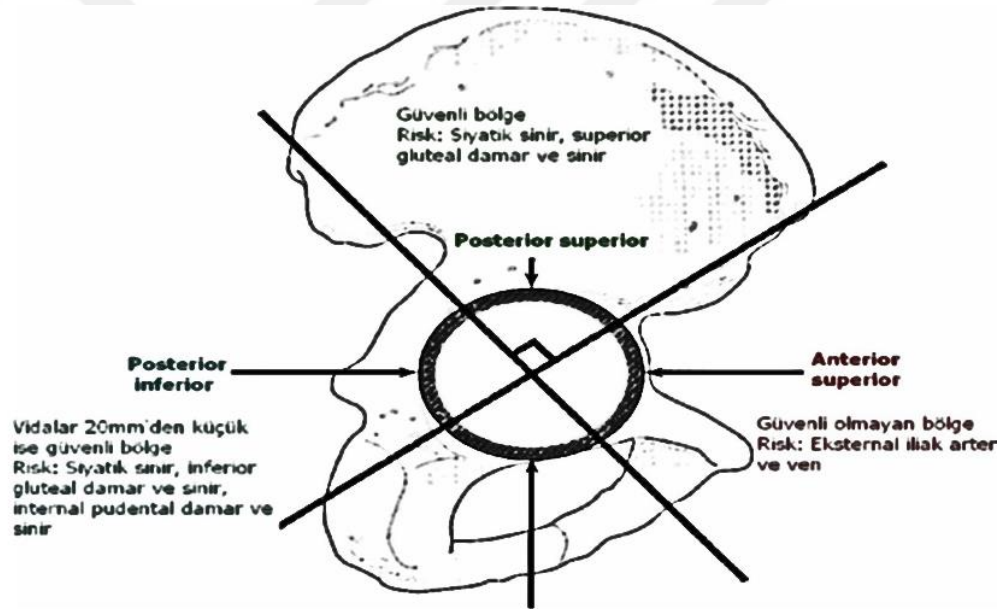
potansiyel mineralize kemik penetrasyonunun sağlanabilmesi için minimum 5 µm bir aralık gerekmektedir. Bu vaskülarizasyona olanak sağlayan minimum aralıktır. Aralık 5-50 µm ise implanta doğru fibröz penetrasyon olur. Ancak 50-500 µm'lik aralık varlığında implanta kemik penetrasyonu olabilir. Bunun için saptanan por büyüklüğü 50-350 µm, tercihen 50-150 µm arasındadır[45]. Kemik ile protez arasındaki mesafe 1,5-2 mm ve üzerinde olduğunda kemiğin penetrasyonu zordur. Mikro hareketler olumsuz etkiler. İmplanta kemiğin penetrasyonu, üçüncü haftada başlar ve maksimum düzeyine 6-8 haftada ulaşır[62].

Sementsiz Asetabular Komponentler

Total kalça artroplasti cerrahisinde en önemli avantajlardan birisi sementsiz asetabular komponentlerde başarılı gelişmelerin olmasıdır. Yaşlı hastalarda sementli asetabular komponentlerin özellikle birinci dekkattan sonra gevşemesi genç hastalarda ise ilk dekatta gevşemenin olması bu grupta revizyon cerrahisini gerektirmiştir[63]. Sementsiz asetabular kapların çoğu porlu hemisferik yapılı kaplardır. Press-fit olarak hazırlanan boşluğa sıkıca oturtulan bu kaplarda primer stabiliteyi özellikle rotasyonel stabiliteyi sağlamak amacı ile peg denilen çıkıntılar, spike denilen dikensi çıkıntılar veya vidalar eklenmiştir. Vida ile kapların stabilitesinin artırılması ile birlikte hızlı ingrowth sağlar, fakat pelvis içi damar ve sinir yaralanma riski, vida ve kap arasında osteoliz, polietilene hasar vermesi ve vida kırılması gibi dezavantajları da bulunmaktadır[48]. Wasielewski ve ark.[64], vidaların yerleştirilmesi için güvenli klinik bölgeleri tariflemişlerdir. SİAS ve asetabulumun merkezini birleştiren sanal çizgi ile pelvisi anterior ve posterior olmak üzere iki kadrana ayrılır. Asetabulum merkezinden bu çizgiye çizilen dik çizgi pelvisi superior ve inferior iki kadrana ayırır. Bunların birleşiminden asetabulum dört kadrana ayrılır. Antero-superior kadranda; eksternal iliak arter ve ven Anteroinferior kadranda; obturator nörovasküler yapılar, Posterosuperior kadranda; superior gluteal nörovasküler yapılar, siyatik sinir

Posteroinferior kadranda; inferior gluteal nörovasküler yapılar, siyatik sinir, pudendal damarlar yer alır. Posterosuperior kadranda en güvenlisi olup bu bölgedeki kemik güçlü olduğundan 25 mm üzerindeki vidalar yerleştirilir. Anterosuperior kadranda ise en tehlikeli kadranda olup mümkünse buradan kaçınmak gerekir[64]. Exspansion kap adı verilen, sıkıştırılarak asetabulum yatağına oturtulan ve bunu

tutan cihazı çıkardıktan sonra yay gibi genişleyerek dış yüzeyindeki dikensi çıkıntılar ile kemiğe tutunan asetabular kaplar da kullanılmaktadır[41]. Metal kapların içinde kendinden kilitlenen veya vidalanan polietilen mevcuttur. Bu çok yüksek molekül ağırlıklı polietilenden üretilir. Metal dış kapların kalınlığı yorgunluk kırığına izin vermeyecek kadar kalın olurken, polietilen bölümünde 5 mm'nin altındaki kalınlıklarda stresi karşılayamadığından 5 mm'den kalın olması önerilmiştir[41]. Normalde asetabulum transvers aks ile 55° açı yapar. Asetabular komponentin stabilitesinin en iyi olduğu açı ise 45°'dir. Ancak 35°-55° arasındaki yerleşimler ve 15°-20° anteversiyon normal kabul edilir. Bu sınırlar dışındaki yerleşimler öne ve arkaya çıkıklar için predispozan durumlardır. Metal kap asetabulumu yerleştirilirken superior ve posterioru daha iyi kavrayacak şekilde yerleştirilir.



Şekil 19: Wasielowski'nin kadrans sistemi (Review of orthopaedics, Miller, 2000)

Sementsiz femoral komponentler

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

tam teması olması gerekmektedir. Porlu stemlerin şekilleri, yapıldıkları materyaller, porların yerleşimi ve büyüklükleri, her protez tipinde farklılıklar göstermektedir. Porlu yapılı protezlerde iki çeşit materyal kullanılmaktadır. Bunlar titanyum alaşımdan yapılmış, porlu yüzeyi saf, titanyum lif veya topçuklarla kaplanmış olanlar ve kobalt-krom alaşımdan yapılmış ve aynı alaşımla yüzeyi kaplı olanlardır. Her iki alaşımda sonuçlarının tatmin edici olduğu ispatlanmıştır. Fakat titanyum yüksek biyolojik uyumluluğu, yüksek yorulma kuvveti ve düşük elastik modülüsü nedeniyle önerilmektedir[41]. Sementsiz porlu yapılı kalça protezi femoral stemlerinin iki şekli vardır. Bunlar anatomik ve düz şekillerdir. Anatomik şekilli olanlar metafizer bölümde arkaya doğru açılanma, distal bölümde ise femoral kanalın eğimine uygun olarak öne doğru bir açılanma mevcuttur. Anatomik protezler sağ ve sol olarak yapılmaktadır, genelde uygun derecede anteversiyonda bir boyun bulunmaktadır. Anatomik protezlerin yerleştirilmesi sırasında femur medullasının, protezin eğimlerinin girebilmesi için biraz daha fazla oyulması gerekmektedir. Her iki tip protezde de amaç kemik medullasını optimal düzeyde doldurup, rotasyonel ve aksiyel primer stabiliteyi sağlamak, kemik protez arasında en geniş alanda temas yüzeyi oluşturarak en uygun yük dağılımını sağlamaktır[41]. Porlar genellikle femoral komponentin 1/3 üst metafizer bölümünde yer almaktadır. Kemik protez tutunmasının metafizer bölümde olması proksimale gelen yüklerin daha iyi absorbe edilmesini sağlar. Bu da stemin uzun dönem fiksasyonunu artırır. Poroz kaplı stemlerde, gevşeme ve diğer sebepler sonucu yapılan revizyonlarda poroz yüzeyin % 10'dan daha azının kemik tarafından kaplandığı gösterilmiştir[41]. Press-fit protezler kemik ve implant arasında makro kilitlenme amacına yöneliktir. Bu tip implantlarda oluklar ve yivler ile rotasyonel stabiliteyi karşılarlar. Primer fiksasyonda daha iyidir ancak biyolojik fiksasyon kapasitesi sınırlıdır. Son yıllarda biyolojik aktif kalsiyum fosfat seramik materyallerinin kullanımı artmıştır. Bunlardan, trikalsiyum fosfat ve hidroksiapatit sık kullanılmaktadır. Protez yüzeyine ince bir tabaka halinde yerleştirilen bu materyaller kemik ile iyi bir uyum sağlayarak kemiğin içlerine penetrasyonuna olanak verirler. Hidroksiapatit osteokondüktör etkisi ile iyi bir osteointegrasyon sağlar. Hidroksiapatitin kimyasal yapısı kemik mineral yapısına yakındır. Temas yüzeylerinde haversian yapıların direkt olarak hidroksiapatit ile

birleştigi gösterilmiş ve arada fibröz yapı, inflamatuvar ve osteoklastik hücreler olmadığı gözlenmiştir[65].

HASTALAR VE YÖNTEM

Çalışmamıza Balıkesir Üniversitesi Tıp Fakültesi Hastanesi'nde 2017-2019 yılları arasında primer koksartroz nedeni ile total kalça artroplastisi yapılan hastalardahil edilmiştir. Denge ile ilişkili fonksiyonları etkileyebileceği düşünülerek nörolojik hastalığı olanlar, kardiyovasküler hastalığı olanlar, vertigo, görme bozukluğu olanlar, travma zemininde total kalça artroplastisi yapılanlar, gelişimsel kalça displazisi (GKD) olanlar, spinal stenoz veya dejeneratif disk hastalığı zemininde posterior enstrumentasyon yapılan, Kallgren Lawrence evreleme sistemine göre evre 3 ve 4 diz osteoartriti olan, romatoid artrit, ankilozan spondilit vb. kronik inflamatuvar artrit zemininde olan hastalar çalışma dışı bırakılmışlardır. Sonuç olarak 35 hasta incelemeye alınmıştır. Altı hastaya bilateral işlem yapılmıştır. Ameliyat sonrası dönemde hastaların Berg Denge Skalası (BBS) ve Düşme Etkinlik Ölçeği (FES) sonuçlarının normal popülasyon ile farklarını değerlendirebilmek adına diz kalça ve omurga ile alakalı yakınması olmayan dengeyi etkileyebilecek nörolojik ve kardiyovasküler hastalığı bulunmayan 48 gönüllü çalışmaya dahil edilmiştir. Çalışma retrospektif kohort çalışma olarak dizayn edilmiştir. Çalışmaya katılan tüm hastalara ve gönüllülere çalışma ile ilgili sözel bilgi verilmiş ve bilgilendirilmiş onam formu imzalatılmıştır.

Hastalara ameliyat öncesi dönemde Harris Kalça Skoru (HHS), Visuel Analog Skalası (VAS), BBS ve FES özbildirim ölçekleri uygulanmıştır. Düşme ile ilişkili kayıtları tutulmuştur. Buna göre hastalara son 12 ay içerisinde herhangi bir baş dönmesi yada takılma olmaksızın düz zeminde yürürken aniden zemine düşüp düşmedikleri sorulmuş ve düşme varsa ilişkili yaralanmaları sorgulanmıştır. Tüm hastaların ameliyat öncesi dönemde Pelvis anteroposteior (AP), etkilenen kalça AP ve lateral grafileri, bacak uzunluk grafileri çekilerek ameliyat öncesi planlama yapılmıştır. Hastalar ameliyat gününden 1 gün önce servise yatırılmışlardır. Aynı şekilde gönüllü grubun son 12 aylık düşme kayıtları tutulmuş, BBS ve FES ölçekleri

yapılmış ve bilateral diz ön arka ve yan grafi, pelvis ön arka ve tüm omurga ön arka ve yan grafilere çekilmiştir.

Cerrahi Teknik

Hastalar anesteziyoloji kliniği doktorlarının ameliyat öncesi değerlendirilmesine müteakip genel veya spinal anestezi yapıldıktan sonra etkilenmeyen taraf altta kalacak şekilde lateral dekübit pozisyonunda ameliyat masasına yatırıldı. Hastanın stabilizasyonu yan desteklerle sağlandı. Ameliyat bölgesi geniş olarak sabunla fırçalandıktan sonra kurulandı ve % 10'luk polivinilpirolidon iyot sıvısı ile temizlenerek asepti yapıldı. Steril kalça örtüleri ile örtüldü ve insizyon sahası kurutulduktan sonra ioban drape ile örtülmüştür. Olgulara posterior Moore insizyonu ile yaklaşıldı. Cilt, cilt altı dokular geçildi ve elektrokoter ile kanama kontrolü yapıldı. Tensör fasya tendonu tespit edildi. Fasya kesildi ve gluteus maksimus kası finger diseksiyonla ayrıldı. Daha sonra kısa dış rotatörler bulundu. M. Piriformis korunarak eklem kapsülü diğer dış rotatör kaslarla birlikte L şeklinde insize edildi. Femur boynu ortaya konuldu. Kanama kontrolü yapıldıktan sonra femur başı disloke edildi. Disloke edilen femur boynu ronger ve koter yardımıyla temizlendi. Ameliyat esnasında femoral boyun kesme kılavuzukullanılarak femur boynu minor trokanterin yaklaşık olarak 1 cm kadar proksimalinden osteotomize edilerek baş çıkarıldı. Asetabulum çevresindeki labrum eksize edildi uygun Hohman retraktörleri yerleştirilerek asetabulum ortaya kondu. Ligamentum teres eksize edildi ve kotiloid fossa ve transvers asetabuler ligaman tespit edildi. Daha sonra oyma işlemine geçildi. Oyma işlemine en küçük asetabuler oyucular ile başlandı. Asetabulum yaklaşık 15° anteversiyon ve 45° inklinasyon ayarlanarak ile asetabuler oyucularla oyulmaya başlandı. Birer boy büyütülerek subkondral kemikte punktate kanama gözleninceye ve asetabulumun uygun boyutuna ulaşıncaya kadar oyma işlemine devam edildi. Press fit tekniği amacı ile en son oyulan oyucunun ölçüsünden 1 mm büyük asetabular kap uygun açılarda yerleştirildi. Daha sonra kabın stabilitesi ve açılanması kontrol edildi. Wasiliyewskinin güvenli zonlarına dikkat edecek şekilde asetabuler vidalar

pozisyonlandırıldı. Nörovasküler yapılara dikkat edilerek 2 ya da 3 adet vida ile asetabuler cup fikse edildi. Hastanın yaşına göre ön planda seramik insert olacak şekilde insert yerleştirildi. İnsert korumak amacıyla 2 adet kontrast bantlı spanç konuldu ve daha sonra femura geçildi. Alt ekstremitte fleksiyon, abduksiyon ve iç rotasyona alınarak femur proksimalinin en uygun görüldüğü pozisyon sağlandı. Öncelikle stemin uygun pozisyondayken konulmasını yani anatomik aksa göre nötral yerleştirilmesini sağlamak amacıyla bir box chesal yardımı ile trokanter majörün içi temizlendi. Proksimal femur önce oyuldu. Ardından uygun boya kadar ardışık raspalar ile raspalandı. Femur distali ve proksimali hazırlandıktan sonra femur stemi için deneme yapılmadan önce asetabulum içine konulan spançlar çıkartıldı. Kalça redükte edildi ve kontrol amacıyla skopi çekildi. Takiben deneme başı ile uzunluk denemesi yapılır ve uygun boyunlu baş adapte edilerek kalça redükte edildi. Daha önce Dorr ve ark. tanımladığı şekilde kombine anteversiyon değerlendirildi[66]. Kalça eklemi sırası ile fleksiyon, iç rotasyon ve abduksiyona getirilerek her bir adımda eklem stabil olup olmadığına bakıldı ve eklem çevresi kaslardaki gerginlikle kontrol edildi. Eklem hareket sınırları tespit edildi. Deneme protezler çıkarıldı ve orijinal komponentler yerleştirildi. İşaret süturu konularak kesilen dış rotatorlar ve kapsül dikildi. Kanama kontrolü yapıldı. Hemovac dren yerleştirildi. Anatomik yapılar uygun plandakapatılarak ameliyata son verilir. Erken ameliyat sonrası dönemde kalçayı abduksiyonda tutmak amacı ile her 2 alt ekstremitte arasına üçgen yastık yerleştirildi. Postop 1. gün dren takibi yapıldı kanama miktarı not edilerek dren çekildi. Ameliyat sonrası dönemde hastanın vital bulgularına (tansiyon, nabız, solunum sayısı ve ateş) bakıldı ve tam kan tetkiki ve böbrek fonksiyon testleri ve karaciğer hasar testleri bakılarak hemoglobin ve hematokrit seviyeleri kontrol edilmiştir. Hemoglobin değeri 10 gr/dL ve hematokrit değeri %30'un altında olan hastalara kan transfüzyonu yapılmıştır. Yara yeri pansumanları düzenli olarak günlük yapılmış ve ameliyat sonrası 12-14. günde dikişler alınmıştır. Düşük molekül ağırlıklı heparin uygulamasına hastanın hastanede kaldığı süre boyunca devam edilmiştir. Hastalar operasyondan sonra genel durumlarının elverdiği en kısa süre içinde yatak kenarına oturtuldu ve takiben opere edilen taraflarının üzerine parsiyel yük vermek kaydı ile yürüteç ya da çift koltuk değneği ile ayağa kaldırıldılar. Ameliyat sonrası dönemde 1 hafta süreli oral antibiyoterapi ve 1 ay süreyle medikal

tromboemboli profilaksisi verildi. Kalça eklem hareket açıklığı egzersizleri kuadriseps kuvvetlendirme egzersizleri anlatıldı. Hastalar ameliyat sonrası rutin olarak 15. günde, 3. ayda ve 1. yılda tekrar değerlendirildi. Hastalara son kontrollerinde HHS, VAS, BBS ve FES ve kalça düz grafileri bakıldı. Kalça eklem hareket açıklıkları ölçüldü ve daha önce tarif edildiği şekilde düşmeleri sorgulandı.

BERG DENGİ SKALASI

1) Oturma Pozisyonundayken Ayağa Kalkmak

Yönerge: Lütfen ayağa kalkın. Ellerinizden destek almamaya çalışın.

- ☐4 Ellerini kullanmadan ayağa kalkabilir ve kendi kendine denge sağlayabilir.
- ☐3 Ellerini kullanarak ayağa kalkabilir.
- ☐2 Birkaç denemeden sonra ellerini kullanarak ayağa kalkabilir.
- ☐1 Ayağa kalkmak ve denge kurmak için çok az yardıma ihtiyacı vardır.
- ☐0 Ayağa kalkmak için orta düzeyde ya da çok yardıma ihtiyacı vardır.

2) Desteksiz Ayakta Durmak

Yönerge: Lütfen hiçbir yere tutunmadan iki dakika ayakta durun.

- ☐4 2 dakika emniyetli bir şekilde ayakta durabilir.
- ☐3 Gözetim altında 2 dakika ayakta durabilir.
- ☐2 Desteksiz 30 saniye ayakta durabilir.
- ☐1 Desteksiz 30 saniye ayakta durabilmek için birkaç denemeye ihtiyacı var.
- ☐0 Yardım almadan 30 saniye ayakta duramaz.

3) Desteksiz Oturmak (Arkaya Yaslanmadan Oturmak) (2. Soru 4 puan işaretlenmişse soruyu atlayınız)

Yönerge: Lütfen kollarınızı kavuşturarak iki dakika oturun.

- ☐4 Emniyetli bir şekilde 2 dakika oturabilir.
- ☐3 Gözetim altında 2 dakika oturabilir.
- ☐2 30 saniye oturabilir.
- ☐1 10 saniye oturabilir
- ☐0 Desteksiz 10 saniye oturamaz.

4) Ayaktayken Oturma Pozisyonuna Geçmek

Yönerge: Lütfen oturun.

- ☐4 Ellerinden asgari düzeyde yardım alarak emniyetli bir şekilde oturabilir.
- ☐3 Ellerinden yardım alarak kontrollü bir şekilde oturur.
- ☐2 Bacaklarıyla sandalyeden destek alarak kontrollü bir şekilde oturur.
- ☐1 Kendi başına oturabilir ama kontrollü değildir.
- ☐0 Oturmak için yardıma ihtiyacı vardır.

5) Transfer

Yönerge: Sandalyeleri transfer yapılacak şekilde göre yerleştirin. Hastaya bir kolluklu bir de kolluksuzkoltuğa doğru yer değiştirmesini söyleyin. İki sandalye (biri kolluklu diğeri kolluksuz) ya da bir yatak ve bir koltuk kullanabilirsiniz.

- ☐4 Ellerini çok az kullanarak emniyetli bir şekilde transfer olabiliyor.
- ☐3 Emniyetli bir şekilde transfer olabiliyor, ellerini kesinlikle kullanıyor.
- ☐2 Sözlü kılavuzlukla ve gözetimle veya gözetimsiz transfer olabiliyor.
- ☐1 Yardım edecek bir kişiye gereksinimi var.
- ☐0 Güvende olabilmesi için yardım edecek veya gözetecek iki kişiye gereksinimi var.

6) Gözler Kapalıyken Desteksiz Ayakta Durmak

Yönerge: Lütfen gözlerinizi kapayın ve ayakta 10 saniye hareketsiz durun.

- ☐4 10 saniye emniyetli bir şekilde ayakta durabilir.
- ☐3 Gözetim altında 10 saniye ayakta durabilir.
- ☐2 3 saniye ayakta durabilir.
- ☐1 Gözlerini üç saniyeden fazla kapalı tutamaz ama ayakta sabit durabilir.
- ☐0 Düşmemek için yardıma ihtiyacı vardır.

7) Ayaklar Bitişikken Desteksiz Ayakta Durmak

Yönerge: Ayaklarınızı birleştirin ve tutunmadan ayakta durun.

- ☐4 Kendi başına ayaklarını birleştirip 1 dakika emniyetli bir şekilde ayakta durabilir.
- ☐3 Kendi başına ayaklarını birleştirip 1 dakika gözetim altında ayakta durabilir
- ☐2 Kendi başına ayaklarını birleştirip 30 saniye ayakta durabilir.
- ☐1 Yardım ile istenilen pozisyona gelebilir, ama ayaklar bitişik vaziyette ancak 15 saniye ayakta durabilir.
- ☐0 Yardım ile istenilen pozisyona gelebilir, ama bu pozisyonu 15 saniye muhafaza edemez.

8) Ayaktayken Kollar Gergin Öne Doğru Uzanmak

Yönerge: Kollarınızı 90 derece kaldırın. Parmaklarınızı uzatın ve öne doğru uzanabildiğiniz kadar uzanın. [Gözetmen eller 90° iken hastanın parmak uçları hizasında bir cetvel tutar. Öne uzanırken hastanın parmakları cetvele değmemelidir. Hastanın en ileri uzanabildiği noktada parmak uçlarının kat ettiği mesafe kaydedilmelidir. Gövdenin dönmesini önlemek için, hastaya mümkünse iki kolunu da uzatmasını söyleyin].

- ☐4 Rahatça öne uzanabilir >25 cm.
- ☐3 Rahatça öne uzanabilir >12,5 cm.
- ☐2 Rahatça öne uzanabilir >5 cm.

- ☐1 Öne uzanabilir ama gözleme ihtiyacı vardır.
- ☐0 Öne uzanmaya çalışırken dengesini kaybeder/dışarıdan destek gerekir.

9) Ayaktayken Yerden Nesne Almak

Yönerge: Ayağınızın hemen önünde bulunan ayakkabıyı/terliği alın.

- ☐4 Terliği rahatça alabilir.
- ☐3 Terliği alabilir ama gözetim eşliğinde.
- ☐2 Terliği alamaz ama terliğe 2-5 cm kadar yaklaşabilir ve kendi kendine denge sağlayabilir.
- ☐1 Terliği alamaz, almaya çalışırken de gözetime ihtiyacı vardır.
- ☐0 Terliği almayı denemez/düşmemek ya da dengesini kaybetmemek için yardıma ihtiyacı vardır.

10) Ayaktayken Sağ Ya Da Sol Omuz Üzerinden Dönerek Geriye Bakmak

Yönerge: Sol omzunuzun üzerinden dönerek arkanıza bakın. Aynısını sağ tarafınızda tekrar edin.[Gözetmen deneğin daha iyi bir dönüş hareketi gerçekleştirmesini sağlamak için deneğin arkasında yer alan bir nesneyi bakış noktası olarak belirleyebilir.]

- ☐4 Her iki vücut yanından da arkaya bakabiliyor ve ağırlık aktarımı iyi.
- ☐3 Sadece bir yanından arkaya bakabiliyor, diğer yandan olan bakışta denge aktarımı çok iyi değil.
- ☐2 Yanlara dönebiliyor ama dengesini koruyor.
- ☐1 Dönerken gözetime gereksinimi var.
- ☐0 Dengesini kaybetmemek veya düşmemek için yardıma gereksinimi var.

11) 360° Dönmek

Yönerge: Tam daire çizecek şekilde kendi etrafınızda dönün. Durun. Sonra ters yönde tam daire çizin.

☐4 4 saniye ya da daha kısa sürede emniyetli bir şekilde 360 derece dönebilir.

☐3 4 saniye ya da daha kısa sürede sadece bir tarafa doğru emniyetli bir şekilde 360 derece dönebilir.

☐2 Emniyetli bir şekilde fakat yavaş bir şekilde 360 derece dönebilir.

☐1 Yakın gözetime ya da sözlü uyarıya ihtiyacı vardır.

☐0 Dönerken yardıma ihtiyacı vardır.

12) Desteksiz Ayakta Dururken Değişerek Bir Ayağı Yere Basamak Veya Tabureye Yerleştirmek

Yönerge: İki ayağı da sırasıyla taburenin üstüne koyun. Her iki ayak da tabureye 4 kere değene kadar harekete devam edin.

☐4 Kendi başına emniyetli bir şekilde ayakta durabilir ve 20 saniyede 8 adımı tamamlayabilir.

☐3 Kendi başına ayakta durabilir ve 8 adımı 20 saniyeden daha uzun bir sürede tamamlayabilir.

☐2 Gözetim altında yardım almadan 4 adım tamamlayabilir.

☐1 Az yardımla 2 adım tamamlayabilir.

☐0 Düşmemek için yardıma ihtiyacı vardır/çaba gösteremez.

13) Bir Ayak Önde Olarak Desteksiz Ayakta Durmak

Yönerge: Hastaya gösterin: Bir ayağınızı diğerinin tam önüne koyun. Bunu yapamıyorsanız, ayağınızı topuk kısmı öteki ayağınızın başparmağı hizasına gelecek şekilde bir adım atın. (3 puan vermek için adımın mesafesi diğer ayağın uzunluğunu geçmeli ve duruşun genişliği deneğin normal yürüyüş adımındaki genişliğe yakın olmalı.)

☐4 Normal yürüyüş adımını bağımsız olarak atabiliyor ve 30 saniye tutabiliyor

☐3 Ayağını diğerinin önüne bağımsız olarak koyabiliyor ve 30 saniye tutabiliyor.

- ☐2 Bağımsız olarak küçük adım atabiliyor ve 30 saniye tutabiliyor.
- ☐1 Adım atmak için yardıma ihtiyacı var ama 15 saniye durabiliyor
- ☐0 Adım atarken veya ayakta dururken yardıma ihtiyacı var.

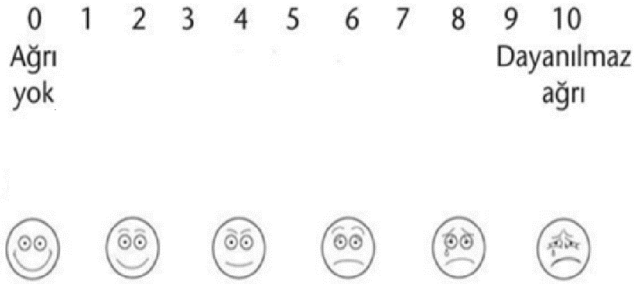
14) Tek Ayak Üstünde Durmak

Yönerge: Tek ayağın üzerinde durabildiğinizce fazla durun

- ☐4 Tek ayağı üzerinde 10 saniyeden daha fazla durabiliyor.
- ☐3 Tek ayağı üzerinde 5-10 saniye durabiliyor.
- ☐2 Tek ayağı üzerinde 3-5 saniye durabiliyor.
- ☐1 Tek ayağı üzerinde durabiliyor ancak bunu 3 devam ettiremiyor.
- ☐0 Tek ayağı üzerinde duramıyor.

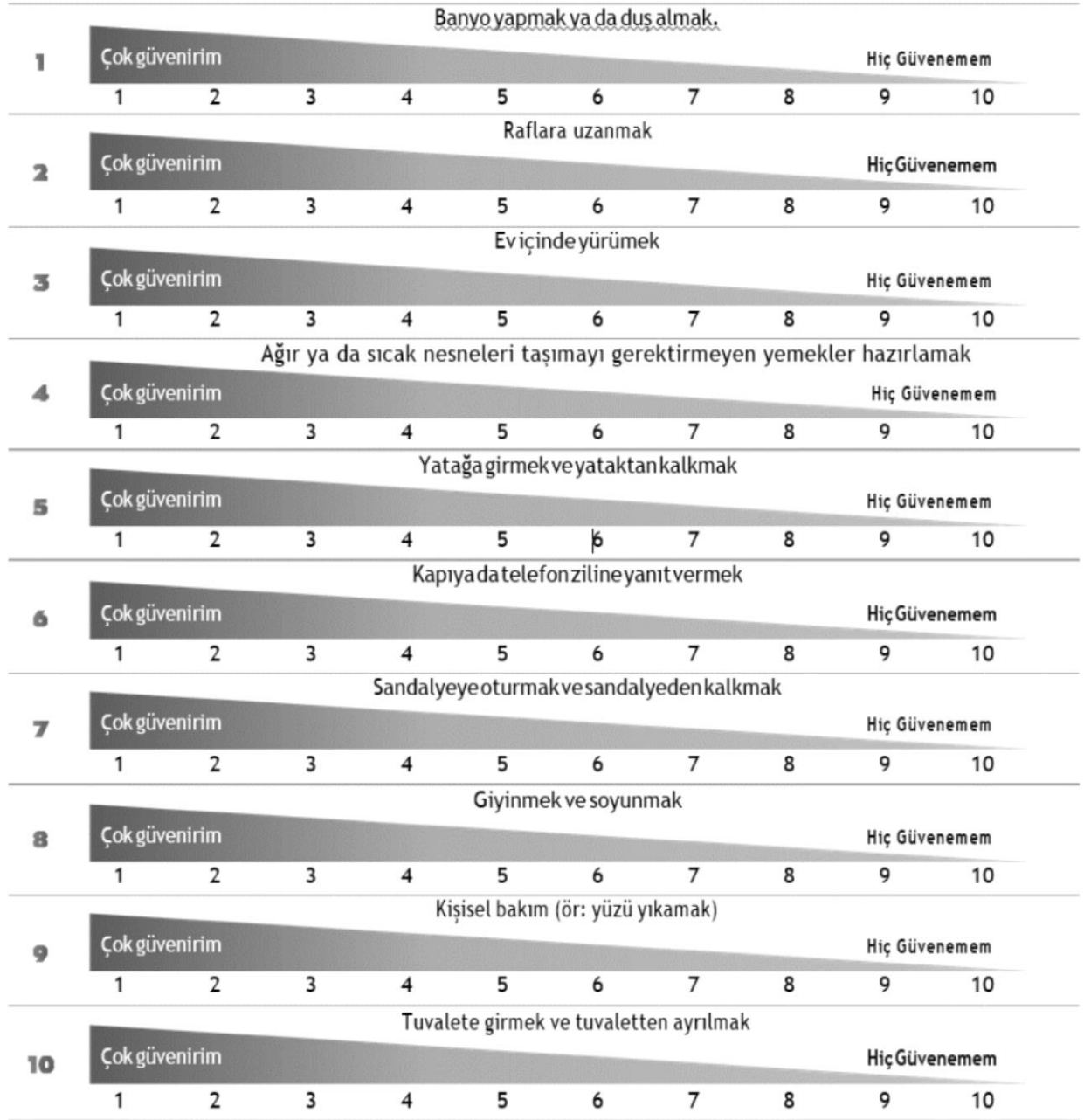
0-20: Yüksek düşme riski 21-40: Orta düşme riski 41-56: düşük düşme riski

VİSUEL AĞRI SKALASI



DÜŞME ETKİNLİK ÖLÇEĞİ

1'in çok güvenirim, 10'un ise hiç güvenirim anlamına geldiği bir ölçekte, aşağıdaki aktiviteleri düşünmeden gerçekleştirme konusunda kendinize ne kadar güvenirsiniz?



BULGULAR

Çalışma için gerçekleştirilen tüm istatistiksel analizlerde SPSS 26 istatistiksel paket programı kullanılmıştır. Ayrıca çalışmada istatistiksel anlamlılık seviyesi olarak (α) 0.05 değeri kullanılmıştır.

Çalışmanın gerçekleştirilmesindeki temel amaç kalça protezinin hastanın ağrısını azaltarak Harris kalça skorunu ve VAS ağrı skalasını iyileştirmesi üzerine etkisinin araştırılmasıdır. Yani, hastanın fonksiyonel kazanım elde ettiği ve buna paralel olarak düşme riskinin ve düşme korkusunun azaldığı hipotezinin testi ile ilgilenilecektir. Çalışmada düşme korkusu düşme etkinlik ölçeği ile düşme riski ise Berg denge ölçeği ile değerlendirilmiştir.

Çalışmada istatistiksel analizler iki temel adımda yürütülmüştür. İlk olarak operasyon geçirmiş 35 hastanın yer aldığı vaka grubu (operasyon sonrası) ile 48 kişiden oluşan kontrol grubu, düşme etkinlik ölçeğinden ve Berg denge ölçeğinden aldıkları puanlar açısından karşılaştırılmıştır. Ayrıca operasyon sonrası vaka grubunda gerçekleşen ve kontrol grubunda gerçekleşen düşme sayılarının arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olup olmadığı incelenmiştir. İkinci aşamada ise vaka grubu içinde operasyon öncesi ve sonrası bu değişkenler açısından anlamlı bir fark olup olmadığına bakılmıştır. Son olarak ise operasyonun üzerinden 1 yıldan fazla geçenler ile son yıl operasyon geçirenler arasında bir farklılık olup olmadığı incelenmiştir. Ayrıca bu çalışmada ilgilenilen bir diğer önemli konu eklem açıklığı skorlarının ameliyat öncesi ve sonrası arasında anlamlı bir farklılık gösterip göstermediğidir.

Değişkenler için ortalamalar arası farklılıkların anlamlılığı testlerine geçmeden, hasta grubu ile kontrol grubunun bazı temel karakteristikleri Tablo 1a ve 1b’de verilmiştir.

Tablo 1a. Sürekli değişkenler için betimleyici istatistikler

	Hasta Grubu (N=35)	Kontrol Grubu (N=48)
Cinsiyet (Kadın) (N (%))	17 (%49)	23 (%48)
Yaş (Ortalama (SS))	61.40 (6.72)	61.15 (5.55)
VKİ (Ortalama (SS))	28.90 (3.58)	29.02 (2.53)
Ameliyat sonrası geçen süre	13,2 ay	

Tablo 1b. Hasta grubunda kategorik değişkenler için frekanslar

Değişken	Kategori	Kisi Sayısı (%)
Taraf	Sağ	16 (%45,7)
	Sol	13 (%37,1)

	İki taraflı	6 (%17,1)
Ek Hastalık	Yok	14 (%40)
	1 Ek Hastalık	12 (%34,2)
	2 Ek Hastalık	9 (25,7)

Yukarıda verilen Tablo 1'den görülebileceği gibi, iki grup arasında bireylerin cinsiyeti, yaş ve VKİ değişkenleri açısından iki grup homojen görünmektedir.

Ayrıca hastaların ameliyat öncesi ve sonrası Harris kalça skoru ve VAS ağrı skalası da çalışmanın temel amaçları kapsamında karşılaştırılmıştır. İlgilenilen bu iki değişken için de normallik varsayımı sağlanmamıştır (p-değerleri<0.001). Uygulanan Wilcoxon işaretli sıra sayıları testi sonuçlarına göre, ameliyat öncesine (Medyan=43.30) göre ve operasyon sonrasında (Medyan=95.85) Harris kalça skoru anlamlı bir şekilde değişim göstermiştir (p-değeri<0.001). Benzer olarak ameliyat öncesi (Medyan=9) ve sonrasında (Medyan=1) VAS ağrı skalası puanları da istatistiksel olarak anlamlı bir şekilde farklılık göstermiştir (p-değeri<0.001).

FES, BBS skorları ve düşme sayılarının iki grupta farklılık gösterip göstermediğinin sınanmasında seçilecek testin tespiti için hastave kontrol grubunun normallik varsayımını sağlayıp sağlamadığına Kolmogorv-Smirnov ve Shapiro-Wilk testleriyle bakılmış olup normallik varsayımını sağlanmadığından (tüm p-değerleri<0.001) Mann-Whitney U testi kullanılmıştır.

Mann-Whitney U testi sonuçlarına göre, vaka (Medyan=0.00) ve kontrol grubu (Medyan=0.00) arasında düşme sayıları açısından anlamlı bir fark yokken (p-değeri=0.920>0.05), BBS (Medyan(hasta)=53.00, Medyan(kontrol)=56.00) ve FES (Medyan(hasta)=21.00, Medyan(kontrol)=10.00) hasta ve kontrol grupları arasında anlamlı bir fark göstermiştir (p-değerleri<0.001).

BBS için operasyon öncesi ve sonrası farklar normal dağılıma uygunluk gösterirken (p-değeri=0.20>0.05), FES ve düşme sayıları için operasyon öncesi ve sonrası farklar normal dağılıma uymamaktadır (p-değerleri<0.001). Bu nedenle, BBS'nin operasyon öncesi (Ortalama=32.40, %95 Güven Aralığı (GA):(28.24,36.57)) ve sonrası (Ortalama=50.57, %95 GA:(47.70,53.44)) farklılık gösterip göstermediğine iki bağımlı örneklem t-testi ile bakılmış ve BBS'nin operasyon sonrasında arttığı sonucuna ulaşılmıştır (p-değeri<0.001). Normal

dağılıma uygunluk göstermeyen değişkenler olan FES ve düşme sayıları için Wilcoxon işaretli sıra sayıları testi uygulanmıştır. Bu testin sonucunda, hem FES (Medyan (operasyon öncesi)=61.00, Medyan(operasyon sonrası)=21.00) (p -değeri<0.001) hem de düşme sayıları (Medyan (operasyon öncesi)=0.00, Medyan(operasyon sonrası)=0.00) (p -değeri=0.01<0.05) istatistiksel olarak anlamlı bir şekilde değişmiştir.

Çalışmada incelenen bir diğer husus da ameliyattan sonra geçen sürenin BBS, FES ve düşme sayılarına etkisinin olup olmadığıdır. Bu nedenle hastalar ameliyatından sonra 1 yıldan az süre geçenler ve daha fazla süre geçenler olarak 2 gruba ayrılmış ve bu değişkenler açısından bu 2 grubun farklılık gösterip göstermediği incelenmiştir. Düşme etkinlik skoru (p -değeri=0.20>0.05) ve Berg denge skoru (p =0.06>0.05) için normallik varsayımı sağlanmış olup, düşme sayıları için (p -değeri<0.001) varsayım sağlanamamıştır. Bağımsız örneklem t -testi sonuçlarına göre ameliyatından sonra bir yıldan az (Ortalama=50.47, %95 GA:(45.77,55.18)) ve fazla (Ortalama=50.69, %95 GA:(47.18,54.20)) zaman geçen hastaların BBS sonuçları arasında anlamlı bir fark bulunamamıştır (p -değeri=0.941>0.05). Ayrıca FES sonuçlarında da benzer olarak ameliyattan sonra geçen süreye (Ortalama(12 ay veya az)=20.00, %95 GA:(15.99,24.01); Ortalama(12 aydan fazla)=21.44, %95 GA:(15.79,27.08)) göre değişiklik göstermemektedir (p -değeri=0.656>0.05). Normal dağılıma uymayan düşme sayıları değişkeni için Mann-Whitney U testi uygulanmış olup, test sonucuna göre ameliyatından sonra bir yıldan az süre geçen (Medyan=0.00) ve bir yıldan çok süre geçen (Medyan=0.00) hastaların düşme sayıları arasında anlamlı bir farka rastlanmamıştır (p -değeri=0.55>0.05).

Radyolojik Sonuçlar

Femoral komponentin vertikal çökmesini değerlendirebilmek amacı ile stemin superolateral köşesi ile trokanter majorun tipi arasında kalan mesafeyi ölçtük. Femoral komponentin ameliyat sonrası radyografileri ile son kontrol radyografilerinin karşılaştırılması neticesinde 33 kalçada da vertikal migrasyon görülmemiş, 2 kalçada 5 mm'den daha az, vertikal migrasyon meydana gelmiştir. Hastalarda çökme miktarı 0-2mm arasında ve ortalama ise 1,02mm idi.

Femoral komponentin etrafındaki radyolusent alanların değerlendirilmesinde 40 kalçada hiç radyolusensi olmadığı ve ossöz kemik içe büyümenin tam olarak meydana geldiği görüldü. Sadece Zon 1'de 1 kalçada (%2,43) 2 mm'yi geçmeyen radyolusent alan mevcuttu. Asetabuler eğim açısı en az 25 ve en çok ise 71° olup ortalama değeri 40.7° idi.

Asetabular komponent etrafındaki radyolusent alanlar incelendiğinde, DeLeeve

Charnley[67] zonlarına göre sadece 1 kalçada Zon 2’de 2 mm’yi geçmeyen radyolusent alan tespit edilmiştir. Kırk kalçada ise radyolusent alan tespit edilmemiştir. Buna göre hiçbir hastada Asetabuler gevşeme ve instabilite bulgusu yoktu.

Asetabuler komponentin horizontal ve vertikal yönde yer değiştirmesinin tespiti için ameliyat sonrası erken dönem grafileri ile son grafilerde ölçülen değerler mukayese edildi. Vertikal ve horizontal yönde 41 kalçanın hiçbirisinde yer değiştirme saptanmamıştır.

Tablo : Komplikasyonlar

Komplikasyon	Hasta Sayısı (n=35)	Hasta Yüzdesi
1.Yüzeyel Enfeksiyon	3	%8,57
2.Derin Enfeksiyon	0	—
3.Kalça Protez Çıkığı	0	—
4.Periprotetik Kırık	2	%5,71
5.Heterotopik Ossifikasyon	0	—
6.Nörolojik Yaralanma	0	—
7.Tromboembolik Olay	0	—

Son olarak ameliyat öncesi ve sonrasında eklem açıklığı skorlarının istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık gösterip göstermediği kontrol edilmiştir. Ameliyat öncesi ve sonrası için bu skorlar arasındaki farkların hiçbir tanesi normal dağılıma uymadığı için (p-değerleri<0.001) tüm farkların testi için Wilcoxon işaretli sıra sayıları testi kullanılmıştır. Test sonuçlarından elde edilen p-değerleri Tablo 2 de verilmiştir.

Tablo :Eklem açıklığı skorlarının ameliyat öncesi ve sonrası karşılaştırılması

Hareket	Medyan		p-değeri
	Ameliyat Öncesi	Ameliyat Sonrası	
Fleksiyon	70.00	100.00	<0.001
Ekstansiyon	10.00	20.00	<0.001
Abduksiyon	25.00	45.00	<0.001
Adduksiyon	10.00	30.00	<0.001
İc Rotasyon	10.00	20.00	<0.001
Dis Rotasyon	10.00	30.00	<0.001

Yukarıda verilen Tablo 2’ye göre, eklem açıklığı ile ilişkili tüm değişkenlerde ameliyat öncesi ve ameliyat sonrasında istatistiksel olarak anlamlı farklar vardır.

TARTIŞMA

Balıkesir Üniversitesi Tıp Fakültesi Ortopedi ve Travmatoloji Kliniği'nde 2017-2019 yılları arasında primer koksartroz zemininde TKP yapılan 35 hastanın klinik ve fonksiyonel sonuçları bu tez çalışmasının konusunu oluşturmaktadır. Bu çalışmada elde ettiğimiz önemli sonuçlar primer koksartroz zemininde yapılan TKP ameliyatının hastaların klinik ve fonksiyonel sonuçlarını anlamlı derecede iyileştirmesi, düşme riskini ve düşme korkusunu azaltmasıdır. Ancak sağlıklı gönüllü grupla karşılaştırıldığında düşme korkusu ve düşme riski yüksek seyretmeye devam etmektedir.

Kalça artriti çok sayıda etyolojik faktör içeren bir hastalıktır ancak en sık nedeni osteoartrit[68]. 2004 ile 2005 yılları arasında yapılan bir çalışmada her 5 Amerikalıdan birine kalça artriti tanısı konulduğu saptanmıştır[68] ve bu sayının 2030 yılına kadar 67 milyon insana ulaşacağı tahmin edilmektedir[69]. Koksartroz bugün Amerika'da hasta sağlığını en fazla etkileyen hastalıklardan biridir ve 36 milyon ayaktan tedavi başvurusu mevcuttur ve yıllık maliyeti 128 milyar dolardır[68].

Neredeyse 70 yaşın üzerindeki tüm hastalarda gerek düz radyografilerde olsun gerekse manyetik rezonans görüntülerde olsun koksartroz bulguları gösterilebilir[70]. Ancak semptomatik koksartroz sadece %3'tür[71]. Çeşitli etyolojik faktörlerin semptomatik koksartrozda herhangi bir predispozan koşul yada hastalık olmadan koksartroza neden olduğu saptanmıştır. Bunlar arasında yaş, cinsiyet, ırk, aile öyküsü en önemlileri olarak sayılabilir. Obezite, fiziksel aktivite ve egzersiz yokluğu, kas güçsüzlüğü ve eklem yaralanmaları diğer nedenler olarak sayılabilir[72].

TKP en önemli cerrahi prosedürlerden biridir ve yüzyılın cerrahisi olarak tanımlanmaktadır[73]. Dünyada her yıl 1 milyondan fazla operasyon yapılmaktadır ve bu sayının bir sonraki on yılda 2 katına çıkacağı öngörülmektedir[74]. Bu operasyonların hemen hemen %93'ü inatçı ağrıların ve fonksiyonel kısıtlılıkların olduğu ciddi osteoartrit nedeniyle yapıldığı tahmin edilmektedir[74]. Bu hastalar için TKP şu an önerilen en etkili tedavi yöntemidir[75].

Osteoartrit, kadınlarda %11 erkeklerde %9 oranında görülür, ağrı ve sakatlığın majör nedenidir[76,77]. TKP, koksartrozda mükemmel sonuçların elde edilebildiği bir prosedürdür. 10 yıllık sağkalım %95'lere, 25 yıllık sağkalım %80'lere ulaşmaktadır[78–80]. Bu sağkalımı belirleyen en önemli belirteçlerden biri de klinik skorlamalardır. Literatürde TKP sonuçlarını yorumlarken en sık kullanılan araçlardan biri Harris Kalça Skorum (HHS) sistemidir. Söderman ve ark[81].yaptıkları geçerlilik çalışmasında HHS'nin yüksek geçerliliğe ve güvenilirliğe sahip olduğu gösterilmiştir Bu nedenle bizde çalışmamızda HHS'yi kullandık.Bu skorum sistemine göre bireylerin yardımsız merdiven çıkması, toplu taşıma ulaşım araçlarını kullanabilmesi, çorap veya ayakkabı giyebilmesi gibi durumlar da sorgulanmakta, yani hayat kalitesi açısından da bize fikir verebilmektedir. Olguların ortalama HHS değerleri ameliyat öncesi 50,05 iken, ameliyat sonrası 94 olarak bulunmuştur. Bu iki sonuç arasındaki fark anlamlı bulunmuştur(p-değeri<0.001). Sonuç olarak ameliyat öncesi dönemde birçok hasta, HHS'ye göre kötü ve orta grupta yer alırken, ameliyat sonrası dönemde sonuçlar çok iyi, mükemmel olarak değerlendirilmiştir. Literatürde bildirilen ortalama HHS değerleri ameliyat öncesi 32 ile 55 arasında, ameliyat sonrası dönemde ise 92 ile 95 arasındadır[82]. Bojescul ve ark.[83], ameliyat öncesi 32 olan HHS'yi ameliyat sonrası 93 olarak, Sakalkale ve ark.[84], ortalama 11,5 yıllık takip sonucunda 91 olarak bildirmiştir. Bulut ve ark.[85], yaptığı çalışmada HHS'ye göre ameliyat öncesi ortalama 32.23 olan puanın, ameliyat sonrası 89.55 puana yükseldiği saptandı. Olgularımızdaki değerlendirme skorları literatürdeki sonuçlarla uyumludur. Bu skorum sistemi hastanın ameliyat öncesi ve sonrasındaki ağrı, fonksiyon, muayene skorum sonuçlarının toplamının karşılaştırmasına olanak sağlamaktadır. Puanlamada ağırlık ağrı ve günlük yaşam aktivitelerine verilmiştir. Hastanın ağrısının giderilmesi ve kendi işini kendi yapar hale getirilmesi operasyonun başarılı olduğu anlamına gelmektedir.

Koksartroz olgularında ağrı hastanın hastane başvuru nedenleri arasında ilk sırada yer alır. Ağrı sadece kalça bölgesinde değil yayılan ağrı şeklinde lomber ve diz bölgesine de yayılır. Tedavi ve hasta takibi sırasında ağrı tedavisi ve derecesi klinik önem taşır. Ağrı tedavisinin sonuçlarını izlemek adına günümüzde farklı değerlendirme formları kullanılmaktadır. VAS değerlendirme formu yaygın olarak

kullanılmaktadır. VAS sayısal olarak ölçülemeyen bazı değerleri sayısal hale çevirmek için kullanılır. De Nies ve ark. yaptıkları çalışmada VAS değerlendirmesinin kalça patolojilerinde sık kullanılan HHS ile uyumlu olduğu gösterilmiş ve VAS değerlendirmesinin güvenilirliği söylenilmiştir[86–88]. Dougados M. ve ark. yaptıkları çalışmada primer koksartroz nedeniyle medikal ve cerrahi tedavi sonrası VAS skor ortalamasının 7,34'den 3,4'e kadar azaldığını sunmuşlardır[89]. Bu çalışmaya dahil olan olguların ameliyat öncesi ve sonrası muayenesi sırasında kalça eklemi için VAS değerlendirmesinde ortalama değerlerde anlamlı azalma saptanmıştır (ameliyat öncesi ortalama 8,25; ameliyat sonrası ortalama 1,4p-değeri<0.001). Sonuçlarımız literatür ile uyumludur.

Klinik ve araştırma alanında subjektif yada objektif olarak dengeyi değerlendirebilmek amacıyla çeşitli metodlar mevcuttur. Klinik olarak BBS en sık kullanılan araçlardan biridir. Biyomekanik laboratuvarlarında kuvvet platformu ile hastaların denge fonksiyonların sayısal verilere dönüştürülebilmekte ancak kuvvet platformu ölçümleri zor ulaşılabilen, pahalı ve zaman alıcıdır. Bu nedenle klinik değerlendirmelerle laboratuvar ölçümleri arasında korelasyonu tespit edebilmek için çeşitli çalışmalar yapılmıştır. Örneğin Jogi ve ark. yaptığı bir çalışmada TKP ve TDP yapılan 54 hasta dahil edilmiş kuvvet platformu ile çeşitli klinik skalalar karşılaştırılmıştır ve kuvvet platformu ile BBS arasında orta düzeyde korelasyon bulunmuştur[90]. Bu çalışmada BBS'nin denge fonksiyonlarını değerlendirirken tercih edilebilecek yöntem olduğu sonucuna varılmıştır[90]. Frykberg ve ark. inme sonrası takip edilen hastalar ile yaptıkları çalışmalarında benzer sonuçlar elde etmişlerdir[91]. Jeon ve ark. BBS ile düşme riskinin değerlendirilebilirliğini incelemişler ve BBS kullanılarak düşme riskinin tahmin edilebileceğini tespit etmişlerdir[92]. Biz yaptığımız çalışmada uygulanabilirliğinin kolay ve maliyetsiz olması nedeni ile BBS'yi kullandık.

Majewski ve ark. semptomatik koksartroz nedeni ile ortalama yaşı 67 olan ve TKP yapılan 25 hastayı ameliyattan sonra 12 ay takip etmiş ve balans ile ilişkili testlerde iyileşme tespit etmiş, yaşları eşleştirilen normal kontrol grubu ile karşılaştırma yaptıklarında sonuçların normal kontrol grubuyla neredeyse benzer olduğunu bulmuşlardır[93]. Benzer şekilde Rasch ve ark. TKP yapılan 20 hastayı ameliyattan sonra 24 ay takip etmişler ve yürüme analizi, HHS ve Sf-36 ile yaptıkları

değerlendirmede sonuçların 6. aydan sonra ameliyat öncesi döneme göre daha iyi olduğunu bulmuşlardır[94]. Lugade ve ark. yaptıkları çalışmada TKP yapılan hastalarda kuvvet platformu ile denge analizi yapmışlar, ameliyattan sonra ameliyat öncesi değerlere göre anlamlı iyileşme tespit etmişler, yaşları eşleştirilmiş sağlıklı kontrol grubu ile karşılaştırdıklarında denge ile ilişkili fonksiyonlarda rezidüel defisit tespit etmişler ve düşme açısından bu hastalarda dikkatli olunması gerektiğini bildirmişlerdir[95]. Ancak bu çalışmada hastalar ameliyat sonrası 16. haftaya kadar takip edilmişlerdir. Bizim yaptığımız çalışmada ortalama takip süresi 13,2 aydır ve BBS’de ameliyat öncesi döneme göre istatistiksel olarak anlamlı derecede iyileşme tespit edilmiştir (ameliyat öncesi ort. 32,4, ameliyat sonrası ort. 50,5 p-değeri<0.001). Eklem hareket açıklığının artması, ağrının azalması, düşme korkusunun azalması denge ile ilişkili fonksiyonları iyileştiren, düşme riskini azaltan faktörler olarak ön plana çıkmaktadır. Ancak Lugade[95] ve ark. bulgularına benzer şekilde normal sağlıklı grup ile karşılaştırıldığında düşme riskinin yüksek olduğunu söylemek mümkündür (p-değerleri<0.001).

Düşme yaşlı popülasyonun iyi olma hali önündeki en büyük tehditlerden biridir.Ciddi mortalite ve morbidite nedenidirler[96]. Daha önceki çalışmalar 65 yaş üzeri %30 bireyde, 85 yaş üstü %50 bireyde her yıl en az 1 defa düşme olduğunu göstermişlerdir[97]. Bunun çeşitli sonuçları vardır; düşme ile ilişkili yaralanmalar, özellikle kırıklar, düşme korkusu nedeni ile kendine güvenin azalması, bağımlı yaşam ihtiyacı ve uzun süreli bakıma ihtiyaç duyulmasıdır. Osteoartrit eklem ağrısı ve sertliği, azalmış denge, hareketliliğin azalması ve fonksiyonel bağımsızlık kaybı ile ilişkilidir[98]. Bu faktörlerin hepsinin daha önce yaşlı popülasyonunda düşmeler için risk faktörleri olduğu gösterilmiştir[99,100]. Smith ve ark. geniş katılımlı yaptıkları çalışmada koksartrozu olan hastalarda düşme olayı yaşama ihtimalinin olmayan hastalara göre %52 daha fazla olduğunu tespit etmişlerdir[101]. Ikutomo ve ark. yaptıkları çalışmada ciddi koksartroz olan bayan hastalarda sağlıklı bireylere göre artmış düşme ve buna bağlı kırık gelişme riski tespit etmişler ve düşmenin topallama ile anlamlı derecede korelasyon gösterdiğini tespit etmişlerdir[102]. Bizim yaptığımız çalışmada ameliyat öncesi 8 hastada (%22,8) son 1 yıl içinde toplamda 26 düşme olayı tespit edilmiştir. Ameliyat sonrası dönemde sadece 2 (%5,7) hastada düşme tespit edilmiştir. Ameliyat öncesi düşme yaşamayan hiçbir hastada ameliyat

sonrası düşme görülmemiştir. Ameliyat sonrası düşme sayıları istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük bulunmuştur ($p\text{-değeri}=0.01<0.05$) Olguların hiçbirinde düşme ile ilişkili majör yaralanma tespit edilmemiştir. Ameliyat sonrası düşme sayıları normal grup ile değerlendirildiğinde iki grup arasında anlamlı bir fark bulunamamıştır ($p\text{-değeri}=0.920>0.05$). Bu sonucun ameliyat sonrası ağrının azalması, eklem hareket açıklığının anlamlı düzeyde artması, hastaların ameliyat sonrası uygun rehabilitasyonu ve düşme açısından bilgilendirilmeleri ve farkındalıklarının artırılması ile ilişkili olduğunu düşünmekteyiz. Literatüre bakıldığında TKP öncesi ve sonrası düşmenin değerlendirildiği az sayıda çalışma vardır. Ninomiya ve ark. yaptıkları çalışmada TKP yapılan hastalarda düşme oranlarını normal kontrol grubuna göre daha yüksek bulmuşlardır. Ancak bu çalışmada hastaların %81'ine GKD'ye sekonder koksartroz nedeni ile TKP yapılmıştır ve GKD nedeniyle oluşabilecek sekonder anatomik değişiklikler düşme riskini ve düşme sıklığını etkileyebilmektedir.

Düşme korkusu yaşlı hastalarda önemli bir sorundur. Daha önce yapılan çalışmalarda düşen hastalarda düşme korkusunun prevalansı %95, düşmeyen hastalarda %65 bulunmuştur[103]. Dahası düşme korkusunun ileride gelişebilecek bir düşmeyi tahmin edebileceği tespit edilmiştir[104,105]. Levinger ve ark. TDP ve TKP yaptıkları hastalarla dizayn ettikleri çalışmalarında FES ile baktıkları düşme korkusunun düşen hastalarda düşmeyen hastalara göre istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek olduğunu bulmuşlardır[106]. Buker ve ark. yaptıkları çalışmalarında TKP yapılan hastaların ameliyat sonrası dönemde düşme korkusunu FES ile değerlendirmiş, sonuçlarını ortalama 20.9 olarak bulmuşlardır[107]. Ancak çalışmalarında ameliyat öncesi ve sonrası veya sağlıklı grupla karşılaştırma yapılmamıştır. Biz yaptığımız çalışmada düşme korkusunu değerlendirebilmek adına FES ölçeğini kullandık ve ameliyat öncesi ortalama 55,8 olan değer ameliyat sonrası dönemde 20,6 olduğunu tespit ettik ve ameliyat öncesi ve sonrası arasında FES değerleri açısından istatistiksel anlamlı fark bulduk ($p\text{-değeri}<0.001$). Ancak normal grup ile karşılaştırdığımızda TKP yapılan hastalarda FES değerlerini istatistiksel olarak anlamlı düzeyde yüksek bulduk ($p\text{-değerleri}<0.001$).

Olguların ameliyat sonrası radyografileri incelendiğinde asetabuler kap açısı en az 25° ve en çok ise 71° olup ortalama değeri $40,7^{\circ}$ idi. Literatürde bildirilen

kap açıları değerleri ortalama 39 ile 49.3 derece arasındadır[108,109]. Bizim serimizle literatür karşılaştırıldığında uyumluluk göstermektedir. Asetabular komponent etrafındaki radyolüsens alanlar incelendiğinde, De Lee ve Charnley[67] zonlarına göre sadece zone 2’de 2 mm’yi geçmeyen radyolüsens alan tespit edilmiştir. TKP yapılan 40 asetabuler kapta ise radyolüsens alan tespit edilmemiştir. Moskal ve ark.[110] 107 vakalık serisinde 12.4 yıllık ortalama takip süresi sonunda 4 kalçada (% 3.7) Zone I, 6 kalçada (% 5.6) Zone II ve 11 kalçada (% 10.2) Zone III de nonprogresif radyolusent çizgi tespit edilmiştir. Bu sonuçlara göre bizim çalışmamızda radyolusen alanların daha az görüldüğü söylenebilir ancak bizim çalışmamızda ortalama takip süresi 2.2 yıl idi ve sağlıklı karşılaştırma yapabilmek için daha uzun takip sürelerine gereksinim olduğu sonucuna varılmıştır. Park ve ark.[108], 76 vakalık serisinde ortalama 10 yıllık takibinde 5 vakada, sonradan revizyon yapılan migrasyon tespit etmiştir. Bizim çalışmamızın takip süresi Park ve ark. yaptıklarından belirgin olarak kısadır ve bulguları literatüre göre sağlıklı yorumlayabilmek için daha uzun takip sürelerine gereksinim mevcuttur.

Olgularımızda femoral komponentin vertikal çökmesini değerlendirebilmek amacı ile stemin superolateral köşesi ile trokanter majorun tipi arasında kalan mesafeyi ölçtük. Femoral komponentin ameliyat sonrası radyografileri ile son kontrol radyografilerinin karşılaştırılması neticesinde 37 kalçada vertikal migrasyon görülmemiş, 4 kalçada 5 mm den daha az, vertikal migrasyon görülmüştür. Hastalarda çökme miktarı 0-2 mm arasında ve ortalama ise 1,02 mm idi. Femoral komponentin etrafındaki radyolusent alanların değerlendirilmesinde 40 kalçada hiç radyolusensi olmadığı ve kemiksel içe büyümenin tam olarak meydana geldiği görüldü. Zon 1’de 1 kalçada (% 2,43) 2 mm ve daha az radyolusens alan mevcuttu. Bu bulgulara göre hiçbir olguda femoral komponent gevşemesi saptanmadı. Kim’in (79), serisinde ortalama 19.4 yıllık takip sonunda % 4, Capello’nun (84), serisinde 10 yıllık takip sonunda % 0.9 olarak verilmistir. Literatüre göre sonuçlarımız daha iyi görünse de femoral komponent stabilitesi ve gevşeme olup olmadığının sağlıklı değerlendirilmesi için uzun dönem takip sonuçlarına ihtiyaç vardır.

Çimentosuz TKP ameliyatlarında karşılaşılabilen önemli bir komplikasyon ameliyat esnasında oluşabilen femur ya da asetabulum kırıklarıdır. Daha önce yapılan çalışmalarda bu komplikasyonun %3 oranında olduğu tespit

edilmiştir[111,112]. Serimizde 2 vakada (% 5,71) operasyon sırasında femurda kırık oluştu. Femoral stemin proksimalinde nondeplase tek korteksi ilgilendiren fissür şeklinde idi, kablo atılarak tespit edildi. Kontrollerde tam kaynama ile sonuçlandığı görüldü.

Diğer bir önemli ve hastanın sonuçlarını kötüleştirebilecek komplikasyonda kalça protez çıkığıdır. Geniş bir seriyle yapılan önceki bir çalışmada bu komplikasyonun görülme sıklığı %3.1 olarak belirtilmiştir[113]. Kalça çıkığı için çeşitli etyolojik faktörler mevcuttur. Bunlar; instabilite, asetabuler kabın veya femoral stemin yerleştirilmesinde teknik hatalar, travma, cerrahi yaklaşım, baş çapının uygun olamaması ve kalça abduktör kol yetmezliği olarak sıralanabilir. Berry ve ark[114].'nın, yapmış olduğu çalışmada femur başı çapının küçük olmasının uzun dönemde dislokasyon için kümülatif risk oluşturduğu tespit edilmiştir. Kliniğimizde ameliyat ettiğimiz hastaların tamamında posterolateral yaklaşım uyguladık. Bu yaklaşımda kalça abduktör kaslara minimal hasar verme konusunda dikkatli davrandık. Kapsül ve kısa dış rotator kaslar işlem sonunda tamir ettik. Çalışmamıza dahil ettiğimiz hiçbir hastamızda kalça çıkığı görmedik.

Heterotopik ossifikasyon TKP ameliyatlarının bir başka komplikasyonudur. Nedeni tam olarak aydınlatılamamıştır.Kabul edilen yaygın görüş cerrahi sırasında açığa çıkan büyüme faktörleri ve kemik şekillendirici partiküllerinkıvrak veya kemik oluşturuıcı etkileri sonucunda kas dokusunun kemik dokusuna dönüşümü olarak kabul görmektedir[115]. Çalışmamıza katılan hiçbir hastamızda heterotopik ossifikasyon gelişmemiştir. Bunun tercih ettiğimiz insizyon yaklaşımının avantajı olduğunu düşünmekteyiz. TKP'de kalçaya yaklaşım yolu konusundafikir ayrılıkları mevcuttur. En sık kullanılan iki yaklaşım anterolateral ve posterolateral yaklaşımlardır.Her iki yönteminde avantajları veya dezavantajları vardır. Anterolateral yaklaşımlarda genel kabul gören ameliyat sonrası dönemde çıkık riskinin az olduğu ancak heterotopik ossifikasyonun daha fazla görüldüğüdür[41].

Enfeksiyon, TKP ameliyatlarınınortopedik cerrahlarca en korkulan komplikasyonlarındanıdır. Enfeksiyondan korunma konusunda gerekli hassasiyetin gösterilmesi enfeksiyon tedavisinden daha önemlidir. Günümüzde sık görülen mikroorganizmalara karşı duyarlı antibiyotiklerin geliştirilmesi, profilaksi

uygulanması, ameliyathane şartlarının iyileştirilmesi asepsi ve antisepsi kurallarına sadık kalınması, uygun ameliyat sonrası yara bakımı ve rehabilitasyonun verilmesi ile görülme sıklığı geçmiş dönemlere göre azalmıştır. Yaptığımız çalışmada 35 hastanın yalnızca 3 tanesinde ameliyat sonrası erken dönemde seröz akıntı tespit edilmiş ve yara bakımı ve antibiyoterapi dışında ilave tedavi gereksinimi kalmadan hastalar iyileşebilmişlerdir. Hiçbir hastadageç dönem enfeksiyonaraştlanmamıştır. Enfeksiyondan korunmada profilaktik antibiyotik kullanımının, cerrahi yaklaşımda geniş yumuşak doku diseksiyonundan kaçınılmasının, ameliyat sonrası dönemde düzenli pansuman yapılmasının etkili olduğunu düşünmekteyiz.

Sonuçları hasta açısından ölümcül olabilen bir başka komplikasyon tromboembolik olaylardır. Bu komplikasyondan korunma adına önemli adımlar cerrahi sürenin kısa tutulması, hastanın erken mobilizasyonu, uygun profilaksinin yapılması ve hastaların yaş ortalamasının düşük tutulmasıdır. Tanı koymak her zaman kolay değildir ve bazı hastaların tanı konamadan taburcu edilebildiği akıldan çıkarılmamalıdır. Kim ve Suh'un, daha önceden yapmış oldukları 146 hastayı içeren serilerinde 6 hastada (%4,1) herhangi bir ciddi bulgu vermeyen asemptomatik DVT geliştiğini rapor etmişlerdir.[116]. Yapmış olduğumuz çalışmada herhangi bir hastada tromboembolik olay yada DVT bulgusuna rastlamadık. Bunun sebeplerinin uygun cerrahi profilaksinin verilmesi ve ameliyat sonrası erken dönemde hastaların mobilize edilmesi olduğunu düşünmekteyiz.

Bir başka ciddi komplikasyon ise nörolojik yaralanmalardır. Cerrahi işlemin başarısını gölgeler ve cerrahların gelişmesinden en çok korktuğu komplikasyonlardan biridir. Sinir lezyonları laserasyon, iskemi, kompresyon veya distraksiyona bağlı mekanizmalar ile oluşan mekanik deformasyonlarla oluşabilir. TKP sonrası örneğin ekstremitte eşitsizliği durumunda akut olarak aşırı uzatma yapılan hastalarda, nörolojik yapılara direkt travma ile, cerrahi sahada oluşabilen bir hematoma sinire basısı ile veya çimento ekstravazasyonu gibi nedenlerle sinir lezyonu görülebilmektedir[117]. Siyatik sinir ve onun peroneal dalı TKP ameliyatlarında en sık yaralanan sinirlere dir. TKP sonrasında sinir arazı görülme sıklığı çeşitli serilerde %0.8 ila %3.7 arasında rapor edilmiştir[118]. Schmalzried ve ark.[119], literatür taraması çalışmasında 34335 vakada 359 (% 1) vakada nörolojik komplikasyon bulmuşlar ve TKP ameliyatı için sinir lezyonu prevalansını % 0.09-1.9

arasında bulmuşlardır. Biz ameliyat ettiğimiz 35 hastanın hiçbirisinde nörolojik hasarla karşılaşmadık.

Yaptığımız bu tez çalışmasının en önemli limitasyonu çalışmanın geriye dönük dizayn edilmesidir. Çalışmadaki düşen hastaların sayısının az olması düşen ve düşmeyen hastaların denge ile ilişkili fonksiyonlar yönünden karşılaştırılmalarına olanak tanımamıştır. Daha geniş katılımlı çalışmalara ihtiyaç vardır. Ayrıca takip süresi literatürdeki benzer çalışmalara göre kısadır. Bu nedenle özellikle radyolojik sonuçlar literatürle sağlıklı karşılaştırılamamıştır. Hastaların ameliyat sonrası eklem hareket açıklıklarına bakılmış ancak kalça çevresi ve diz çevresi kas kuvvetlerine bakılmamıştır. Kas gücünün artmasında tarafımızca denge ile ilişkili fonksiyonları iyileştiren faktörler olarak düşünülmektedir. Kas kuvvetinin değerlendirildiği bir başka çalışma tarafımızca planlanmaktadır.

SONUÇLAR

- 1) Kalça osteoartriti hastaların fonksiyonelliğini azaltan bağımsız yaşamalarını engelleyebilen sık görülen bir hastalıktır.
- 2) Total kalça protezi kalça osteoartriti hastalarında klinik sonuçları iyileştiren bir cerrahi prosedürdür.
- 3) Uygun hasta seçimi, uygun cerrahi tekniğin uygulanması başarılı sonuçlar ve komplikasyonların en aza indirgenmesi için elzemdir.
- 4) Başarılı sonuçlar elde edebilmek adına ameliyat öncesi dönemde dikkatli bir planlama yapılmalıdır.
- 5) Düşme, ve düşme korkusu bu hastalarda ameliyat sonrası dönemde mutlaka değerlendirilmesi gereken parametrelerdendir.
- 6) Ağrı, kalça eklem hareket açıklığının azalması, yürüme bozukluğu (topallama vb.)daha önce düşme yaşanması, düşme korkusu bu hastalarda düşme riskini ve denge ile ilişkili fonksiyonların kötü olmasına neden olan faktörlerdir.

- 7) Total kalça protezi yapılan hastalarda ağrı azalır, eklem hareket açıklığı artar, düşme korkusu azalır ve sonuç olarak düşme sayıları azalır denge ile ilişkili fonksiyonlarda iyileşme ve düşme riskinde azalma sağlanır

KAYNAKLAR

- [1] Kannus P, Parkkari J, Koskinen S, Niemi S, Palvanen M, Järvinen M, et al. Fall-induced injuries and deaths among older adults. J Am Med Assoc 1999. <https://doi.org/10.1001/jama.281.20.1895>.
- [2] Tinetti ME, Speechley M, Ginter SF. Falls among elderly persons. N Engl J Med 1988. <https://doi.org/10.1056/NEJM198812293192604>.
- [3] Campbell AJ, Borrie MJ, Spears GF, Jackson SL, Brown JS, Fitzgerald JL. Circumstances and consequences of falls experienced by a community population 70 years and over during a prospective study. Age Ageing 1990. <https://doi.org/10.1093/ageing/19.2.136>.
- [4] Yasumura S, Haga H, Niino N. Circumstances of injurious falls leading to medical care among elderly people living in a rural community. Arch Gerontol Geriatr 1996. [https://doi.org/10.1016/0167-4943\(96\)00711-X](https://doi.org/10.1016/0167-4943(96)00711-X).
- [5] Aoyagi K, Ross PD, Davis JW, Wasnich RD, Hayashi T, Takemoto TI. Falls among community-dwelling elderly in Japan. J Bone Miner Res 1998. <https://doi.org/10.1359/jbmr.1998.13.9.1468>.
- [6] Deshpande N, Metter EJ, Lauretani F, Bandinelli S, Guralnik J, Ferrucci L. Activity restriction induced by fear of falling and objective and subjective measures of physical function: A prospective cohort study. J Am Geriatr Soc 2008. <https://doi.org/10.1111/j.1532-5415.2007.01639.x>.
- [7] American Geriatrics Society, British Geriatrics Society and AA of, Orthopaedic Surgeons. Guideline for the Prevention of Falls in Older Persons and American Academy of Orthopaedic Surgeons Panel on Falls

- Prevention. Am Geriatr Soc 2001.
- [8] Nahit ES, Silman AJ, Macfarlane GJ. The occurrence of falls among patients with a new episode of hip pain. *Ann Rheum Dis* 1998. <https://doi.org/10.1136/ard.57.3.166>.
 - [9] Arnold CM, Faulkner RA. The history of falls and the association of the timed up and go test to falls and near-falls in older adults with hip osteoarthritis. *BMC Geriatr* 2007. <https://doi.org/10.1186/1471-2318-7-17>.
 - [10] Levinger P, Menz HB, Wee E, Feller JA, Bartlett JR, Bergman NR. Physiological risk factors for falls in people with knee osteoarthritis before and early after knee replacement surgery. *Knee Surgery, Sport Traumatol Arthrosc* 2011. <https://doi.org/10.1007/s00167-010-1325-8>.
 - [11] Wang X, Ma Y, Wang J, Han P, Dong R, Kang L, et al. Mobility and Muscle Strength Together are More Strongly Correlated with Falls in Suburb-Dwelling Older Chinese. *Sci Rep* 2016. <https://doi.org/10.1038/srep25420>.
 - [12] Moutzouri M, Gleeson N, Billis E, Tsepis E, Panoutsopoulou I, Gliatis J. The effect of total knee arthroplasty on patients' balance and incidence of falls: a systematic review. *Knee Surgery, Sport Traumatol Arthrosc* 2017. <https://doi.org/10.1007/s00167-016-4355-z>.
 - [13] Sibley KM, Beauchamp MK, Van Ooteghem K, Straus SE, Jaglal SB. Using the systems framework for postural control to analyze the components of balance evaluated in standardized balance measures: A scoping review. *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, 2015. <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2014.06.021>.
 - [14] SMITH-PETERSEN M. ARTHROPLASTY OF THE HIP: A New Method. *JBJS* 1939.
 - [15] Adams JC. THE INTERNAL FIXATION OF FRACTURES. By Charles Scott Venable, M.D., M.S., F.A.C.S., and Walter Goodloe Stuck, M.D., M.S., F.A.C.S. 10 x 6¾ in. Pp. xi + 237, with 84 figures. Index, 1947. Oxford : Blackwell Scientific Publications, Ltd. *J Bone Joint Surg Br* 1948. <https://doi.org/10.1302/0301-620x.30b2.402-a>.
 - [16] Moore AT. Metal hip joint: A new self-locking vitallium prosthesis. *South*

- Med J 1952. <https://doi.org/10.1097/00007611-195211000-00001>.
- [17] Knight RA. Resection-Reconstruction of the Hip. Arthroplasty with an Acrylic Prosthesis. Jean Judet, Robert Judet, Jean Lagrange, and Jean Dunoyer. Edited by K. I. Nissen. Edinburgh, E. & S. Livingstone, Ltd.; Baltimore, The Williams & Wilkins Co., 1954. \$7.00. J Bone Jt Surg 1955. <https://doi.org/10.2106/00004623-195537020-00034>.
 - [18] (McKeever DC. Biomechanics of hip prosthesis. Clin Orthop 1961;19:187.
 - [19] VALLS J. A new prosthesis for arthroplasty of the hip. J Bone Joint Surg Br 1952;34-B:308—310. <https://doi.org/10.1302/0301-620x.34b2.308>.
 - [20] THOMSON JE, FERCIOT CF, BARTELS WW, WEBSTER FS. The light bulb type of prosthesis for the femoral head. Surg Gynecol Obstet 1953.
 - [21] THOMPSON FR. Two and a half years' experience with a vitallium intramedullary hip prosthesis. J Bone Joint Surg Am 1954. <https://doi.org/10.2106/00004623-195436030-00003>.
 - [22] WILES P. The surgery of the osteoarthritic hip. Br J Surg 1958. <https://doi.org/10.1002/bjs.18004519315>.
 - [23] McKee GK, Watson-Farrar J. Replacement of arthritic hips by the McKee-Farrar prosthesis. J Bone Jt Surg - Ser B 1966. <https://doi.org/10.1302/0301-620x.48b2.245>.
 - [24] CHARNLEY J. Anchorage of the femoral head prosthesis to the shaft of the femur. J Bone Joint Surg Br 1960. <https://doi.org/10.1302/0301-620x.42b1.28>.
 - [25] Capello WN, D'Antonio JA, Manley MT, Feinberg JR. Hydroxyapatite in Total Hip Arthroplasty: Clinical Results and Critical Issues. Clin Orthop Relat Res 1998;355.
 - [26] Kotz R, DaVid T, Helwig U, Uyka D, Wanivenhaus A, Windhager R. Polygonal triple osteotomy of the pelvis - A correction for dysplastic hip joints. Int Orthop 1992. <https://doi.org/10.1007/BF00189612>.
 - [27] Risser JC, Brand RA. The iliac apophysis: An invaluable sign in the management of scoliosis. Clin. Orthop. Relat. Res., 2010. <https://doi.org/10.1007/s11999-009-1096-z>.

- [28] Ege R. Kalça cerrahisi ve sorunları el kitabı. Ankara: Türk Hava Kurumu Basımevi; 1994.
- [29] Crawford M, Dy C, Alexander J, Thompson M, Schroder S, Vega C, et al. THE 2007 FRANK STINCHFIELD AWARD: The Biomechanics of the Hip Labrum and the Stability of the Hip. Clin Orthop Relat Res 2007.
- [30] Kuran O. Sistematik anatomi. İstanbul: Filiz Kitabevi; 1983.
- [31] Snell RS. Clinical Anatomy for Medical Students. Lippincott Williams & Wilkins; 2000.
- [32] Tönnis D. Congenital Dysplasia and Dislocation of the Hip in Children and Adults. 1987. <https://doi.org/10.1007/978-3-642-71038-4>.
- [33] Netter F. The Ciba Collection of Medical Illustrations Muskuloskeletal System. 1st ed. 1987.
- [34] Crock H V. An atlas of the arterial supply of the head and neck of the femur in man. Clin Orthop Relat Res 1980. <https://doi.org/10.1097/00003086-198010000-00004>.
- [35] TRUETA J, HARRISON MH. The normal vascular anatomy of the femoral head in adult man. J Bone Joint Surg Br 1953. <https://doi.org/10.1302/0301-620x.35b3.442>.
- [36] JUDET J, JUDET R, LAGRANGE J, DUNOYER J. A study of the arterial vascularization of the femoral neck in the adult. J Bone Joint Surg Am 1955. <https://doi.org/10.2106/00004623-195537040-00001>.
- [37] SEVITT S, THOMPSON RG. THE DISTRIBUTION AND ANASTOMOSES OF ARTERIES SUPPLYING THE HEAD AND NECK OF THE FEMUR. J Bone Joint Surg Br 1965. <https://doi.org/10.1302/0301-620x.47b3.560>.
- [38] TUCKER FR. Arterial supply to the femoral head and its clinical importance. J Bone Joint Surg Am 1949. <https://doi.org/10.1302/0301-620x.31b1.82>.
- [39] Chung SMK. The arterial supply of the developing proximal end of the human femur. J Bone Jt Surg - Ser A 1976. <https://doi.org/10.2106/00004623-197658070-00011>.

- [40] Gautier E, Ganz K, Krugel N, Gill T, Ganz R. Anatomy of the medial femoral circumflex artery and its surgical implications. J Bone Jt Surg - Ser B 2000. <https://doi.org/10.1302/0301-620X.82B5.10426>.
- [41] Harkess JW. Arthroplasty of the hip Campbell's Operative Orthopaedics. 10th ed. Philadelphia: Mosby; 2007.
- [42] Pauwels F. Biomechanics of the Normal and Diseased Hip. Berlin: Springer-Verlog; 1976.
- [43] Günel U. Kalça eklemi biyomekaniği Kalça cerrahisi ve sorunları. 1st ed. Ankara: Ankara: Türk Hava Kurumu Basımevi; 1994.
- [44] Charnley J, Feagin JA. Low friction arthroplasty in congenital subluxation of the hip. CLINORTHOP 1973. <https://doi.org/10.1097/00003086-197303000-00015>.
- [45] Miller DM. Adult reconstruction Review of orthopaedics. 4th ed. Philadelphia: WB Saunders Company; 2004.
- [46] Eftekar NS. Total hip arthroplasty. 1st ed. Mosby: St. Louis CV; 1993.
- [47] Rose RM, Nusbaum HJ, Schneider H, Ries M, Paul I, Crugnola A, et al. On the true wear rate of ultra high-molecular-weight polyethylene in the total hip prosthesis. J Bone Jt Surg - Ser A 1980. <https://doi.org/10.2106/00004623-198062040-00007>.
- [48] Alpaslan AM. Kalça Cerrahisi Sorunları. Ankara: Türk Hava Kurumu Basımevi ; 1994.
- [49] Chin HC, Stauffer RN, Chao EY. The effect of centrifugation on the mechanical properties of cement. An in vitro total hip-arthroplasty model. JBJS 1990;72.
- [50] Orsini EC, Byrick RJ, Mullen JB, Kay JC, Waddell JP. Cardiopulmonary function and pulmonary microemboli during arthroplasty using cemented or non-cemented components. The role of intramedullary pressure. JBJS 1987;69.
- [51] Ries MD, Lynch F, Rauscher LA, Richman J, Mick C, Gomez M. Pulmonary function during and after total hip replacement. Findings in patients who have

- insertion of a femoral component with and without cement. JBJS 1993;75.
- [52] Kawate K, Maloney WJ, Bragdon CR, Biggs SA, Jasty M, Harris WH. Importance of a thin cement mantle: Autopsy studies of eight hips. Clin. Orthop. Relat. Res., 1998. <https://doi.org/10.1097/00003086-199810000-00008>.
- [53] Gruen TA, Markolf KL, Amstutz HC. Effects of laminations and blood entrapment on the strength of acrylic bone cement. Clin Orthop Relat Res 1976. <https://doi.org/10.1097/00003086-197609000-00038>.
- [54] Lee AJC, Ling RSM, Vangala SS. Some clinically relevant variables affecting the mechanical behaviour of bone cement. Arch Orthop Trauma Surg 1978. <https://doi.org/10.1007/BF00381635>.
- [55] Willert HG, Ludwig J, Semlitsch M. Reaction of bone to methacrylate after hip arthroplasty. A long term gross, light microscopic, and scanning electron microscopic study. J Bone Jt Surg - Ser A 1974. <https://doi.org/10.2106/00004623-197456070-00005>.
- [56] Engh C, Bobyn J. Porous-coated hip replacement. J Bone Jt Surg 1987.
- [57] Akman Ş, Seçkin MF Öİ. Kemik çimentosu özellikleri ve antibiyotikli kemik çimentosu. In: Görgeç M, Öztürk İ, Aksoy B BH, editor. Ortop. ve travmatolojide biyomateryaller, Istanbul: Türk Ortopedi ve Travmatoloji Derneği; 2005, p. 35–43.
- [58]. Savory CG, Hamilton WG, Engh CA, Valle CJD R, AG GJ. Hip Designs. In: Barrack RL B, RE LJ, editors. Orthop. Knowl. Updat. Hip Knee Reconstr. 3rd ed, Rosemont: Illionis: American Academy of Orthopaedic Surgeons; 2006, p. 345–368.
- [59] Morscher EW. Cementless total hip arthroplasty. Clin Orthop Relat Res 1983. <https://doi.org/10.1097/00007611-199510001-00151>.
- [60] Crowninshield R. An overview of prosthetic materials for fixation. Clin Orthop Relat Res 1988. <https://doi.org/10.1097/00003086-198810000-00016>.
- [61] McCutchen JW, Collier JP, Mayor MB. Osseointegration of titanium implants in total hip arthroplasty. Clin. Orthop. Relat. Res., 1990.

- <https://doi.org/10.1097/00003086-199012000-00014>.
- [62] Haddad RJ, Cook SD, Thomas KA. Biological fixation of porous-coated implants. *J Bone Jt Surg - Ser A* 1987. <https://doi.org/10.2106/00004623-198769090-00026>.
 - [63] Harris WH. Results of Uncemented Cups: A Critical Appraisal at 15 Years. *Clin. Orthop. Relat. Res.*, 2003.
<https://doi.org/10.1097/01.blo.0000096824.67494.aa>.
 - [64] Wasielewski RC, Cooperstein LA, Kruger MP, Rubash HE. Acetabular anatomy and the transacetabular fixation of screws in total hip arthroplasty. *J Bone Jt Surg - Ser A* 1990. <https://doi.org/10.2106/00004623-199072040-00005>.
 - [65] Cook SD, Thomas KA, Kay JF, Jarcho M. Hydroxyapatite-coated porous titanium for use as an orthopedic biologic attachment system. *Clin Orthop Relat Res* 1988. <https://doi.org/10.1097/00003086-198805000-00038>.
 - [66] Dorr LD, Malik A, Dastane M, Wan Z. Combined anteversion technique for total hip arthroplasty. *Clin. Orthop. Relat. Res.*, 2009.
<https://doi.org/10.1007/s11999-008-0598-4>.
 - [67] DeLee JG, Charnley J. Radiological demarcation of cemented sockets in total hip replacement. *Clin Orthop Relat Res* 1976.
<https://doi.org/10.1097/00003086-197611000-00003>.
 - [68] Mark McCarthy, Thomas E. Brown KJS. Etiology of hip Arthritis. In: Thomas E. Brown, Quanjun Cui, William M. Mihalko KJS, editor. *Arthritis Arthroplast*. 1st ed., Philadelphia: Saunders Elsevier; 2009, p. 3–11.
 - [69] Prevalence of doctor-diagnosed arthritis and arthritis-attributable activity limitation - United States, 2003-2005. *Morb Mortal Wkly Rep* 2006.
 - [70] Felson DT, Zhang Y. An update on the epidemiology of knee and hip osteoarthritis with a view to prevention. *Arthritis Rheum* 1998.
[https://doi.org/10.1002/1529-0131\(199808\)41:8<1343::AID-ART3>3.0.CO;2-9](https://doi.org/10.1002/1529-0131(199808)41:8<1343::AID-ART3>3.0.CO;2-9).
 - [71] Felson DT. An update on the pathogenesis and epidemiology of osteoarthritis.

- Radiol Clin North Am 2004. [https://doi.org/10.1016/S0033-8389\(03\)00161-1](https://doi.org/10.1016/S0033-8389(03)00161-1).
- [72] Gelber AC. Obesity and hip osteoarthritis: The weight of the evidence is increasing. *Am J Med* 2003. [https://doi.org/10.1016/S0002-9343\(02\)01548-6](https://doi.org/10.1016/S0002-9343(02)01548-6).
- [73] Learmonth ID, Young C, Rorabeck C. The operation of the century: total hip replacement. *Lancet* 2007. [https://doi.org/10.1016/S0140-6736\(07\)60457-7](https://doi.org/10.1016/S0140-6736(07)60457-7).
- [74] Pivec R, Johnson AJ, Mears SC, Mont MA. Hip arthroplasty. *Lancet* 2012;380:1768–77. [https://doi.org/https://doi.org/10.1016/S0140-6736\(12\)60607-2](https://doi.org/https://doi.org/10.1016/S0140-6736(12)60607-2).
- [75] Poole JL, Gallegos M, O'Linc S. Recommendations for the medical management of osteoarthritis of the hip and knee: 2000 update. *Arthritis Rheum* 2000. [https://doi.org/10.1002/1529-0131\(200009\)43:9<1905::AID-ANR1>3.0.CO;2-P](https://doi.org/10.1002/1529-0131(200009)43:9<1905::AID-ANR1>3.0.CO;2-P).
- [76] Oliveria SA, Felson DT, Reed JI, Cirillo PA, Walker AM. Incidence of symptomatic hand, hip, and knee osteoarthritis among patients in a health maintenance organization. *Arthritis Rheum* 1995. <https://doi.org/10.1002/art.1780380817>.
- [77] Zhang Y, Jordan JM. Epidemiology of Osteoarthritis. *Rheum Dis Clin North Am* 2008. <https://doi.org/10.1016/j.rdc.2008.05.007>.
- [78] Prime MS, Palmer J, Khan WS. The National Joint Registry of England and Wales. *Orthopedics* 2011. <https://doi.org/10.3928/01477447-20101221-21>.
- [79] Smith GH, Johnson S, Ballantyne JA, Dunstan E, Brenkel IJ. Predictors of excellent early outcome after total hip arthroplasty. *J Orthop Surg Res* 2012. <https://doi.org/10.1186/1749-799X-7-13>.
- [80] Kurtz S, Ong K, Lau E, Mowat F, Halpern M. Projections of primary and revision hip and knee arthroplasty in the United States from 2005 to 2030. *J Bone Jt Surg - Ser A* 2007. <https://doi.org/10.2106/JBJS.F.00222>.
- [81] Söderman P, Malchau H. Is the Harris Hip Score System Useful to Study the Outcome of Total Hip Replacement? *Clin Orthop Relat Res* 2001;384.
- [82] Chan YK, Chiu KY, Yip DKH, Ng TP, Tang WM. Full weight bearing after non-cemented total hip replacement is compatible with satisfactory results. *Int*

- Orthop 2003. <https://doi.org/10.1007/s00264-002-0419-4>.
- [83] Bojescul JA, Xenos JS, Callaghan JJ, Savory CG. Results of Porous-Coated Anatomic total hip arthroplasty without cement at fifteen years: A concise follow-up of a previous report. *J Bone Jt Surg - Ser A* 2003. <https://doi.org/10.2106/00004623-200306000-00015>.
- [84] Sakalkale DP, Kenneth E, Hozack WJ, Rothman RH. Minimum 10-year results of a tapered cementless hip replacement. *Clin. Orthop. Relat. Res.*, 1999. <https://doi.org/10.1097/00003086-199905000-00022>.
- [85] Bulut G, Kiliç Z, Aksu S, Inci F, Yildiz M. Results Of Cemented Total Hip Arthroplasty. *South Clin ISTANBUL EURASIA* 2003;14:173–9.
- [86] Hawker GA, Mian S, Kendzerska T, French M. Measures of adult pain: Visual Analog Scale for Pain (VAS Pain), Numeric Rating Scale for Pain (NRS Pain), McGill Pain Questionnaire (MPQ), Short-Form McGill Pain Questionnaire (SF-MPQ), Chronic Pain Grade Scale (CPGS), Short Form-36 Bodily Pain Scale (SF. *Arthritis Care Res* 2011. <https://doi.org/10.1002/acr.20543>.
- [87] De Nies F, Fidler MW. Visual analog scale for the assessment of total hip arthroplasty. *J Arthroplasty* 1997. [https://doi.org/10.1016/S0883-5403\(97\)90197-2](https://doi.org/10.1016/S0883-5403(97)90197-2).
- [88] Akbay A. VIZUEL ANALOG SKALA. 2008.
- [89] Dougados M. Monitoring osteoarthritis progression and therapy. *Osteoarthr Cartil* 2004. <https://doi.org/10.1016/j.joca.2003.09.009>.
- [90] Jogi P, Overend T, Kramer J. Comparisons of clinically based outcome measures and laboratory-based outcome measure for balance in patients following total hip and knee arthroplasty. *Orthop Res Rev* 2017. <https://doi.org/10.2147/ORR.S125581>.
- [91] Frykberg GE, Lindmark B, Lanshammar H, Borg J. Correlation between clinical assessment and force plate measurement of postural control after stroke. *J Rehabil Med* 2007. <https://doi.org/10.2340/16501977-0071>.
- [92] Jeon Y-J, Kim G-M. Comparison of the Berg Balance Scale and Fullerton

- Advanced Balance Scale to predict falls in community-dwelling adults. *J Phys Ther Sci* 2017;29:232–4. <https://doi.org/10.1589/jpts.29.232>.
- [93] Majewski M, Bischoff-Ferrari HA, Grüneberg C, Dick W, Allum JHJ. Improvements in balance after total hip replacement. *J Bone Joint Surg Br* 2005;87-B:1337–43. <https://doi.org/10.1302/0301-620X.87B10.16605>.
- [94] Rasch A, Dalén N, Berg HE. Muscle strength, gait, and balance in 20 patients with hip osteoarthritis followed for 2 years after THA. *Acta Orthop* 2010;81:183–8. <https://doi.org/10.3109/17453671003793204>.
- [95] Lugade V, Klausmeier V, Jewett B, Collis D, Chou L-S. Short-term recovery of balance control after total hip arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res* 2008;466:3051–8. <https://doi.org/10.1007/s11999-008-0488-9>.
- [96] Evans D, Pester J, Vera L, Jeanmonod D, Jeanmonod R. Elderly fall patients triaged to the trauma bay: Age, injury patterns, and mortality risk. *Am J Emerg Med* 2015. <https://doi.org/10.1016/j.ajem.2015.07.044>.
- [97] Medical Advisory Secretariat. Prevention of falls and fall-related injuries in community-dwelling seniors: an evidence-based analysis. *Ont Health Technol Assess Ser* 2008.
- [98] Farrokhi S, Chen YF, Piva SR, Fitzgerald GK, Jeong JH, Kwok CK. The influence of knee pain location on symptoms, functional status, and knee-related quality of life in older adults with chronic knee pain: Data from the osteoarthritis initiative. *Clin J Pain* 2016. <https://doi.org/10.1097/AJP.0000000000000291>.
- [99] Vennu V, Bindawas SM. Relationship between falls, knee osteoarthritis, and health-related quality of life: Data from the osteoarthritis initiative study. *Clin Interv Aging* 2014. <https://doi.org/10.2147/CIA.S62207>.
- [100] Doré AL, Golightly YM, Mercer VS, Shi XA, Renner JB, Jordan JM, et al. Lower-extremity osteoarthritis and the risk of falls in a community-based longitudinal study of adults with and without osteoarthritis. *Arthritis Care Res* 2015. <https://doi.org/10.1002/acr.22499>.
- [101] Smith TO, Higson E, Pearson M, Mansfield M. Is there an increased risk of

falls and fractures in people with early diagnosed hip and knee osteoarthritis?
Data from the Osteoarthritis Initiative. *Int J Rheum Dis* 2018.
<https://doi.org/10.1111/1756-185X.12871>.

- [102] Ikutomo H, Nagai K, Tagomori K, Miura N, Nakagawa N, Masuhara K. Incidence and Risk Factors for Falls in Women With End-Stage Hip Osteoarthritis. *J Geriatr Phys Ther* 2019.
<https://doi.org/10.1519/JPT.0000000000000156>.
- [103] Jørstad EC, Hauer K, Becker C, Lamb SE. Measuring the psychological outcomes of falling: A systematic review. *J Am Geriatr Soc* 2005.
<https://doi.org/10.1111/j.1532-5415.2005.53172.x>.
- [104] Ulus Y, Durmus D, Akyol Y, Terzi Y, Bilgici A, Kuru O. Reliability and validity of the Turkish version of the Falls Efficacy Scale International (FES-I) in community-dwelling older persons. *Arch Gerontol Geriatr* 2012.
<https://doi.org/10.1016/j.archger.2011.06.010>.
- [105] Helbostad JL, Taraldsen K, Granbo R, Yardley L, Todd CJ, Sletvold O. Validation of the falls efficacy scale-international in fall-prone older persons. *Age Ageing* 2009. <https://doi.org/10.1093/ageing/afp224>.
- [106] Levinger P, Wee E, Margelis S, Menz HB, Bartlett JR, Bergman NR, et al. Pre-operative predictors of post-operative falls in people undergoing total hip and knee replacement surgery: a prospective study. *Arch Orthop Trauma Surg* 2017. <https://doi.org/10.1007/s00402-017-2727-6>.
- [107] Buker N, Eraslan U, Kitis A, Kiter AE, Akkaya S, Sutcu G. Is quality of life related to risk of falling, fear of falling, and functional status in patients with hip arthroplasty? *Physiother Res Int* 2019. <https://doi.org/10.1002/pri.1772>.
- [108] Park YS, Lee JY, Yun SH, Jung MW, Oh I. Comparison of hydroxyapatite- and porous-coated stems in total hip replacement. *Acta Orthop Scand* 2003.
<https://doi.org/10.1080/00016470310014166>.
- [109] Keisu KS, Orozco F, Sharkey PF, Hozack WJ, Rothman RH. Primary cementless total hip arthroplasty in octogenarians. Two to eleven-year follow-up. *J Bone Jt Surg - Ser A* 2001. <https://doi.org/10.2106/00004623->

200103000-00007.

- [110] Moskal JT, Jordan L, Brown TE. The porous-coated anatomic total hip prosthesis: 11- to 13-year results. *J Arthroplasty* 2004;19:837–44.
<https://doi.org/10.1016/j.arth.2004.01.004>.
- [111] Fitzgerald RH, Brindley GW, Kavanagh BF. The uncemented total hip arthroplasty: Intraoperative femoral fractures. *Clin Orthop Relat Res* 1988.
<https://doi.org/10.1097/00003086-198810000-00007>.
- [112] Schwartz JT, Mayer JG, Engh CA. Femoral fracture during non-cemented total hip arthroplasty. *J Bone Jt Surg - Ser A* 1989.
<https://doi.org/10.2106/00004623-198971080-00003>.
- [113] Woo RY, Morrey BF. Dislocations after total hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am* 1982;64:1295—1306.
- [114] Berry DJ, Von Knoch M, Schleck CD, Harmsen WS. Effect of femoral head diameter and operative approach on risk of dislocation after primary total hip arthroplasty. *J Bone Jt Surg - Ser A* 2005.
<https://doi.org/10.2106/JBJS.D.02860>.
- [115] Lewallen DG. Heterotopic ossification. In: Steinberg ME GJ, editor. *Revis. Total Hip Arthroplast*. 33rd ed., Philadelphia: Lippincot Williams & Wilkins; 1999, p. 483–91.
- [116] Kim YH, Suh JS. Low incidence of deep-vein thrombosis after cementless total hip replacement. *J Bone Jt Surg - Ser A* 1988.
<https://doi.org/10.2106/00004623-198870060-00013>.
- [117] Lewallen DG. Neurovascular injury associated with hip arthroplasty. *Instr Course Lect* 1998.
- [118] Eggli S, Hankemayer S, Müller ME. Nerve palsy after leg lengthening in total replacement arthroplasty for developmental dysplasia of the hip. *J Bone Jt Surg - Ser B* 1999. <https://doi.org/10.1302/0301-620X.81B5.9610>.
- [119] Schmalzried TP, Noordin S, Amstutz HC. Update on nerve palsy associated with total hip replacement. *Clin. Orthop. Relat. Res.*, 1997.
<https://doi.org/10.1097/00003086-199711000-00020>.

