

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

TOTAL KALÇA PROTEZİ SONRASI PROTEZ KALÇA
ÇIKIĞINA BAŞ ÇAPININ ETKİSİ
(ANABİLİM DALIMIZ HASTALARINDA YAPILAN
ARAŞTIRMA)

Dr. Erkan Sabri ERTAŞ

UZMANLIK TEZİ
Olarak Hazırlanmıştır

ANKARA

2017

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

TOTAL KALÇA PROTEZİ SONRASI PROTEZ KALÇA
ÇIKIĞINA BAŞ ÇAPININ ETKİSİ
(ANABİLİM DALIMIZ HASTALARINDA YAPILAN
ARAŞTIRMA)

Dr. Erkan Sabri ERTAŞ

UZMANLIK TEZİ
Olarak Hazırlanmıştır

TEZ DANIŞMANI
Prof. Dr. Ahmet Mazhar TOKGÖZOĞLU

ANKARA
2017

TEŞEKKÜR

Asistanlık eğitimim boyunca mesleki bilgi ve beceri kazanmamı sağlayan, ayrıca insani ve ahlaki değerler konusunda da örnek aldığım, mutlu zamanlarımda olduğu gibi zor zamanlarımda da yanımda olan anabilim dalı başkanımız Prof. Dr. Mahmut Nedim Doral başta olmak üzere bütün hocalarıma en içten teşekkürlerimi sunarım.

Tıp fakültesi öğrenciliğimde tanıdığım ve o dönemde beni kalça potezi ameliyatına davet ederek ortopedi bölümünü seçmemde etkili olan, cerrahi tecrübesi ve becerisiyle örnek aldığım, tez hazırlama sürecimde de yaptığı katkılar ile göstermiş olduğu sabır ve hoşgörüden dolayı tez hocam Prof. Dr. Ahmet Mazhar Tokgözoğlu'na teşekkür ederim.

Tez hazırlama sürecinde görüşlerini aldığım ve aynı zamanda tezimde incelemiş olduğum hastaların ameliyatlarını gerçekleştiren Prof. Dr. Mümtaz Alpaslan, Prof. Dr. Bülent Atilla ve Doç. Dr. Ömür Çağlar'a teşekkür ederim.

Bugünlere gelmemde emeği olan anne babama, her zaman yanımda olan eşime ve gülüşüyle sevinç kaynağı olan biricik oğluma teşekkür ederim.

ÖZET

Ertaş. E. S. , Primer total kalça protezi sonrası protez kalça çıkığına baş çapının etkisi, Hacettepe Üniversitesi Tıp Fakültesi, Ortopedi ve Travmatoloji Tezi, Ankara, 2017. Polietilen ve seramik teknolojilerindeki son gelişmeler, total kalça protezinin aşınma özelliklerinden ödün vermeksizin daha büyük başları kullanmamızı sağlamıştır. Bu değişikliğin bir yararı olarak da çıkık insidansında azalma olduğu öne sürülmüştür. 1995 ile 2015 yılları arasında bölümümüzde tek bir cerrahi ekip tarafından ve aynı standart cerrahi teknik kullanılarak uygulanan 913 primer total kalça protezinde çıkık oranını retrospektif olarak değerlendirdik. Hastalar kullanılan baş çapına göre, küçük baş kullanılanlar (28 mm ve daha küçük) ve büyük baş kullanılanlar (36 mm ve daha büyük) olmak üzere iki grubu ayrıldı. Asetabular yuvanın pozisyonu ölçülerek, Lewinnek'in güven aralıkları (anteversiyon için $15^{\circ} \pm 10^{\circ}$, inklinasyon için $40^{\circ} \pm 10^{\circ}$) dikkate alınarak pozisyonu değerlendirildi. 472 adet küçük baş kullanılan kalçanın 16'sında (%3,4), 441 adet büyük baş kullanılan kalçanın 5'inde (%1,1) ($P=0,04$) prostetik kalça çıkığı görülmüştür. Büyük baş kullanılan ve çıkık görülen kalçaların hepsinde asetabular yuva pozisyonu Lewinnek'in güvenli aralığındaydı. Bununla birlikte, büyük baş kullanılan grupta kalçaların yüzde 65'inde asetabular yuva pozisyonu güven aralığındaydı. Aynı cerrahi yaklaşımı kullanılıp baş çapı 36 mm ve daha büyük olarak değiştirildiğinde çıkık oranını önemli derecede düşüğü görüldü. Küçük baş kullanılanlarla karşılaştırıldığında büyük baş kullanılan kalçalarda, Lewinnek'e göre asetabular yuva yerleştirme hataları daha önemsizdir. Bizim görüşümüze göre, total kalça artroplastisinde büyük baş kullanılması çıkık açısından fark yaratmaktadır.

Anahtar Kelimeler: Primer total kalça protezi, çıkık, baş çapı, anteversiyon, inklinasyon.

ABSTRACT

Ertaş. E. S. , Effect of head diameter on risk of prosthetic hip dislocation after primary total hip prosthesis, Hacettepe University Faculty of Medicine, Thesis in Orthopedics and Traumatology, Ankara, 2017. Recent advances in polyethylene and ceramic technologies has allowed us to use larger size heads without compromising the wear properties of a THR. One benefit of this change has been proposed to be a lower incidence of dislocation. We retrospectively evaluated the dislocation rate in 913 THR's performed using the same standardized surgical technique employed by a single team of surgeons at our institution between 1995 and 2015. Patients were assigned to two groups: small (28 mm and smaller) (SH), large diameter heads (36 mm and larger) (LH). The cup position was measured and plotted to determine its status according to the Lewinnek safe zone ($15^{\circ}\pm 10^{\circ}$ for anteversion, $40^{\circ}\pm 10^{\circ}$ for inclination). Sixteen of the 472 SH dislocated (3,4 percent) while 5 of the 441 LH group (1,1 percent) ($P=0,04$). In all of the LH patients that dislocated the cup position was in the safe range of Lewinnek. However, in the LH group only 65 percent of the cups were in the safe zone. Using the same surgical approach by changing the head size to 36 mm and larger, we were able decrease the dislocation rate significantly. Errors of cup positioning according to Lewinnek became oblivious when using large heads compared to small heads. In our opinion, using large heads in total hip arthroplasty makes a difference in terms of dislocation.

Keywords: Primary total hip prosthesis, dislocation, head diameter, anteversion, inclination.

İÇİNDEKİLER

TEŞEKKÜR.....	iii
ÖZET.....	iv
ABSTRACT.....	v
İÇİNDEKİLER.....	vi
SİMGELER VE KISALTMALAR.....	vii
ŞEKİLLER.....	viii
TABLolar.....	ix
1.GİRİŞ.....	1
2.GENEL BİLGİLER.....	3
2.1. Kalça Cerrahisi ve Kalça Protezi Tarihçesi.....	3
2.2. TKP'nin Önemli Bir Komplikasyonu; Çıkık.....	12
2.2.1. Çıkığa Neden Olan Hasta ile İlişkili Faktörler.....	13
2.2.2. Çıkığa Neden Olan Cerrah ve Cerrahi Yaklaşım ile İlişkili Faktörler.....	14
2.2.3. Çıkığa Neden Olan İmplant Tasarımı ve Komponent Pozisyonu ile İlişkili Faktörler.....	14
2.3. Çıkığın Önlenmesinde Önemli Bir Faktör Olarak Büyük Baş Kullanımı.....	17
3. BİREYLER VE YÖNTEM.....	21
3.1. Küçük Çaplı Baş Uygulanan Hastalar.....	21
3.2. Büyük Çaplı Baş Uygulanan Hastalar.....	22
3.3. Cerrahi Teknik ve Kullanılan İmplantlar.....	23
3.4. Anteversiyon ve İnklinasyon Ölçümleri.....	24
3.5. İstatistiksel Analiz.....	27
4. BULGULAR.....	28
5.TARTIŞMA.....	51
6. SONUÇ VE ÖNERİLER.....	57
KAYNAKLAR	59

EKLER

EK 1: Prostetik Kalça Çıkığı Görülen Hastaların Özellikleri ve Tedavi Yöntemleri

KISALTMALAR

TKP	Total kalça protezi
UHMWPE	Ultra yüksek moleküler ağırlıklı polietilen
OA	Osteoartrit
GKD	Gelişimsel Kalça Displazisi
AVN	Avasküler nekroz
KR	Kapalı redüksiyon
GA	Güven aralığı
Ark.	Arkadaşları

ŞEKİLLER

Şekil	Sayfa
Şekil 2.1. Themistocles Glück	4
Şekil 2.2. Marius Nygaard Smith-Petersen ve cam kalıp artroplastisi.....	5
Şekil 2.3. Philip Wiles tarafından tasarlanan kalça protezi.....	6
Şekil 2.4 Judet protezi.....	7
Şekil 2.5. Moore ve Thompson hemiarthroplastileri, McKee-Farrar protezi.....	8
Şekil 2.6. Modern kalça artroplastisinin babası; Sir John Charnley.....	9
Şekil 2.1. Charnley'in <i>low friction arthroplasty</i> tekniği ile uyguladığı TKP.....	10
Şekil 2.8. Charnley'in protezlerin friksiyon torkunu karşılaştırmak için tasarladığı sarkaç.....	11
Şekil 2.9. Charnley'in tasarlamış olduğu cerrahi kıyafet ve temiz hava akımlı ameliyathane.....	11
Şekil 2.10. Avustralya Ulusal Eklem Replasman Kayıt Sistemi'ne göre TKP revizyon cerrahisi nedenleri.....	13
Şekil 2.11. Prostetik femur başı çapı ve baş/boyun oranı ile kalça eklem hareket açıklığı arasındaki ilişki.....	15
Şekil 2.12. Baş çapı ile <i>jump distance</i> arasındaki ilişki.....	15
Şekil 2.13. Dudaklı (<i>lipped</i>) liner örneği.....	16
Şekil 2.14. Müller ve Charnley artroplastileri.....	18
Şekil 2.15. Morrey'in çalışmasındaki baş çaplarının karşılaştırıldığı Kaplan-Meier hayatta kalım eğrisi.....	19
Şekil 3.1. Anteversiyon ölçümleri için literatürde tanımlanmış olan metodlar.....	24
Şekil 3.2. Lewinnek metodu kullanılarak asetabular komponent anteversiyonun ölçülmesi.....	26
Şekil 3.3. İnklinasyon ölçüm metodları.....	27
Şekil 4.1. Büyük baş kullanılan kalçaların anteversiyon ve inklinasyon değerlerine göre dağılımı.....	34
Şekil 4.2. Çıkık görülen kalçaların anteversiyon ve inklinasyon değerlerine göre dağılımı.....	36

TABLOLAR

Tablo	Sayfa
Tablo 3.1. Küçük çaplı baş kullanılan TKP'ler.....	22
Tablo 3.2. Büyük çaplı baş kullanılan TKP'ler.....	23
Tablo 4.1. Total kalça protezlerinde kullanılan baş çaplarının dağılımı.....	28
Tablo 4.2. Küçük baş ve büyük baş kullanımının çıkık oranları bakımından karşılaştırılması.....	29
Tablo 4.3. Büyük ve küçük baş kullanılan TKP'lerde farklı komponent kombinasyonlarında çıkık sıklığının karşılaştırılması.....	30
Tablo 4.4. Büyük baş kullanılıp çıkık görülen ve görülmeyen kalçalarda anteversiyon ve inklınasyon değerlerinin karşılaştırılması.....	32
Tablo 4.5. Büyük baş kullanılan kalçaların anteversiyon ve inklınasyon değerlerinin Lewinnek güven aralıklarına göre dağılımı.....	33
Tablo 4.6. Büyük baş kullanılan kalçalarda çıkık görülen ve görülmeyen kalçaların anteversiyon güven aralığı bakımından karşılaştırılması.....	34
Tablo 4.7. Büyük baş kullanılan kalçalarda çıkık görülen ve görülmeyen kalçaların inklınasyon güven aralığı bakımından karşılaştırılması.....	34
Tablo 4.8. Küçük baş kullanılıp çıkık görülen kalçalarda anteversiyon ve inklınasyon değerleri.....	35
Tablo 4.9. Çıkık görülen kalçaların Lewinnek güven aralıklarına göre dağılımı.....	37
Tablo 4.10. <i>Skirt</i> 'lü küçük baş kullanılan kalçalarla <i>skirt</i> 'süz küçük baş kullanılan kalçaların çıkık yönünden karşılaştırılması.....	38
Tablo 4.11. İlk çıkık zamanının reoperasyonla ilişkisi.....	39
Tablo 4.12. İlk çıkık zamanının revizyon cerrahisi ile ilişkisi.....	39
Tablo 4.13. TKP uygulanan taraf ile çıkık arasındaki ilişki.....	40
Tablo 4.14. Cinsiyet ile çıkık arasındaki ilişki.....	41
Tablo 4.15. Yaş ile çıkık arasındaki ilişki.....	41
Tablo 4.16. Hasta tanıları ile çıkık arasındaki ilişki.....	42
Tablo 4.17. Primer osteoartrit ile GKD'ye sekonder osteoartrit tanıları ile çıkık ilişkisi.....	43

Tablo	Sayfa
Tablo 4.18. Proksimal femur kırıklarında önce fiksasyon yapıp daha sonrasında TKP yapılan kalçalarla, femur boyun kırıkları ve pertrokanterik kırıklar sonrasında akut dönemde TKP yapılan kalçaların karşılaştırılması.....	44
Tablo 4.19. GKD'ye sekonder osteoartrit nedeni ile TKP yapılan kalçalarda kısaltmalı teknik uygulananlar ile kısaltmasız standart teknikle TKP yapılanların çıkık bakımından karşılaştırılması.....	45
Tablo 4.20. Çıkık görülen kalçalarda baş çapıyla reoperasyon sıklığı arasındaki ilişki.....	46
Tablo 4.21. Çıkık görülen kalçalarda baş çapıyla revizyon cerrahisi sıklığı arasındaki ilişki.....	46
Tablo 4.22. Çıkık görülen kalçalarda asetabular komponentin anteversiyon derecesinin güven aralığı ile reoperasyon sıklığı arasındaki ilişki.....	48
Tablo 4.23. Çıkık görülen kalçalarda asetabular komponentin anteversiyon derecesinin güven aralığı ile revizyon cerrahisi sıklığı arasındaki ilişki.....	48
Tablo 4.24. Çıkık görülen kalçalarda asetabular komponentin inklinasyon derecesinin güven aralığı ile reoperasyon sıklığı arasındaki ilişki.....	49
Tablo 4.25. Çıkık görülen kalçalarda asetabular komponentin inklinasyon derecesinin güven aralığı ile revizyon cerrahisi sıklığı arasındaki ilişki.....	49
Tablo 4.26. Çıkık görülen kalçalarda asetabular komponentin anteversiyon ve inklinasyon derecelerinin güven aralıkları ile reoperasyon sıklığı arasındaki ilişki.....	50
Tablo 4.27. Çıkık görülen kalçalarda asetabular komponentin anteversiyon ve inklinasyon derecelerinin güven aralıkları ile revizyon cerrahisi sıklığı arasındaki ilişki.....	50

1. GİRİŞ

İnsanoğlunun var olmasıyla birlikte kalça osteoartritinin var olduğu palaepatologlar tarafından gösterilmiş olsa da bu probleme ilişkin çözümler son asırda ortaya konmuştur. Total kalça protezinin (TKP) tanımlanması ve gelişimi kalça patolojileri için bir çözüm olmuştur. TKP'deki gelişmeler ve buna bağlı olarak uzun dönemdeki başarılı sonuçlar 'yüzyılın cerrahisi' olarak adlandırılmasına neden olmuştur (1).

TKP cerrahilerinde amaç ağrının giderilmesi ve kalça hareketinin artırılmasıdır. Hedeflenen amaçlara ulaşılması hastaların hayat kalitelerini arttırmak için kritiktir. Hastaların hayat kalitelerini arttırmak hedeflenirken ne kadar az görülse de komplikasyonların ortaya çıkması, hastaların hayat kalitesini mevcut durumlarından daha da kötüye sürükleyebilmektedir.

TKP cerrahisi ile uğraşan cerrahların endikasyon ve cerrahi tekniği bilmeleri kadar postoperatif dönemdeki komplikasyonlarla mücadele konusunda da bilgi sahibi olmaları gerekmektedir. Aynı zamanda hastaya ve cerrahiye bağlı faktörlerin hangi komplikasyona daha sık neden olduğunun bilinmesi, muhtemel komplikasyonların önlenmesinde daha dikkatli olunmasını sağlayacaktır. Komplikasyonların nedenlerinin saptanması ve bunlara karşı önlemler alınması komplikasyonların engellenmesi açısından önemlidir.

Tanımlandığı zamandan günümüze devamlı değişim ve gelişim içinde olan TKP'de en sık görülen komplikasyonlardan birisi prostetik kalçanın çıkıklarıdır. Çıkık nedeni hastaya ve cerrahi tekniğe bağlı olabilir. Prostetik femur başı çapının çıkıkta önemli bir rolü olduğu in-vitro çalışmalarda gösterilmiştir. Femur başı çapı büyüdükçe *impingement* meydana gelene kadar olan hareket açıklığı ve femur başının asetabular komponent merkezinden disloke olmasına kadar olan mesafe (*jump-distance*) artmaktadır.

Yüksek yoğunluklu çapraz bağlı polietilen kullanılmaya başlanmadan önceki yıllarda kullanılan konvansiyonel polietilende, büyük başlı femoral komponent kullanımını aşınmayı arttırması nedeniyle tercih edilmemekteydi. Yüksek yoğunluklu çapraz bağlı polietilen kullanılan protezler ile seramik-seramik kombinasyonlu

protezlerde femur başı çapının arttırılmasının aşınmayı arttırmadığının görülmesi, stabilitenin arttırılması amacıyla büyük başlı protezlerin kullanımının önünü açmıştır.

Bu çalışmada amacımız Hacettepe Üniversitesi Ortopedi ve Travmatoloji Anabilim Dalı deneyimi içinde bu değişimin etkisini incelemek idi. Hipotezimiz büyük çaplı femur başlarının kullanıldığı TKP'lerde erken dönemde küçük baş kullanılan TKP'lere göre daha az sıklıkla çıkık meydana geleceği idi. Aynı zamanda anteversiyon-inklinasyon değerlerinin çıkık ile ne kadar ilişkili olduğu ve çıkık nedeniyle uygulanan revizyon cerrahilerinde hangi faktörlerin etkili olduğu sorularına da cevap bulmayı amaçladık.



2. GENEL BİLGİLER

2.1 Kalça Cerrahisi ve Kalça Protezi Tarihçesi

Osteoartrit zamanın başlangıcından itibaren insanoğlu için bir problem olmuştur. Palaepathologlar en eski zamanlara ait insan iskeletlerinde kalça osteoartritinin günümüzdeki prevalansına ve dağılımına benzer olduğunu saptamışlardır (2). Cerrahi asepsi, antisepsis sayesinde ilk cerrahi denemeler yaklaşık 200 yıl önce yapılmaya başlanmıştır. Anestezinin gelişmesi ortopedik cerrahilerin önünü açmıştır. 1846 yılında Harvard Tıp Fakültesi 2'inci Sınıf öğrencisi olan William Morton, cerrahi bölüm kliniği başkanının izniyle uygulamalı eter anesteziyi topluluk önünde göstermiş ve Doktor John Snow ilk eter anesteziyi uygulayarak 1847 yılında eter ile ilgili ilk yazılı araştırma belgesini yazmıştır. Kalça cerrahisi de bu tarihlerden itibaren deneme yanılma yöntemleriyle gelişmeye başlamıştır. İlk denemeler amputasyonlar ve eklem rezeksiyonları olup aseptik uygulamaların yetersizliği nedeniyle başarısızlıklarla sonuçlanmıştır. 1867 yılında Louis Pasteur'ün cerrahi antisepsisi tanımlaması, 1890 yılında William Halstead'ın cerrahi plastik eldiven uygulaması, 1902 yılında W. Arbuthnot Lane'in *no-touch* tekniği geliştirmesi aseptik cerrahideki köşe taşları olmuştur. Sir John Charnley'in hava kontaminasyonunun önlenmesi ile ilgili teknikler geliştirmesi, total kalça artroplastisinde en önemli komplikasyonlardan biri olan bakteriyel enfeksiyonların önlenmesinde ciddi rol oynamıştır (3).

1822 yılında Anthony White kronik eklem enfeksiyonu olan bir hastaya Londra'da kalça eklem rezeksiyonu uygulamıştır ve önemli ölçüde fonksiyonel kazanım elde edilmiştir. 1826 yılında John Rhea Barton trokanter major ve minör arasından yapılan osteotomiyi tanımlayarak travmaya sekonder ankilozu olan genç bir denizciye bu cerrahi işlemi uygulamıştır (4, 5). Anestezi uygulanmadan yaptığı bu cerrahiye yedi dakikada tamamlamış ve postoperatif yirminci günde kalça hareket açıklığı egzersizleri uygulayarak kemik yüzeylerinde fibröz reaksiyon ile psödoartroz gelişmesini sağlayarak hareketli bir eklem elde etmiştir. Kalça eklem rezeksiyonu cerrahisinin öncülerinden kabul edilen Lewis Sayre, 59 hastalık vaka serisinde yüzde 66 survival, yüzde 13 erken postoperatif mortalite bildirmiştir (6). Bu kötü sonuçlar nedeniyle bu işlemin sadece septik artrit hastalarında uygulanması önerilmiştir. Kötü

sonuçların başlıca nedeni sistemik enfeksiyonlardır. 1940 yılında Oxford Üniversitesi'nden Gathorne Robert Girdlestone tüberküloz artriti için eklem rezeksiyonu endikasyonlarını ve kendi adıyla anılan tekniği tanımlamıştır (7, 8). II. Dünya Savaşı sonrası bulunan antitüberküloz ilaçlar bu nedenle yapılan eklem rezeksiyonlarını azaltmıştır.

İlk kalça artroplastisi Alman cerrah Themistocles Glück (1853-1942) (Şekil 2.1) tarafından 1891 yılında yapılmıştır. Glück, fildişinden imal edilmiş top-yuva tasarımını kemiğe nikel vidalar ile fikse etmiştir (9). Daha sonraki çalışmalarında toz süngertaşı ile resini karıştırarak fiksasyon sağladığını deneylemiştir.



Şekil 2.1. Themistocles Glück (1853-1942), ilk kalça artroplastisini uygulayan cerrah.

1923 yılında Marius Smith-Petersen cam kalıp (*glass mold*) interpozisyonel artroplastisini uyguladı (10). Bu artroplastide materyal olarak cam kullanılmıştı. Hastaların takiplerinde cam materyalin kalçaya yük binme sırasında oluşan kompresif kuvvetlere dayanamayarak kırıldığı farkedildi. Sonraki dönemde uyguladığı interpozisyon artroplastilerinde kullandığı materyalleri değiştiren Smith-Petersen, 1940'larda Vitalyum (kolbalt, korm ve molibdenden oluşan alaşım) kullandı ve biyolojik olarak inert olan bu maddeden yapılmış protezlerde başarılı sonuçlar aldı (Şekil 2.2).



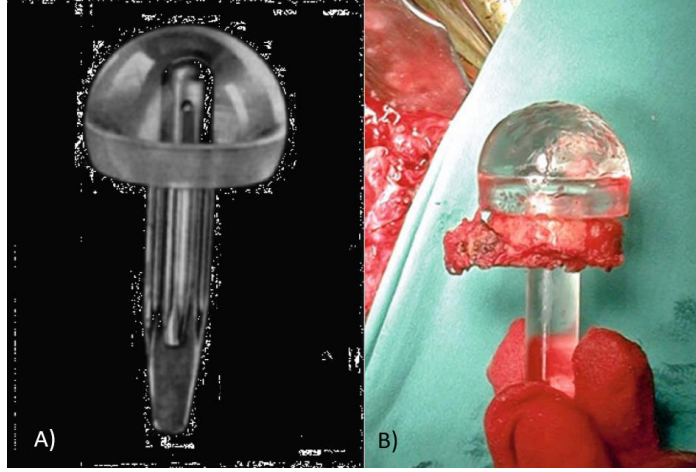
Şekil 2.2. Marius Nygaard Smith-Petersen. A) Smith-Petersen'in cam kalıp (*glass mold*) artroplastisi, B) Vitalyum'dan yapılmış interpozisyonel artroplasti komponenti (Shands AR. Fundamentals in hip surgery. Tronzo RG, ed. Surgery of the Hip. 2nd ed. New York, NY: SpringerVerlag; 1984:1-26).

İngiltere'den Philip Wiles 1938 yılında paslanmaz çelikten imal edilmiş asetabular ve femoral komponentler tasarladı (11) (Şekil 2.3). Tasarladığı komponentleri vidalar ve civatalar ile kemiğe tespit eden Wiles başarılı sonuçlar elde edemedi.



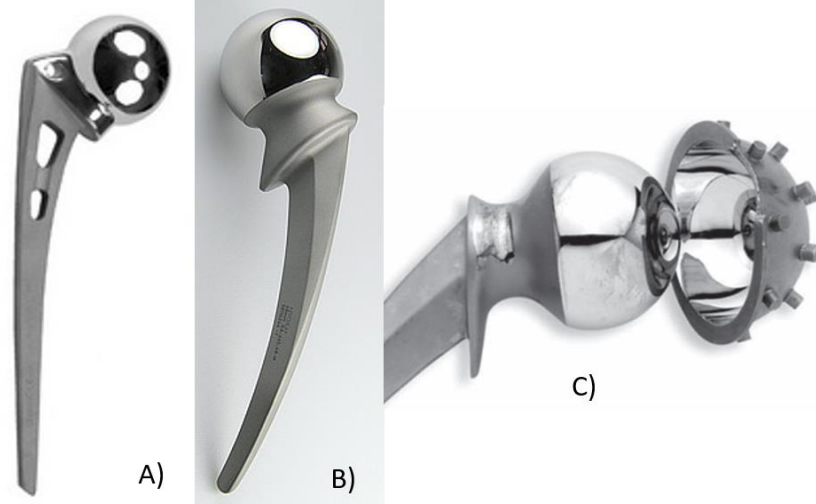
Şekil 2.3. Philip Wiles tarafından tasarlanan kalça protezi.

Robert Judet ve Jean Judet kardeşler 1946 yılında akrilik ve polimetakrilat oluşan kalça protezini tasarladılar. Bu protez femur başı ve kısa saptan oluşmaktaydı (12) (Şekil 2.4). Protez kırıklarının çok görülmesi üzerine stem içine çelik rod yerleştirilmesi suretiyle sap güçlendirildi (13). Erken dönemde baş erozyonlarının görülmesi bu protezin kullanımını sınırlandırdı. Günümüzde kullanılmayan Judet protezi in vivo dayanımı en uzun protez olarak dünya rekorunu elinde bulundurmaktadır (Şekil 2.4). Literatürdeki vaka bildiriminde 51 yıl dayanımı olduğu belirtilmiştir (14).



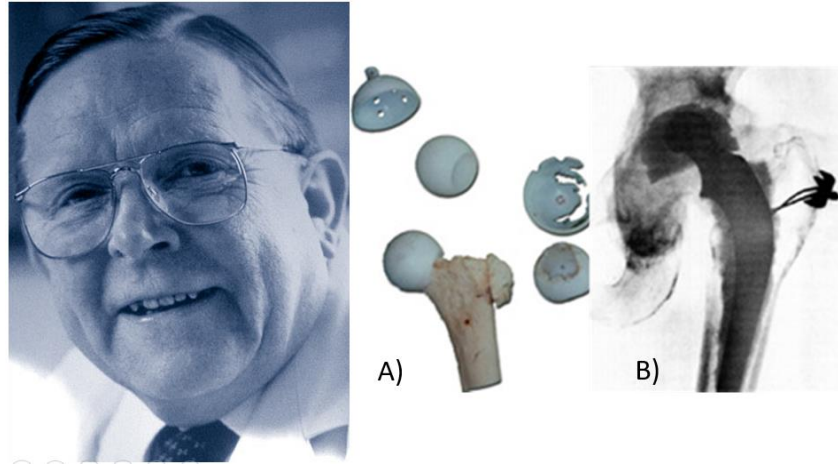
Şekil 2.4. A) Judet protezi, B) 51 yıl in vivo dayanım gösterdikten sonra hastadan çıkartılan Judet protezi (Kovač S, Pišot V, Trebše R, Rotter A. Fifty-one years survival of a Judet polymethylmethacrylate hip prosthesis. *J Arthroplasty*. 2004;19:664–7).

1950’li yıllara geldiğimizde uzun saplı protezler gündemdeydi. En bilinenleri Austin T. Moore, Charles O. Townley, Frederick Röeck Thompson adlı cerrahların geliştirdiği ve kendi adlarıyla anılan protezlerdi (Şekil 2.5). 1960’lı yıllara geldiğimizde ise İngiltere’de Kenneth McKee ve John Watson Farrar isimli iki cerrah Thompson femoral sapını ve asetabular komponentten oluşan protezi geliştirmişti (3, 15). Bu protezde asetabular komponent vidalar ile asetabulumu fikse edilmekteydi (Şekil 2.5). Metal-metal kombinasyonlu olan McKee-Farrar protezi yaygın olarak kullanılan ilk protez olmuştu. Bazı çalışmalarda başarılı bazılarında ise başarısız sonuçlar bildirilen bu protez, sonraları ortaya çıkacak Charnley metodunun temellerini oluşturmuştur.



Şekil 2.5. A) Moore ve B) Thompson hemiarthroplastileri, C) McKee-Farrar protezi.

Sir John Charnley, çoğu ortopedik topluluk tarafından modern kalça artroplastisinin babası olarak kabul edilir. Charnley'in total kalça artroplastisinde kullandığı metod, uzun yıllarca devam ettiği laboratuvar ve klinik çalışmalarının bir sonucudur. Judet protezlerini gözlemleyen Charnley başarılı bir protez için düşük sürtünmenin anahtar rol oynayacağını düşünüyordu ve bu düşüncesini ispatlamak amacıyla laboratuvar şartlarında çeşitli materyaller arasında sürtünme çalışmaları yaptı. Kaygan, sert ve inert olduğunu düşündüğü politetrafloroetileni kullanarak, hem asetabulumun hem de femur başının politetrafloroetilenen yapılmış olduğu komponentleri kullandı (Şekil 2.6). Fakat aşınmanın çok hızlı ortaya çıkması nedeniyle tekniğini değiştirdi. McKee-Farrar protezinde olduğu gibi femurun intramedüller kanalına giren saplı femoral komponent kullanmaya karar verdi ve asetabular komponentin politetrafloroetilenen, saplı femoral komponentin metalden imal edilmiş olduğu protezleri denedi (Şekil 2.6). Fakat yine aşınma problemiyle karşılaşmıştı ve primer cerrahi sonrası iki yıla kalmadan revizyon cerrahileri yapmak durumunda kaldı. Daha sonraları yaptığı çalışmalarda politetrafloroetilenin in vivo aşınmasının in vitro aşınmasından daha fazla olduğunu saptamıştı (16). Charnley, aynı zamanda büyük çaptaki femur başlarının artan yüzey alanına bağlı olarak daha çok aşınmaya neden olduğunu gözlemlemişti. Protetik kalçanın çıkık riskinin artacağını düşünse de, 22.25 mm femur başını kullanmıştır (17).



Şekil 2.6. Modern kalça artroplastisinin babası; Sir John Charnley, A) Hem femur başının hem de asetabular komponentin politetrafloroetilenden yapıp erken dönemde aşınmanın görüldüğü protez, B) politetrafloroetilenden yapılmış asetabular komponentle metal stemli femoral komponentten oluşan kalça protezi. Ciddi miktarda osteoliz ve prostetik femur başının politetrafloroetilenden yapılmış olan asetabular komponente gömüldüğü görülmektedir.

Charnley, 1960 yılında günümüzde de kullanılan çimentolama tekniğini geliştirmişti (18). Diş hekimleri tarafından kullanılan akrilik çimentoyu komponent fiksasyonunda kullandı. Charnley'den önce de akrilik çimentoyu kullanan ortopedik cerrahlar mevcuttu fakat Charnley protez-kemik arayüzünde kemik absorpsiyonunu önleyen bir materyal olarak ilk kullanandı. Kemik absorpsiyonuna bağlı olarak implant desteğinin azalmasını önlemek için çimento kullanımını savundu. Yani çimento bir yapıştırıcı olarak değil harç olarak kullanılacaktı. Çimentonun harç görevi görüp protezin kemiğe kenetlenerek fiksasyon yapacağını belirtmişti.

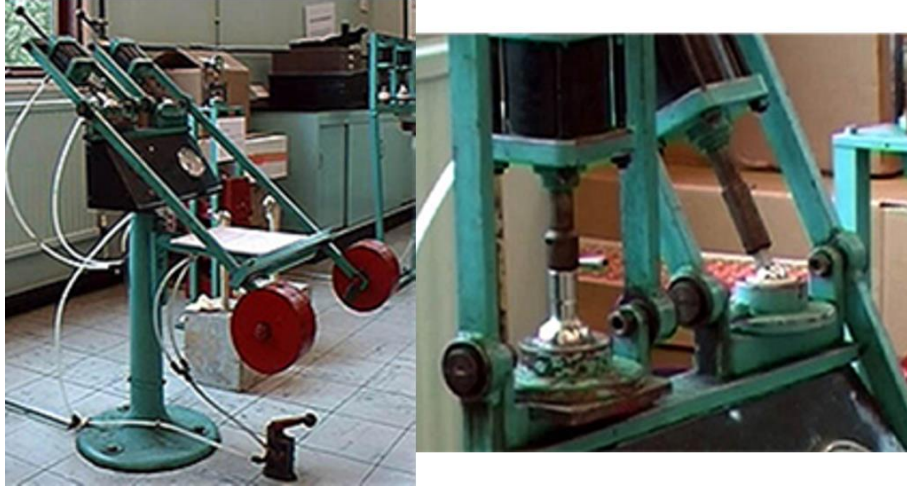
Charnley'in politetrafloroetilen ile yaşadığı başarısız denemeler takibinde Alman üretici ultra yüksek moleküler ağırlıklı polietilen (UHMWPE) kullanmasını önerdi. Fakat politetrafloroetilendeki olumsuz tecrübesinden dolayı öncelikle karşı çıktı. Bir asistanı yaptığı çalışmada UHMWPE'nin politetrafloroetilene göre aşınmaya daha dirençli olduğunu gösterdi ve yapılan diğer deneylerde de sonuç kanıtlandı. Charnley, 1962 yılında UHMWPE kullanarak ilk artroplastisini yaptı (16). Charnley'in *low friction arthroplasty* adını verdiği cerrahi teknikte kullanılan materyaller; metal femoral stem, 22.25 mm çapında prostetik baş, UHMWPE'den imal

edilen asetabular komponent ve komponentlerin fiksasyonu için kullanılan akrilik çimento idi (Şekil 2.7). 1972 yılına geldiğimizde Charnley, *low friction arthroplasty* tekniği ile 773 kalçaya uyguladığı kalça protezlerinin başarılı sonuçlarını yayınladı (19). Politetrafloroetilen ile UHMWPE'nin in vivo nasıl tepki verdiğini araştıran Charnley, yaptığı çalışmada kendi cilt altı dokusuna politetrafloroetilen ve UHMWPE parçacıkları yerleştirdi. Politetrafloroetilende sistemik reaksiyon ve implantasyon bölgesinde hassas nodül oluşumu görülürken, UHMWPE'de reaksiyon oluşmamıştı (20). Charnley, politetrafloroetilenin oluşturduğu agresif yabancı cisim reaksiyonundaki inflamasyonu kemik kaybının muhtemel bir nedeni olduğu sonucuna vardı (21).



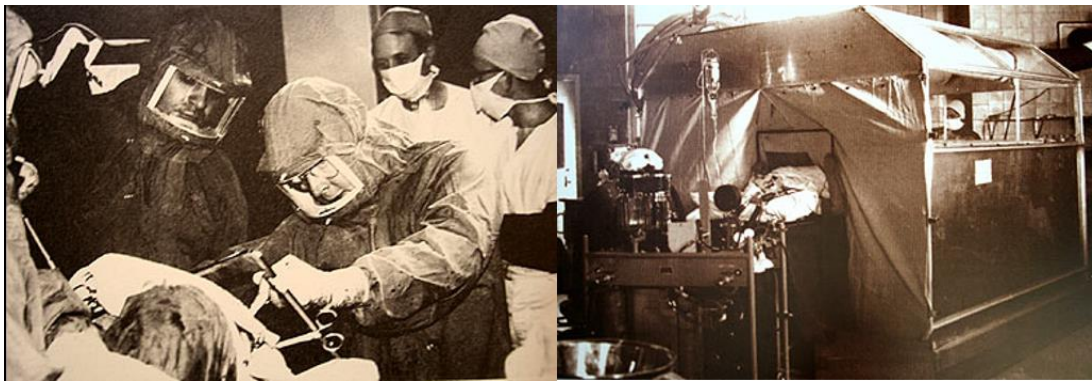
Şekil 2.7. Charnley'in *low friction arthroplasty* tekniği ile uyguladığı TKP (Charnley J. The long-term results of low-friction arthroplasty of the hip performed as a primary intervention. J Bone Joint Surg Br. 1972; 54(1):61-76).

1970'li yıllara geldiğimizde en sık kullanılan protezler Charnley, McKee-Farrar ve Ring protezleriydi. Charnley protezi metal-polietilen kombinasyonunda, diğerleri ise metal-metal kombinasyonundaydı. Ayrıca Charnley diğerlerine göre daha küçük çapta femur başı kullanmaktaydı. Charnley, polietilen asetabular komponent ve küçük çaplı femur başı kullanımının diğerlerine göre daha az sürtünmeye, dolayısıyla daha az gevşemeye yol açtığını savunuyordu. Bu amaçla protezlerin friksiyon torkunu ölçmek için sarkaç tasarımı yaptı (Şekil 2.8). Charnley, tasarlamış olduğu sarkaçta kendi protezi salınmaya devam ederken McKee protezinin yüksek sürtünmeden dolayı salınımının durduğunu gösterdi. Charnley'nin bu çalışması üzerine, McKee ve Ring metal-polietilen kombinasyonunu kullanmayı kabul etmişlerdi.



Şekil 2.8. Charnley'in protezlerin friksiyon torkunu karşılaştırmak için tasarladığı sarkaç. McKee-Farrar protezi hareket etmezken Charnley protezi salınmaya devam ediyor (sağda) (<http://www.johncharnleytrust.org> adlı internet sitesinden alınmıştır).

Charnley'in artroplasti gelişimine katkısı sadece düşük sürtünmeli kalça protezini geliştirmesi değildir. Hava kontaminasyonunu engellenmesinin, cerrahın kıyafetlerinin ve kullanılan el aletlerinin sterilitesine dikkat edilmesinin cerrahi enfeksiyonları azalttığını farketmiş ve bu nedenle özel cerrahi kıyafetler ile temiz havalı ameliyathane tasarlamıştır. Charnley ameliyatlarında tasarlamış olduğu özel cerrahi kıyafeti ve temiz havalı ameliyathaneyi kullanmaya özen göstermiştir (Şekil 2.9).



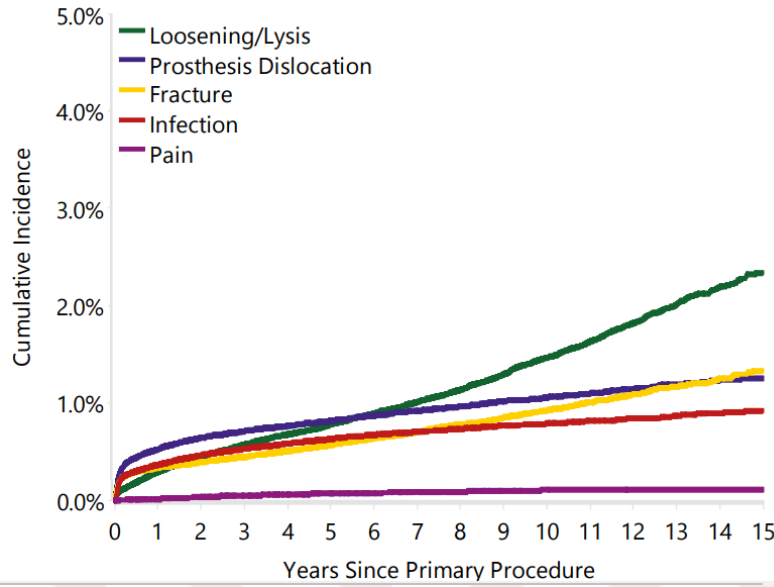
Şekil 2.9. Charnley'in tasarlamış olduğu cerrahi kıyafet ve temiz hava akımlı ameliyathane (<http://www.johncharnleytrust.org> adlı internet sitesinden alınmıştır).

2.2. TKP'nin Önemli Bir Komplikasyonu; Çıkık

TKP sonrası en sık görülen komplikasyonlardan birisi olan protez kalçanın çıkığı, hasta ve cerrah açısından önemli bir problem olduğu gibi sağlık sistemine de ek bir maliyet oluşturmaktadır (22). Hastanın fonksiyonel ve ruhsal durumunu etkileyebilmektedir (23). Çıkık görülen kalçaların yaklaşık üçte birine stabilitenin sağlanması amacıyla bir ya da daha fazla revizyon cerrahileri uygulanmaktadır (24). Çıkıklara neden olan mekanizmaların anlaşılması, çıkıkların önlenmesi ve tedavi edilmesinde kritik öneme sahiptir.

TKP sonrası çıkık insidansı yüzde 0,5 ile yüzde 10 arasında değişen oranlarda bildirilmektedir (25, 26). Hastaya ait faktörler, cerrah tecrübesi, cerrahi teknik ve kullanılan implant özelliklerinin çıkık sıklığını etkilediği düşünüldüğünde çalışmalar arasındaki bildirilen yüksek farkların nedeni anlaşılabilir. Revizyon cerrahilerinde çıkık sıklığı daha da artmaktadır.

2009 yılında Amerika Birleşik Devletleri'nden Bozic ve ark. tarafından 51.345 revizyon kalça cerrahisinin değerlendirilmesiyle yapılan çalışmada primer TKP sonrası en sık revizyon nedeninin %22,5 sıklıkla prostetik kalçanın çıkığı olduğu saptanmıştır (27). Bu çalışmada çıkık sonrası en sık revizyon nedeni ise aseptik gevşemedir (%19,7). Avustralya ve İsveç artroplastisi kayıtlarında ise en sık revizyon nedeni olarak gevşeme, daha sonrasında ise çıkık olduğu bildirilmektedir (28, 29). 2016 senesi Avustralya Ulusal Eklem Replasman Kayıt Sistemi'ne göre primer TKP sonrası en sık revizyon nedenleri %27,6 oranında gevşeme ve %23,5 oranında ise çıkıktır (28). Avustralya kayıtlarına göre ilk dört senedeki en sık revizyon nedeni çıkık iken, yedi seneden sonra en sık revizyon nedeni aseptik gevşeme olmaktadır (Şekil 2.10). Rekürren çıkık, iki veya daha fazla çıkığın görülmesidir ve ilk çıkık sonrasında tekrar çıkık görülme ihtimali yüzde 10 ile yüzde 60 arasında değişmektedir (25).



Şekil 2.10. Avustralya Ulusal Eklem Replasman Kayıt Sistemi'ne göre TKP revizyon cerrahisi nedenleri. Erken dönemde en sık revizyon nedeninin çıkık olduğu ve çıkık ile en sık postoperatif ilk senede karşılaşıldığı görülmektedir (<https://aoanjrr.sahmri.com/> sitesinden alınmıştır).

2.2.1. Çıkığa Neden Olan Hasta ile İlişkili Faktörler

Hasta ile ilgili faktörlerden en önemlileri geçirilmiş kalça cerrahisi, nöromusküler hastalıklar, demans, kadın cinsiyet, aktivite kısıtlılığını tolere edememek ve alkolizmdir (30, 31). Yapılan bir çalışmada çıkık görülen kalçaların yüzde 13'ünde nöromusküler hastalıklar, kognitif hastalıklar, demans, musküler distrofi, psikoz ve alkolizm mevcut iken görülmeyen gruptaki hastaların yüzde üçünü bu faktörlere sahip olarak bulunmuştur (32).

Woo ve Morrey yaptıkları çalışmada dejeneratif artrit ile karşılaştırıldığında prostetik kalça çıkığının avasküler nekroz hastalarında iki kat, konjenital dislokasyon hastalarında üç kat, kırık hastalarında dört kat, kırık sonrası kaynamama, yanlış kaynama görülen hastalar ile revizyon TKP hastalarında beş kat, prostetik instabilite olan hastalarda ise on bir kat sıklığında olduğunu söylemektedirler (33).

2.2.2. Çıkığa Neden Olan Cerrah ve Cerrahi Yaklaşım ile İlişkili Faktörler

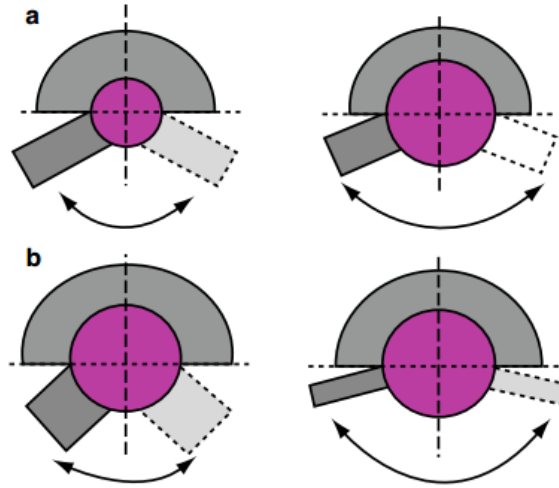
Primer TKP sonrası görülen çıkıkların multifaktöryel olması ve yatkınlık sağlayan faktörlerin belirlenip önlemlerin alınması çıkık sıklığını azaltır. Cerrahin tecrübesi bu açıdan bakıldığında kritik öneme sahiptir. Yapılan bir çalışmada tecrübesiz cerrahların yaptığı primer TKP’lerde tecrübeli cerrahlarla karşılaştırıldığında iki kat sıklıkla çıkık görüldüğü gösterilmiştir (34). Senelik olarak yapılan her 10 TKP’de çıkık yarı yarıya azalmakta ve 30 TKP yapılışından sonra çıkık sıklığı benzer olmaktadır.

Literatürde birçok çalışmada, posterior yaklaşımda dış rotator kasların ve eklem kapsülünün femurdan ayrılması nedeni ile çıkığın daha sık olduğunu belirtilmektedir. 13.000’den fazla primer TKP’nin dahil edildiği bir meta-analizde, en az 12 aylık takipte çıkık sıklığı posterior yaklaşımla yapılanlarda yüzde 3,23, lateral transgluteal yaklaşımla yapılanlarda yüzde 0,55, anterolateral yaklaşımla yapılanlarda ise yüzde 2,18 olarak bulunmuştur (35). Diğer taraftan posterior yaklaşım ile yapılan primer TKP’lerde posterior onarımın yapılması ve asetabular komponentin anteversiyonun arttırılmasıyla çıkık sıklığı yüzde 0,7’ye kadar düşürülebildiğini gösteren çalışmalar da mevcuttur (35, 36). 2006 yılında yapılan bir çalışmada posterior onarım yapıldığında, posterior yaklaşımla anterolateral ve direkt lateral yaklaşımla yapılan primer TKP’lerde çıkık sıklığının benzer olduğu belirtilmiştir (37).

Çıkığa neden olan diğer faktörler abduktor kasların ve trokanter major bütünlüğünün bozulmasıdır. Trokanter major kaynamaması ve bir cm’den fazla distrikte olması dislokasyonu altı kata kadar arttırabilir (38).

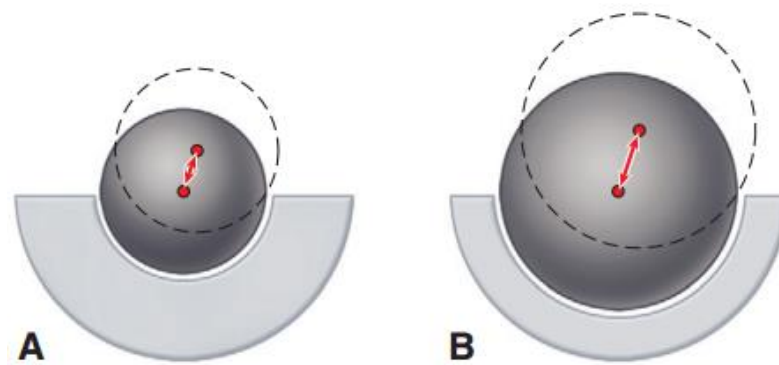
2.2.3. Çıkığa Neden Olan İmplant Tasarımı Ve Komponent Pozisyonu İle İlişkili Faktörler

Kullanılan femoral ve asetabular komponentler arasında *impingement* meydana gelmeden eklemde sahip olduğu hareket açıklığı miktarı çıkığın gelişmesinde önemli bir faktördür. Büyük baş kullanımı, baş/boyun oranını arttırmasından dolayı çıkık riskini azaltacağı belirtilmiştir (39) (Şekil 2.11).



Şekil 2.11. Prostetik femur başı çapı ve baş/boyun oranı ile kalça eklem hareket açıklığı arasındaki ilişki. Büyük çaplı baş kullanımında (a) ve baş/boyun oranı arttıkça (b) kalça eklemi hareket açıklığının arttığı görülmektedir (K. Knahr (ed.), Tribology in Total Hip Arthroplasty, DOI: 10.1007/978-3-642-19429-0_2, 2011 EFORT).

Büyük çaplı baş kullanımının diğer bir avantajı ise femur başının, başın asetabular komponent merkezindeki pozisyonundan disloke olmasına kadar olan mesafeyi (*jump distance*) arttırmasıdır (Şekil 2.12). Bir çalışmada 22 mm çapında femur başı kullanıldığında 5 mm olan *jump distance*'ın 40 mm baş kullanıldığında 23 mm olduğu gösterilmiştir (40).



Şekil 2.12. Baş çapı ile *jump distance* arasındaki ilişki. A) Küçük çaplı femur başı kullanıldığında görülen *jump distance*, B) büyük çaplı femur başı kullanıldığında artmaktadır.

Hamilton ve ark. asetabular komponentte kenarları yüksek (dudaklı, *lipped liner*) kullanılmasıyla çıkığa etkisini araştırmışlar, bu tip *liner* kullanılanlarda çıkık riskinin azaldığı sonucuna varmışlardır (30). Fakat dudaklı *liner* kullanımının *impingement*, artmış aşınma ve implant gevşemesi gibi muhtemel komplikasyonları da belirtilmektedir. 2014 yılında Yeni Zelanda Ulusal Eklem Kayıt Sistemi kullanılarak yayınlanan çalışmada da dudaklı *liner* kullanımının çıkık nedeni ile yapılan revizyon cerrahilerini azaltmada ciddi rol oynadığı gösterilmiştir (41).



Şekil 2.13. Dudaklı (*lipped*) *liner* örneği.

Çıkığa neden olan diğer bir faktör ise komponentlerin yanlış pozisyonda yerleştirilmesidir. Literatürde özellikle asetabular komponent yerleşimi üzerinde durulmaktadır. Kahn ve ark.nın yaptığı bir çalışmada 6.774 TKP yapılan bir seride prostetik kalça çıkığı görülen 142 kalçanın yarısından fazlasında asetabular komponentin yanlış pozisyonda yerleştirildiği tespit edilmiştir (38). Kristiansen ve ark. ise posterior yaklaşım kullanılan olgularda asetabular komponent anteverسیونun az olmasının çıkığa yatkınlık sağladığını göstermişlerdir (42).

1978 yılında Lewinnek ve ark. tarafından yayınlanan çalışma anteverسیون ve inklinasyon değerleri açısından literatürde en çok atıf alan çalışmalardan birisidir. Bu çalışmada 300 TKP çalışmaya dahil edilmiş ve yüzde 3 oranında çıkık saptanmıştır. Charnley'in asetabular komponentte anteverسیون verilmesini önermemesine (16) rağmen, Lewinnek ve ark.nın bu çalışmasında inklinasyon $40^{\circ} \pm 10^{\circ}$ ve anteverسیون $15^{\circ} \pm 10^{\circ}$ olarak belirlenen güven aralığındaki hastalarda yüzde 1,5, aralık dışındakilerde ise yüzde 6,1 sıklıkla prostetik kalçanın çıkığıyla karşılaşmıştır (43). Bu çalışmada bazı eksiklikler olsa da (hasta sayısının az olması, çıkık görülen kalçaların 2/3'ünün geçirilmiş kalça cerrahisine sahip olması, bütün kalçaların optimal grafilere sahip olmaması gibi) literatürde en sık bahsedilen ve anteverسیون-inklinasyon

değerleri bakımından ortaya koyduğu güven aralıkları yaygın olarak kabul edilen çalışma olmuştur.

Lewinnek asetabular komponentin $40^{\circ} \pm 10^{\circ}$ inklinasyon ve $15^{\circ} \pm 10^{\circ}$ anteversiyon verilerek yerleştirilmesini önerirken Coventry (44) 40° inklinasyon ve 15° anteversiyon verilmesini, McCollum–Gray (45) 30° - 50° inklinasyon ve 20° - 40° anteversiyon verilmesini, Harris (46) ise 30° inklinasyon ve 20° anteversiyon verilmesini önermiştir. Bazı yazarlar ise çıkığın asetabular komponent yerleşimi ile direkt olarak bağlantısı olmadığını, güven aralığında da olsa çıkık görülebildiğini belirtmişlerdir (47-49). 2011 yılında Callanan ve ark. tarafından yayınlanan çalışmada 1.823 TKP'nin anteversiyon ve inklinasyon açıları ölçülmüş ve çalışmaya dahil edilen TKP'lerin yaklaşık %50'sinin belirlenen güven aralığında (inklinasyon için 30° - 45° , anteversiyon için 5° - 25°) olduğunu belirlemişlerdir (50). Ayrıca bu çalışmada minimal invaziv cerrahi uygulamasının, cerrah tecrübesi azlığının ve obezitenin asetabular komponentin istenilen pozisyonda yerleştirilememesi için risk faktörleri olduğu belirtilmektedir.

2.3. Çıkığın Önlenmesinde Önemli Bir Faktör Olarak Büyük Baş Kullanımı

Charnley'in geliştirdiği *low friction arthroplasty* konseptinde 22,25 mm çapında femur başı kullanılmakta idi. Bunun en önemli sebebi baş çapının küçük olması nedeniyle yüzey alanını daha az olup sürtünmenin azaltılması ile aşınmanın da azalacağını düşünmesi idi. Sürtünmenin azalması, çimentolu olarak yerleştirilmiş asetabular komponentin maruz kaldığı torsiyonel kuvvetleri azaltacak ve dolayısıyla gevşeme riski azaltılmış olacaktı. Charnley Artroplastisi'nde uzun dönem sonuçlar başarılı olsa da (51, 52), küçük baş kullanımı dolayısıyla kalça instabilite riski arttığı ve muhtemelen de kalça hareket genişliğinin azaldığı düşünülmekte idi. Bu nedenle hem yaklaşım hem de kas gerginliğinin artırılması için trokanterik osteotomi yapılarak abdükör kas gerginliği artırıldı.

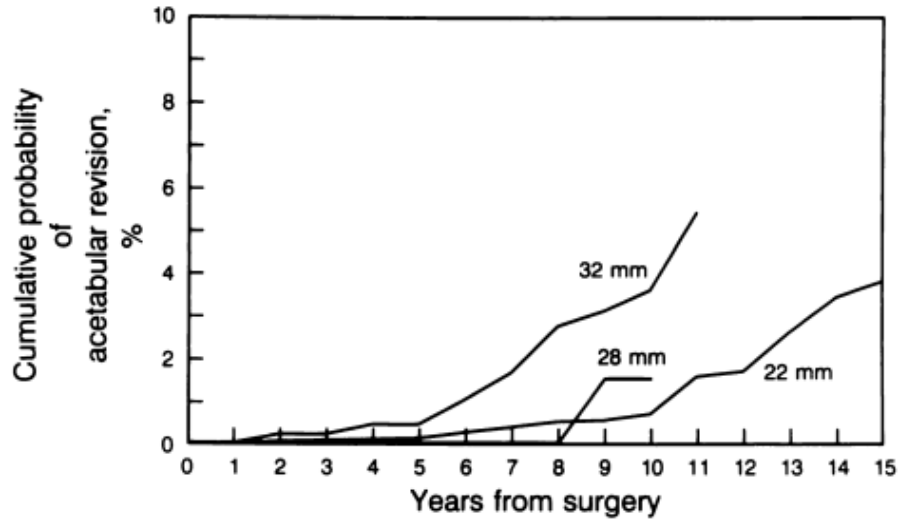
İsviçre'den Maurice Müller, Charnley'in 22 mm baş kullanmasına ve trokanter majoru osteotomisine karşı çıkmıştır. Müller, trokanterik osteotomi gereğini azaltmak için baş çapının artırılmasını önerdi ve baş çapını 32 mm'ye çıkartarak artroplastilerinde kullandı (53). Müller, protezinin boyun kısmını farklı uzunluklarda ürettirmiş ve bu sayede trokanterik osteotomiye gerek kalmadan abdükör kasların gerginliğini iyi bir şekilde ayarlayabilmiştir. Charnley protezinde ise sabit boyun

uzunluğu olması nedeniyle, standart teknikte trokanterik osteotomi ve protez yerleştirilmesi sonrası trokanter fiksasyonu sayesinde abdũktũr kasların gerginliği sağlanmaya çalışılmaktadır. Mũller, baş ve asetabulum arasındaki sũrtũnmenin kritik olmadığını ve daha bũyũk çaplı baş kullanımının stabiliteyi arttırdığını savunmuştur.



Şekil 2.14. Mũller ve Charnley artroplastileri. Mũller artroplastisinde (ũstte) 32 mm çapında femur başı kullanılırken, Charnley artroplastisinde (altta) 22 mm çapında femur başı kullanılmıştı.

1980’li yıllarda en sık kullanılan prostetik femur başları Charnley protezindeki 22 mm baş, Mũller protezindeki 32 mm baş ve bunların arasında kalan 28 mm çapındaki femur başlarıdır. 1989 yılında Mayo Klinik’ten Morrey ve ark. tarafından yapılan arşiv çalışmasında femur başı çapının aşınma ve çıkığa olan etkisini araştırmışlardı (54). 6.128 kalça artroplastisi değerlendirilmiş ve değerlendirilen artroplastilerin 4.576’sında 22 mm, 520 tanesinde 28 mm, 487 tanesinde ise 32 mm baş kullanılmıştır. ıkık açısından baş çapları arasında fark bulunamamış, fakat 32 mm çapında baş kullanılan kalçalarda osteoliz ve asetabular revizyon riskinin en fazla olduğu, 22 mm ve 28 mm çap kullanılanlarda ise yaklaşık olarak benzer olduğu gũsterilmiřtir (Şekil 2.15). Literatũrde prostetik femur başı çapı hakkında en çok atıf alan çalışmalardan birisi olan bu çalışma sonrası cerrahlar 22 mm ve 32 mm çaplarındaki başlar yerine 28 mm çapında baş kullanmaya yũnelmiřlerdir.



Şekil 2.15. Morrey'in çalışmasındaki baş çaplarının karşılaştırıldığı Kaplan-Meier hayatta kalım eğrisi. Asetabular komponentin gevşemesi nedeniyle yapılan revizyon cerrahileri en sık 32 mm baş kullanılan kalçalarda görülmüştür. (Morrey BF, Ilstrup DM: Size of the femoral head and acetabular revision in total hip replacement arthroplasty. J Bone Joint Surg [Am] 1989; 71:50-55)

1990'ların sonlarına doğru yüksek yoğunluklu çapraz bağlı polietilenlerin kullanıma girmesi ve metal-metal kombinasyonlu TKP'lerin tekrar popüler olması büyük çaplı prostetik başların kullanımına olanak sağlamıştır. Yüksek yoğunluklu çapraz bağ içeren polietilenler konvansiyonel polietilenlere göre oksidasyona ve aşınmaya önemli ölçüde dirençlidir (55-57). Konvansiyonel polietilen kullanımında baş çapı arttıkça aşınma ciddi oranda artarken, yüksek yoğunluklu çapraz bağlı polietilen kullanıldığında aşınmanın artışı dikkate alınmayı gerektirmeyecek şekilde az olmaktadır (58). Metal-metal kombinasyonlu TKP'lerde ise metalozis nedeniyle aseptik gevşemenin ciddi şekilde artış göstermiştir (59). Bazı devletler tarafından kullanımı yasaklanan bu protezler günümüzde kullanılmamaktadır (60, 61).

Yüksek yoğunluklu çapraz bağlı polietilen kullanımında aşınma hızının çok az olduğu ve aşınmanın da baş çapından bağımsız olduğunun gösterilmesiyle beraber (62) bazı çalışmalarda büyük baş kullanımında volumetrik aşınmanın daha fazla olduğu bildirilmektedir. Hammerberg ve ark. tarafından yapılan bir çalışmada 28 mm, 32 mm, 38 mm ve 44 mm çaplarında prostetik femur başları ile asetabular *liner* olarak

yüksek yoğunluklu çapraz bağlı polietilen kullanmışlardır (63). 3,6 yıllık takipte *liner* aşınma hızları benzer olsa da volumetrik aşınma hızları açısından bakıldığında 28 mm-32 mm çaplar için volumetrik aşınma hızı yıllık olarak 16,7 mm³ iken 38 mm-44 mm baş kullanılanlarda ise yıllık 29,1 mm³ olarak tespit edilmiştir. Gruplar arasında fark olsa da her iki grup da polietilen aşınması için kritik değer olan yıllık 80 mm³'ün (64) aşağısındadır. Lachiewicz ve ark. tarafından yapılan benzer bir çalışmada da 26 mm, 28 mm, 32 mm, 36 mm ve 40 mm başlar kullanılarak 5 yıllık takip yapılmıştır (65). *Liner* aşınma hızları ile femur başı çapları arasında bir ilişki bulamazlarken büyük çaplı baş kullanılan kalçalarda volumetrik aşınmanın daha fazla olduğunu belirtmişlerdir. Yazarlar, çıkık riski az olanlarda, genç ve aktif hastalarda büyük baş kullanımında dikkatli olunması gerektiğini söylemektedirler.

Pandorf ve ark. tarafından in vitro olarak yapılan bir çalışmada prostetik femur başı çapının 28 mm'den 36 mm'ye artırılmasıyla aşınmanın yaklaşık iki katına çıktığını, fakat metal baş yerine seramik baş kullanıldığında ise aşınmanın benzer olduğunu söylemişlerdir (66). Aynı zamanda çalışmanın yapıldığı zaman kullanılan son jenerasyon seramik-seramik kombinasyonlarda büyük ve küçük baş kullanımları arasında aşınma bakımından fark olmadığını belirtmişlerdir.

3. BİREYLER VE YÖNTEM

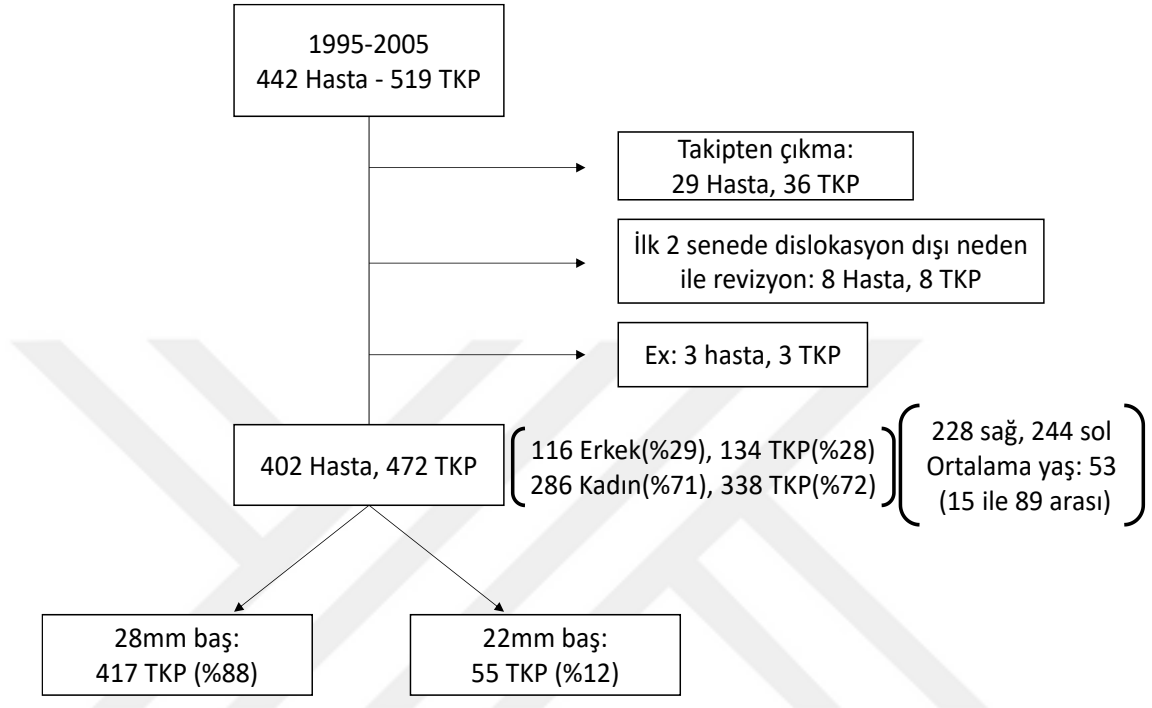
Hacettepe Üniversitesi Ortopedi ve Travmatoloji Anabilim Dalı'nda 1995-2015 yılları arasında uygulanan TKP'ler değerlendirildiğinde, konvansiyonel polietilen kullanıldığı yıllarda daha sıklıkla küçük çaplı femur başlarının kullanılmış olduğunu, sonraki yıllarda ise büyük çaplı femur başlarının da kullanıma girmiş olduğunu görüldü. 20 yıl içerisinde ameliyat edilen hastalar 10 yıllık süreler halinde iki gruba ayrılarak prostetik kalça çıkığı bakımından karşılaştırmak istendi ve bu amaçla 13.07.2016 tarihli ve GO 16/466- 46 karar numaralı etik kurul izni alındı. Etik kurul izni alınması sonrası retrospektif olarak 1995-2005 yılları arasında Hacettepe Üniversitesi Ortopedi ve Travmatoloji Anabilim Dalı'nda yapılan 28 mm ve daha küçük çapta baş kullanılan TKP'ler ile 2006-2015 yılları arasında 36 mm ve daha büyük baş kullanılan TKP'ler değerlendirildi. 32 mm çaplı femur başı kullanılan TKP'ler ise çalışmaya dahil edilmedi.

Revizyon cerrahileri ile tümör protezi uygulanan hastalar çalışma dışında tutularak çalışmaya sadece primer TKP hastaları dahil edildi. Yıllara göre kullanılan protez tipi-markası ve polietilen kalitesinin değişim göstermesi nedeniyle aşınmanın farklı olup çıkığa yatkınlık olasılığına etkisini bertaraf etmek için aşınmanın minimal olduğu düşünülen ilk iki senede meydana gelen çıkıklar değerlendirildi. İki yıllık takibi tamamlanmayan, bu sürede ölen ve çıkık dışı nedenlerle revizyon cerrahileri uygulanan hastalar çalışmadan çıkartıldı.

3.1. Küçük Çaplı Baş Uygulanan Hastalar

1995-2005 yılları arasında 28 mm ve 22 mm çapında femur başı kullanılan 442 hasta (519 TKP) tespit edildi. 29 hastada (36 kalça) takip yetersizliği olması, 8 hastada (8 kalça) çıkık dışı nedenle revizyon cerrahisi uygulanması ve 3 hastanın (3 kalça) da takip süresi tamamlanmadan ölmesi nedenleri ile çalışmaya dahil edilmedi. Dışlama kriterleri dikkate alındığında 402 hasta çalışmaya dahil edildi. Hastaların 70 tanesinde bilateral TKP uygulanmıştı ve küçük çaplı baş kullanılan TKP sayısı 472 idi. Çalışmaya dahil edilen küçük başlı TKP'lerin %72'si kadın, %28'i erkek hastaydı. Sağ taraf kalçalara 228, sol taraf kalçalara ise 244 TKP uygulanmıştı. Küçük çaplı baş kullanılan hastaların ortalama yaşı 53 (15 ile 89 arası) idi. Bu TKP'lerin %88'inde 28 mm, %12'sinde ise 22 mm baş kullanılmıştı.

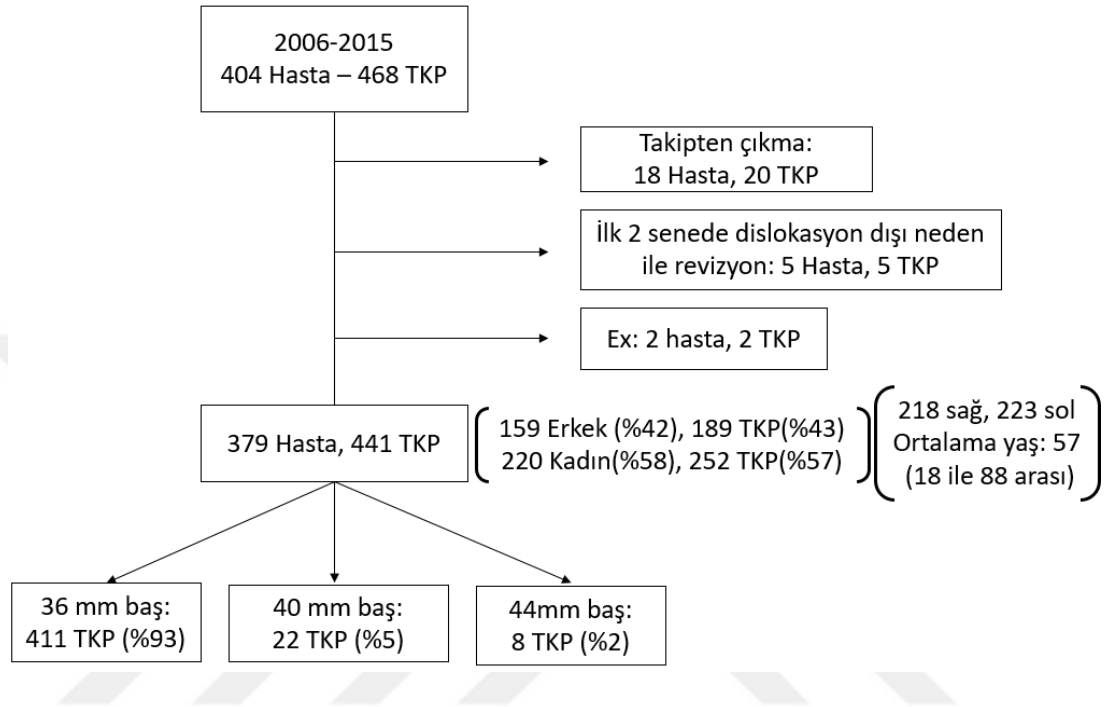
Tablo 3.1. Küçük çaplı baş kullanılan TKP'ler. Dışlama kriterleri sonrası küçük başlı 472 TKP çalışmaya dahil edildi. TKP'lerin %72'si kadın hastalara uygulanmış ve ortalama yaş 53 idi. TKP'lerin %88'inde 28 mm, %12'sinde ise 22 mm çapında femur başı kullanılmıştı.



3.2. Büyük Çaplı Baş Uygulanan Hastalar

2006-2015 yılları arasında 36 mm ve daha büyük çaplı femur başı kullanılan 404 hasta (468 TKP) mevcuttu. 18 hastada (20 kalça) takip yetersizliği olması, 5 hastada (5 kalça) çıkık dışı nedenle revizyon cerrahisi uygulanması ve 2 hastanın (2 kalça) da takip süresi tamamlanmadan ölmesi nedenleri ile çalışmaya dahil edilmedi. Dışlama kriterleri dikkate alındığında 379 hasta çalışmaya dahil edildi. Hastaların 62 tanesinde bilateral TKP uygulanmıştı ve büyük çaplı baş kullanılan TKP sayısı 441 idi. Çalışmaya dahil edilen büyük başlı TKP'lerin %57'si kadın, %43'ü erkek hastaydı. Sağ taraf kalçalara 218, sol taraf kalçalara ise 223 TKP uygulanmıştı. Büyük çaplı baş kullanılan hastaların ortalama yaşı 57 (18 ile 88 arası) idi. Bu TKP'lerin %93'ünde 36 mm, %5'inde 40 mm, %2'sinde ise 44 mm baş kullanılmıştı.

Tablo 3.2. Büyük çaplı baş kullanılan TKP'ler. Dışlama kriterleri sonrası büyük başlı 441 TKP çalışmaya dahil edildi. TKP'lerin %57'si kadın hastalara uygulanmış ve ortalama yaş 57 idi. TKP'lerin %93'ünde 36 mm, %5'inde 40 mm ve %2'sinde ise 44 mm çapında baş kullanılmıştı.



Hem küçük çaplı hem de büyük başlı TKP'ler dikkate alındığında uygun şartları karşılayan 913 TKP çalışmaya dahil edildi. 472 TKP'de (402 hasta, 70 tanesinde bilateral) 28 mm ve daha küçük çapta femur başı kullanılmıştır. 441 TKP'de (379 hasta, 62 tanesinde bilateral) ise 36 mm ve daha büyük çapta femur başı kullanılmıştır.

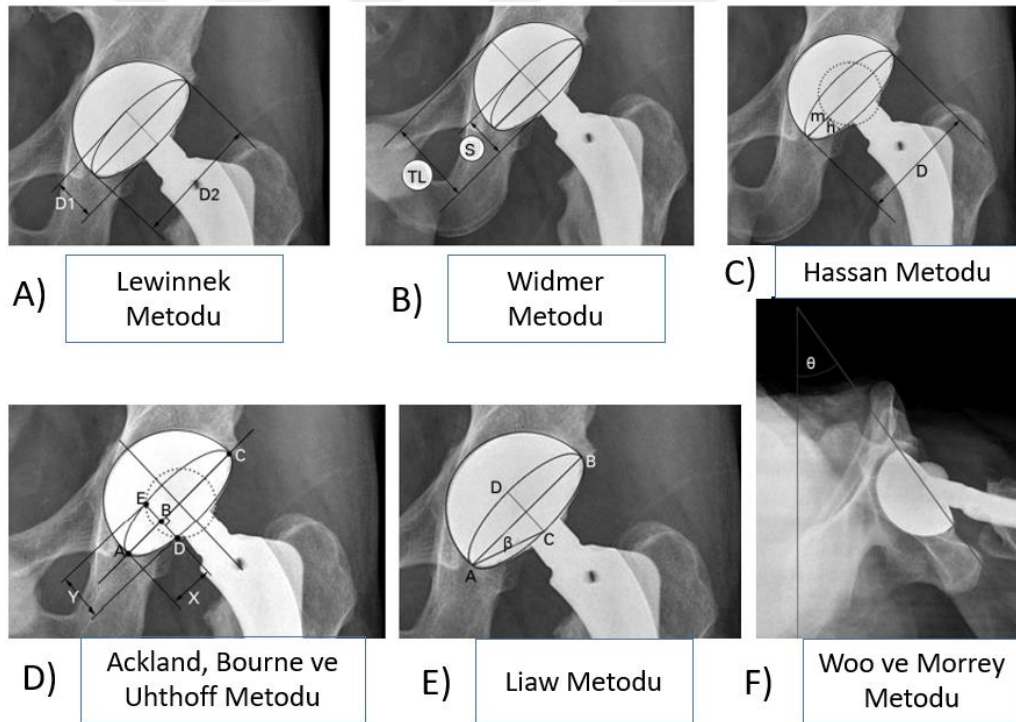
3.3. Cerrahi Teknik ve Kullanılan İmplantlar

Bütün cerrahi girişimler TKP konusunda tecrübeli dört cerrah tarafından yapıldı. Bütün cerrahilerde standardize edilmiş posterior yaklaşım kullanıldı. Ameliyat sırasında komponentler yerleştirilip kalça eklemi redüksiyonu sonrasında kapsül ve kısa dış rotator kaslar absorbe olmayan beş nolu Ethibond® dikiş ile kemiğe sıkıca tespit edildi. Her iki komponentin de çimentolu olduğu, her iki komponentin de çimentosuz olduğu ve asetabular komponentin çimentosuz femoral komponentin çimentolu olduğu (hibrid) tekniklerle yapılan bütün protezler çalışmaya dahil edildi. Çalışmaya dahil edilen protezlerde kullanılan materyaller arasında ayırım

yapılmayarak seramik-seramik, seramik-polietilen, seramik-metal, metal-metal, metal-polietilen kombinasyonlarının hepsi değerlendirildi.

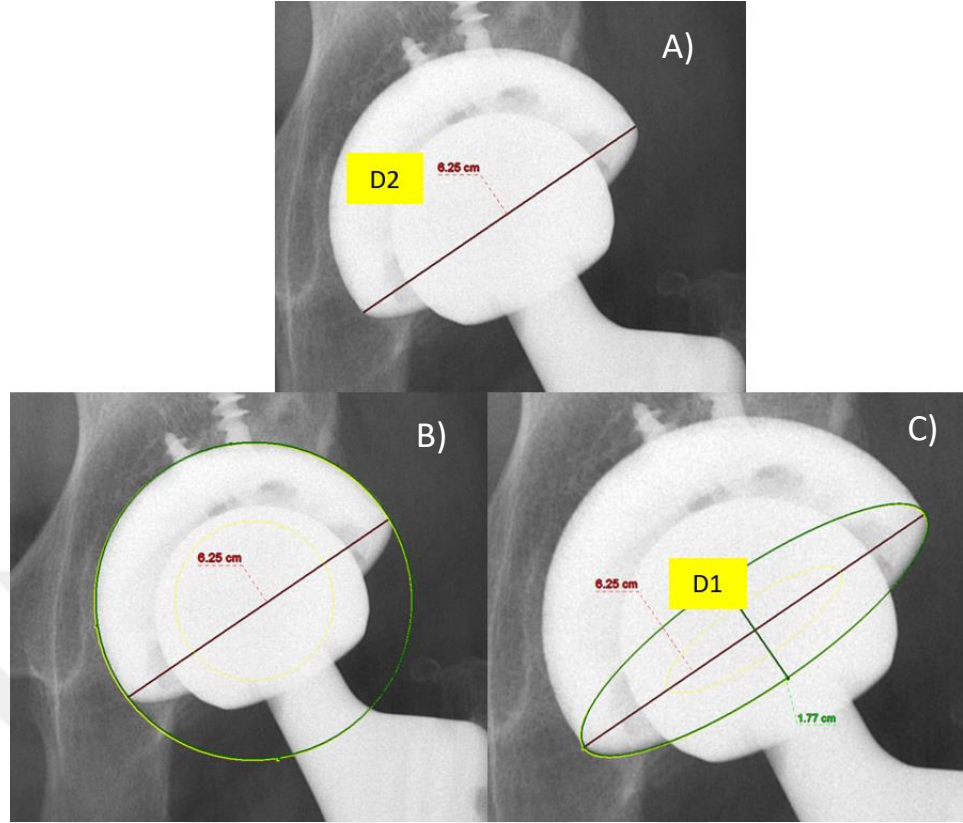
3.4. Anteversiyon ve İnklinasyon Ölçümleri

Büyük çaplı baş kullanılan kalçalarda tam ön-arka pelvis grafisinde asetabular komponentin anteversiyon ve inklinasyon açıları ölçüldü. Literatürde anteversiyon ölçümü için farklı teknikler tarif edilmiş olsa da (Şekil 3.1) en sık kullanılan, tekrarlayan ölçümlerde benzer sonuçlar verdiği ve doğru ölçüm yapılabildiği literatürde gösterilen (67) Lewinnek'in tanımlamış olduğu metod (43) kullanılarak ölçümler yapıldı. Büyük çaplı baş kullanılan kalçaların 13 tanesinde uygun radyografileri olmaması nedeni ile ölçüm yapılamadı. Küçük çaplı baş kullanılan kalçalarda sadece çıkık görülenlerde anteversiyon ve inklinasyon açıları ölçüldü.



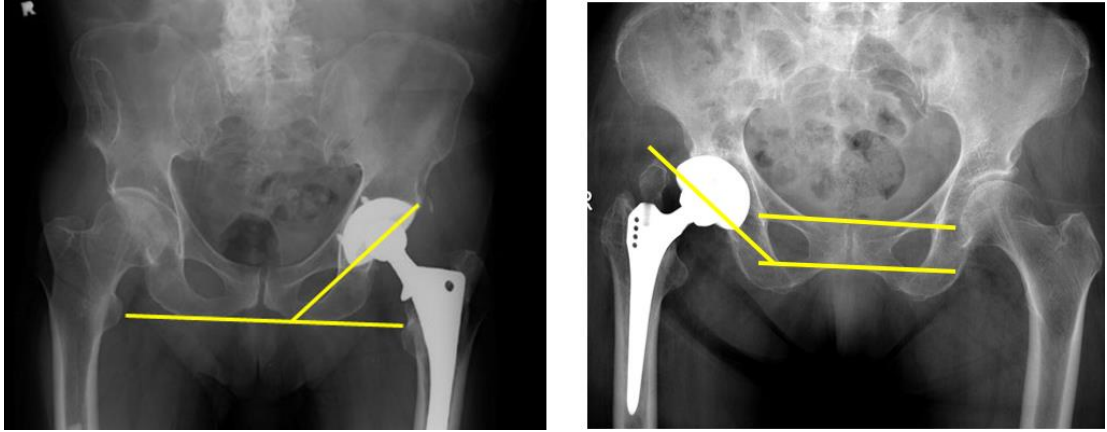
Şekil 3.1. Anteversiyon ölçümleri için literatürde tanımlanmış olan metodlar. A) Lewinnek metodu, B) Widmer metodu, C) Hassan metodu, D) Ackland, Bourne ve Uthoff metodu, E) Liaw metodu ve F) Woo ve Morrey metodu.

Anteversiyon ve inklınasyon açı ölçümleri “*General Electric Healthcare - Centricity™ Universal Viewer, Sürüm 6*” programı kullanılarak yapıldı. Bu programda Lewinnek metoduyla anteversiyon ölçümü için öncelikle uygun olarak çekilen ön-arka pelvis grafilerine ihtiyaç vardır. Uygun ön-arka pelvis grafilerinde “*General Electric Healthcare - Centricity™ Universal Viewer, Sürüm 6*” programı ile ölçüm yaparken ilk aşamada asetabular komponentin en uzun olduğu kısımda uç noktalardan geçen bir doğru parçası (D2) çizilmektedir (Şekil 3.2). Doğru parçası çizildikten sonra çizilen doğru parçası uzunluğu kadar çapı olan bir daire çizilmekte ve çizilen daire doğru parçası üzerine yerleştirilmektedir. Çizilen daire kenarlarından daraltılarak elips şekline getirilmektedir. Elipsin kenarı, asetabular komponentin grafide görülen serbest kenarı üzerine gelecek şekilde daraltılır. Ölçümün doğru yapılabilmesi için elipsin kenarıyla asetabular komponentin serbest kenarının tam olarak üst üste getirilmesi kritiktir. Elipsin enine en geniş olduğu bölgede ilk aşamada çizilen D2 doğru parçasına dik olarak tekrar bir doğru parçası çizilir (D1). Çizilen D1 ve D2 doğru parçalarının uzunluklarının açısal olarak sinüs değerinin alınması ($\text{Versiyon} = \arcsin [D1 / D2]$) bir açı değeri verir ki bu değer asetabular komponentin anteversiyon açısıdır.



Şekil 3.2. Lewinnek metodu kullanılarak asetabular komponent anteversiyonun ölçülmesi. A) Asetabular komponentin en uzun olduğu kısımda uç noktalardan geçen bir doğru parçası (D2) çizilir. B) Çizilen doğru parçası uzunluğu kadar çapı olan bir daire çizilir ve çizilen daire doğru parçası üzerine yerleştirilir. C) Çizilen daire kenarlarından daraltılarak elips şekline getirilir ve elipsin en geniş olduğu bölgede ilk aşamada çizilen D2 doğru parçasına dik olarak tekrar bir doğru parçası çizilir (D1). D1 ve D2 uzunlukları “Versiyon = $\arcsin (D1 / D2)$ ” formülündeki yerlere yerleştirilerek anteversiyon açısı ölçülmüş olur.

İnklınasyon açıları asetabular komponentin en geniş olduğu bölgedeki uç noktaları birleştiren çizgi ile trans-iskiadiik çizgi arasındaki açı ile ölçüldü. İskiumun tam olarak seçilemediği grafilerde ise interiskiadiik çizgi yerine interobturator referans çizgisi veya gözyaşı damlalarını birleştiren çizgiler kullanıldı (Şekil 3.3).



Şekil 3.3. İnklinasyon ölçüm metodları. Asetabular komponentin en geniş olduğu bölgedeki uç noktalardan geçen çizgi ile A)trans-iskiadiik çizgi arasındaki açının ölçülmesiyle ya da B) gözyaşı damlalarını birleştiren çizgi (üstte) veya interobturator referans çizgisi (altta) kullanılarak ölçülür.

Ölçülen açı değerleri Lewinnek'in güven aralıkları (anteversiyon için $15^{\circ}\pm 10^{\circ}$, inklinasyon için $40^{\circ}\pm 10^{\circ}$) (43) dikkate alınarak 'güven aralığı içinde' veya 'güven aralığı dışında' olarak kaydedildi.

3.5. İstatistiksel Analiz

İstatistiksel analizler "IBM SPSS for Windows Version 22.0" paket programında yapıldı. Sayısal değişkenler ortalama \pm standart sapma veya median [minimum – maksimum] değerler ile özetlendi. Kategorik değişkenler ise sayı ve yüzde ile gösterildi. Gruplar arasında kategorik değişkenler bakımından farklılık olup olmadığı ki kare testi veya Fisher kesin test ile araştırıldı. Sayısal değişkenler bakımından iki bağımsız grup arası farklılıklar parametrik test varsayımları sağlandığında bağımsız gruplarda t testi ile, sağlanmadığında ise Mann Whitney U testi ile araştırıldı. Anlamlılık düzeyi $p<0,05$ olarak alındı.

4. BULGULAR

Çalışmaya dahil edilen 913 kalçanın 472'sinde 22 mm ve 28 mm femur başı, 441'inde ise 36 mm ve daha büyük çapta femur başı kullanılmıştır. Küçük baş kullanılan 472 kalçanın 55 tanesinde (%12) 22 mm, geriye kalan 417 kalçada (%88) ise 28 mm çapında femur başı kullanılmıştır. Büyük baş kullanılan 441 kalçanın 411'inde (%93) 36 mm, 22 tanesinde (%5) 40 mm, 8 tanesinde ise (%2) 44 mm çapında femur başı kullanılmıştır (Tablo 4.1).

Tablo 4.1. Total kalça protezlerinde kullanılan baş çaplarının dağılımı.

	Femur Başı Çapı					Toplam
	22 mm	28 mm	36 mm	40 mm	44 mm	
Büyük baş kullanılanlar			411 %93	22 %5	8 %2	441 %100
Küçük baş kullanılanlar	55 %12	417 %88				472 %100

Küçük ve büyük baş kullanılan toplam 913 TKP'nin 21'inde (%2,3) çıkık meydana gelmiştir (Tablo 4.2). Küçük baş kullanılan 472 TKP'nin 16'sında (%3,4), büyük baş kullanılan 441 TKP'nin 5'inde (%1,1) çıkık meydana gelmiştir (Tablo 4.2). Çıkık açısından büyük ve küçük başlar arasında anlamlı fark mevcuttur. Büyük baş kullanılan kalçalarda anlamlı olarak çıkık daha azdır ($P=0,04$).

Tablo 4.2. Küçük baş ve büyük baş kullanımının çıkık oranları bakımından karşılaştırılması. Büyük baş kullanılan kalçalarda anlamlı olarak çıkık daha azdır (P=0,04).

		Çıkık		Toplam
		Yok	Var	
Büyük baş kullanılanlar	Kalça sayısı	436	5	441
	%	%98,9	%1,1	%100
Küçük baş kullanılanlar	Kalça sayısı	456	16	472
	%	%96,6	%3,4	%100
Toplam	Kalça sayısı	892	21	913
	%	%97,7	%2,3	%100

Küçük baş kullanılan TKP'lerde 418 kalçada polietilen-metal, 30 kalçada seramik-seramik, 10 kalçada metal-seramik, 9 kalçada metal-metal, 5 kalçada ise polietilen-seramik kombinasyon kullanılmıştır. Büyük baş kullanılan TKP'lerde 184 kalçada seramik-seramik, 88 kalçada polietilen-metal, 83 kalçada polietilen-seramik, 58 kalçada metal-seramik, 28 kalçada ise metal-metal kombinasyon kullanılmıştır (Tablo 4.3). Kullanılan materyal kombinasyonları ile çıkık arasında ilişki saptanmamıştır.

Tablo 4.3. Büyük ve küçük baş kullanılan TKP’lerde farklı komponent kombinasyonlarında çıkık sıklığının karşılaştırılması. Kullanılan materyal kombinasyonları ile çıkık arasında ilişki saptanmamıştır.

Grup		Çıkık		Toplam	
		Yok	Var		
Büyük baş kullanılanlar	Seramik - Seramik	Kalça sayısı %	183 %99,5	1 %0,5	184 %100
	Seramik - Metal	Kalça sayısı %	58 %100	0 %0	58 %100
	Seramik - Polietilen	Kalça sayısı %	82 %98,8	1 %1,2	83 %100
	Metal - Metal	Kalça sayısı %	28 %100	0 %0	28 %100
	Metal - Polietilen	Kalça sayısı %	85 %96,6	3 %3,4	88 %100
	Toplam	Kalça sayısı %	436 %98,9	5 %1,1	441 %100
	Küçük baş kullanılanlar	Seramik - Seramik	Kalça sayısı %	29 %96,7	1 %3,3
Seramik - Metal		Kalça sayısı %	9 %90	1 %10	10 %100
Seramik - Polietilen		Kalça sayısı %	5 %100	0 %0	5 %100
Metal - Metal		Kalça sayısı %	9 %100	0 %0	9 %100
Metal - Polietilen		Kalça sayısı %	404 %96,7	14 %3,3	418 %100
Toplam		Kalça sayısı %	456 %96,6	16 %3,4	472 %100
Toplam		Seramik - Seramik	Kalça sayısı %	212 %99,1	2 %0,9
	Seramik - Metal	Kalça sayısı %	67 %98,5	1 %1,5	68 %100
	Seramik - Polietilen	Kalça sayısı %	87 %98,9	1 %1,1	88 %100
	Metal - Metal	Kalça sayısı %	37 %100	0 %0	37 %100
	Metal - Polietilen	Kalça sayısı %	489 %96,6	17 %3,4	506 %100
	Toplam	Kalça sayısı %	892 %97,7	21 %2,3	913 %100

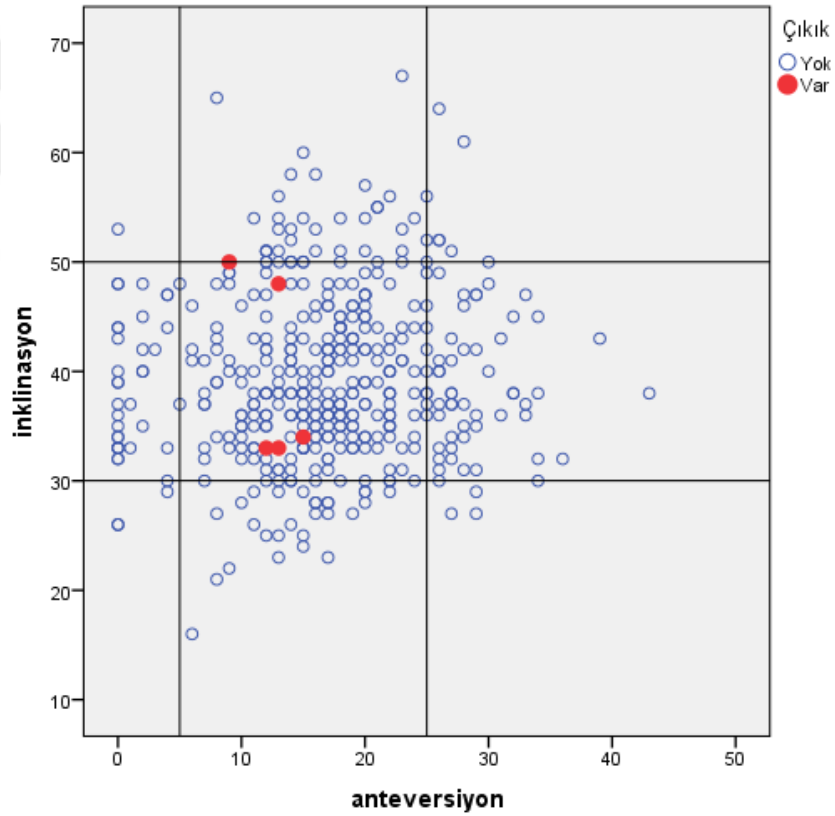
Büyük baş kullanılan 441 kalçanın 428'inde anteversiyon ve inklinasyon ölçülmüştür. 13 kalçada uygun radyografilerin bulunamamasından dolayı ölçülemediği. Büyük baş kullanılan 428 hastada ortalama anteversiyon $16,5^{\circ} \pm 8^{\circ}$ (0° ile 43° arası), ortalama inklinasyon $39,5^{\circ} \pm 8^{\circ}$ (16° ile 67° arası) olarak ölçülmüştür (Tablo 4.4). Büyük baş kullanılan kalçaların %78'i anteversiyon açısı bakımından güven aralığında, %83,6'sı inklinasyon açısı bakımından güven aralığında, %64,5'i ise her iki açı değeri bakımından da güven aralığında olduğu görülmüştür. Büyük baş kullanılan ve çıkık görülmeyen kalçalarda ortalama anteversiyon $16^{\circ} \pm 8^{\circ}$ (0° ile 43° arasında), ortalama inklinasyon $39^{\circ} \pm 8^{\circ}$ (16° ile 67° arasında) olarak ölçülmüştür. Çıkık görülen kalçalarda ise ortalama anteversiyon $12^{\circ} \pm 2^{\circ}$ (9° ile 13° arasında), ortalama inklinasyon $40^{\circ} \pm 9^{\circ}$ (33° ile 50° arasında) olarak ölçülmüştür. Anteversiyon için Lewinnek güven aralığı dikkate alındığında çıkık görülmeyen kalçaların %77,8'i güven aralığında, %22,2'si ise güven aralığının dışındadır (Tablo 4.5). İnklinasyon dikkate alındığında çıkık görülmeyen kalçaların %83,5'i güven aralığında iken %16,5'i ise aralık dışındadır. Her iki açı da dikkate alındığında ise kalçaların %64,5'i aralık içindedir. Çıkık görülen 5 kalçanın hepsi hem anteversiyon hem de inklinasyon değerleri bakımından güven aralığı sınırlarındadır (Şekil 4.1 ve Tablo 4.9). Büyük baş kullanılıp çıkık görülen ve görülmeyen kalçalar arasında anteversiyon-inklinasyon değerlerinin güven aralıkları içinde olup olmaması bakımından fark saptanmamıştır (Tablo 4.6 ve Tablo 4.7).

Tablo 4.4. Büyük baş kullanılıp çıkık görülen ve görülmeyen kalçalarda anteversiyon ve inklinasyon değerlerinin karşılaştırması. Açıkların sayısal değerleri dikkate alındığında gruplar arasında anlamlı fark saptanmamıştır (anteversiyon için $P = 0,089$, inklinasyon için $P = 0,866$).

		Anteversiyon	İnklinasyon
Çıkık Yok	Ortalama	16,64	39,46
	Kalça sayısı	423	423
	Std. Sapma	7,862	7,822
	Median	17,00	38,00
	Minimum	0	16
	Maksimum	43	67
Çıkık Var	Ortalama	12,40	39,60
	Kalça sayısı	5	5
	Std. Sapma	2,191	8,620
	Median	13,00	34,00
	Minimum	9	33
	Maksimum	15	50
Toplam	Ortalama	16,59	39,46
	Kalça sayısı	428	428
	Std. Sapma	7,832	7,821
	Median	17,00	38,00
	Minimum	0	16
	Maksimum	43	67

Tablo 4.5. Büyük baş kullanılan kalçaların anteversiyon ve inklınasyon değerlerinin Lewinnek güven aralıklarına göre dağılımı.

		Kalça sayısı	%
Anteversiyon	Aralık içi	334	%78
	Aralık dışı	94	%22
İnklinasyon	Aralık içi	358	%83,6
	Aralık dışı	70	%16,4
Anteversiyon + İnklinasyon	Aralık içi	276	%64,5
	Aralık dışı (Tek bir değer)	140	%32,7
	Aralık dışı (Her iki değer için)	12	%2,8



Şekil 4.1. Büyük baş kullanılan kalçaların anteversiyon ve inklınasyon değerlerine göre dağılımı. Çıkık görülen bütün TKP'lerde asetabular komponentlerin anteversiyon ve inklınasyon değerlerinin güven aralığında olduğu görülmektedir.

Tablo 4.6. Büyük baş kullanılan kalçalarda çıkık görülen ve görülmeyen kalçaların anteversiyon güven aralığı bakımından karşılaştırılması. Gruplar arasında anlamlı fark saptanmamıştır (P = 0,516)

			Anteversiyon		Toplam	
			Aralık içi	Aralık dışı		
Büyük Baş Kullanılan Kalçalar	Çıkık	Yok	Kalça Sayısı	329	94	423
			%	%77,8	%22,2	%100
	Var	Kalça Sayısı	5	0	5	
		%	%100	%0	%100	
	Toplam		Kalça Sayısı	334	94	428
			%	%78	%22	%100

Tablo 4.7. Büyük baş kullanılan kalçalarda çıkık görülen ve görülmeyen kalçaların inklınasyon güven aralığı bakımından karşılaştırılması. Gruplar arasında anlamlı fark saptanmamıştır (P = 0,699)

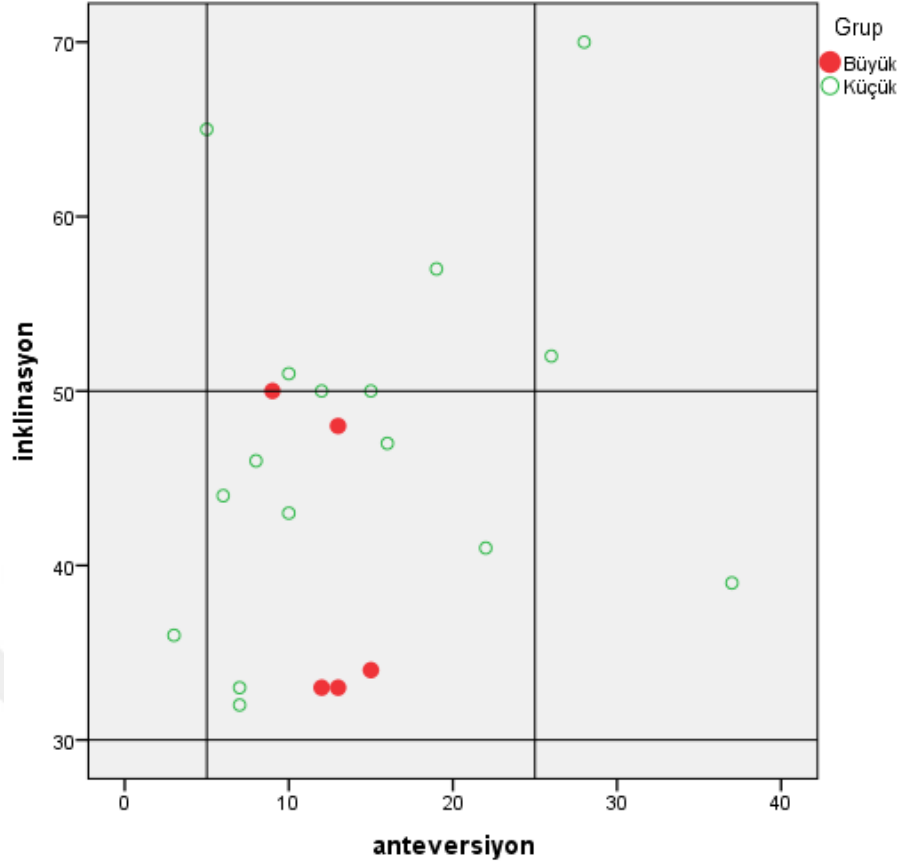
			İnklinasyon		Toplam	
			Aralık içi	Aralık dışı		
Büyük Baş Kullanılan Kalçalar	Çıkık	Yok	Kalça Sayısı	353	70	423
			%	%83,5	%16,5	%100
	Var	Kalça Sayısı	5	0	5	
		%	%100	%0	%100	
	Toplam		Kalça Sayısı	358	70	428
			%	83,6%	%16,4	%100

Küçük baş kullanılıp çıkık görülen 16 kalçada ortalama anteversiyon $15^{\circ} \pm 10^{\circ}$, ortalama inklınasyon ise $47^{\circ} \pm 10^{\circ}$ olarak ölçülmüştür (Tablo 4.8).

Anteversiyon için Lewinnek güven aralığı dikkate alındığında bu kalçaların 12 tanesi (%75) güven aralığındayken 4 tanesi (%25) ise güven aralığının dışındadır. İnklinasyon derecesi bakımından ise 11 tanesi (%69) güven aralığında iken 5 tanesi (%31) güven aralığı dışındadır. Her iki değer için güven aralıkları dikkate alındığında 9 kalça (%56) iki değer için de güven aralığındayken 2 kalça (%12,5) iki değer için de güven aralığı dışındadır (Şekil 4.2 ve Tablo 4.9).

Tablo 4.8. Küçük baş kullanılıp çıkık görülen kalçalarda anteversiyon ve inklinasyon değerleri.

		Anteversiyon	inklinasyon
Çıkık görülen TKP'ler	Ortalama	14,44	47,25
	Kalça sayısı	16	16
	Std. Sapma	9,647	10,580
	Median	11,00	46,50
	Minimum	3	32
	Maksimum	37	70



Şekil 4.2. Çıkık görülen kalçaların anteversiyon ve inklinasyon değerlerine göre dağılımı. Büyük baş kullanılıp çıkık görülen kalçaların hepsi her iki değer için de güven aralığındayken, küçük baş kullanılıp çıkık görülen kalçaların %56'sı her iki değer bakımından güven aralığındadır.

Tablo 4.9. Çıkık görülen kalçaların Lewinnek güven aralıklarına göre dağılımı (1'inci tablo anteversiyon, 2'inci tablo inklinasyon, 3'üncü ise anteversiyon+inklinasyon). Büyük baş kullanılıp çıkık görülen kalçaların hepsi iki değer için de güven aralığında, küçük baş kullanılıp çıkık görülen kalçaların %56.3'ü her iki değer için de güven aralığındadır.

		Anteversiyon		Toplam
		Aralık içi	Aralık dışı	
Büyük baş	Kalça sayısı %	5 %100	0 %0	5 %100
Küçük baş	Kalça sayısı %	12 %75	4 %25	16 %100
Toplam	Kalça sayısı %	17 %81	4 %19	21 %100

		İnklinasyon		Toplam
		Aralık içi	Aralık dışı	
Büyük baş	Kalça sayısı %	5 %100	0 %0	5 %100
Küçük baş	Kalça sayısı %	11 %68,8	5 %31,3%	16 %100
Toplam	Kalça sayısı %	16 %76,2	5 23,8%	21 %100

		Anteversiyon+İnklinasyon			Toplam
		İkisi de güven aralığı içinde	Birisi güven aralığı dışında	İkisi de güven aralığı dışında	
Büyük baş	Kalça sayısı %	5 %100	0 %0	0 %0	5 %100
Küçük baş	Kalça sayısı %	9 %56,3	5 %31,3	2 %12,5	16 %100
Toplam	Kalça sayısı %	14 %66,7	5 %23,8	2 %9,5	21 %100

Küçük baş kullanılan TKP'lerin 133 tanesinde *skirt*'lü femur başı kullanılırken 323 tanesinde *skirt*'süz kullanılmıştır. *Skirt*'lü baş kullanılanların 6 tanesinde (%3,4) çıkık görülürken kullanılmayanların ise 10 tanesinde (%3) çıkık

görülmüştür (Tablo 4.10). *Skirt* kullanılan ve kullanılmayan TKP'lerde çıkık bakımından istatistiksel olarak fark saptanmamıştır ($P = 0.57$).

Tablo 4.10. *Skirt*'lü küçük baş kullanılan kalçalarla *skirt*'süz küçük baş kullanılan kalçaların çıkık yönünden karşılaştırılması. İki grup arasında anlamlı fark saptanamamıştır ($P = 0.57$).

		Çıkık		Toplam
		Yok	Var	
<i>Skirt</i> kullanımı yok	Kalça Sayısı	323	10	333
	%	%97	%3,0	%100,0
<i>Skirt</i> kullanımı var	Kalça Sayısı	133	6	139
	%	%95,7	%4,3	%100
Toplam	Kalça Sayısı	456	16	472
	%	%96,6	%3,4	%100

Çıkık görülen toplam 21 kalçanın 12'sinde ilk dört haftada çıkık görülürken 9 tanesinde ise ilk dört haftadan sonra görülmüştür. İlk dört haftada çıkık görülen kalçaların 8 tanesi (%66,7) reoperasyon olurken, ilk dört haftadan sonra çıkık görülen kalçaların 2 tanesinde (%22) reoperasyon gerekmiştir (Tablo 4.11). İlk dört haftada çıkık görülen 12 kalçanın 6'sında (%50) komponent değişimi uygulanan revizyon cerrahisi görülürken ilk dört haftadan sonra çıkık görülen 9 kalçanın 2 tanesinde (%22) revizyon cerrahisi gerekmiştir (Tablo 4.12). İlk dört hafta içinde çıkık olduğunda reoperasyon ve revizyon sıklığı artsa da iki grup arasında anlamlı fark saptanmamıştır (Reoperasyon için $P=0,08$, revizyon cerrahisi için $P=0,367$).

Tablo 4.11. İlk çıkık zamanının reoperasyonla ilişkisi. Çıkık görülen toplam 21 kalçanın 12'sinde ilk çıkık cerrahi sonrası ilk 4 haftada görülüp 8 tanesinde reoperasyon gerekmiştir. Yüzdesele olarak gruplar arasında fark olmasına rağmen istatistiksel olarak anlamlı fark saptanmamıştır (P=0,08).

			Reoperasyon		Total
			-	+	
İlk Çıkık Zamanı	İlk 4 hafta	Kalça Sayısı	4	8	12
		%	%33,3	%66,7	%100
Zamanı	4 haftadan sonra	Kalça Sayısı	7	2	9
		%	%77,8	%22,2	%100
Toplam		Kalça Sayısı	11	10	21
		%	%52,4	%47,6	%100

Tablo 4.12. İlk çıkık zamanının revizyon cerrahisi ile ilişkisi. Çıkık görülen toplam 21 kalçanın 12'sinde ilk çıkık cerrahi sonrası ilk 4 haftada görülmüş ve 6 tanesinde revizyon cerrahisi gerekmiştir. Gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark saptanmamıştır (P=0,367).

			Revizyon Cerrahisi		Toplam
			-	+	
İlk Çıkık Zamanı	İlk 4 hafta	Kalça Sayısı	6	6	12
		%	%50	%50	%100
Zamanı	4 haftadan sonra	Kalça Sayısı	7	2	9
		%	%77,8	%22,2	%100
Toplam		Kalça Sayısı	13	8	21
		%	%61,9	%38,1	%100

Çalışmaya dahil edilen toplam 913 kalçanın 446 tanesine sağ, 467 tanesinde ise sol taraflı TKP uygulanmıştı. Sağ tarafa TKP uygulanmış 446 kalçanın 15 tanesinde (%3,4) çıkık görülürken, sol tarafa uygulanan 467 TKP'nin 6 tanesinde (%1,3) çıkık görülmüştür (Tablo 4.13). Sağ ve sol taraflı TKP'lerde yüzdesel olarak fark olsa da istatistiksel olarak anlamlı fark saptanmamıştır (P=0,061).

Tablo 4.13. TKP uygulanan taraf ile çıkık arasındaki ilişki. Sağ taraf kalçada oransal olarak çıkık daha fazla olmasına rağmen istatistiksel olarak anlamlı değildir (P=0,061).

		Çıkık		Toplam
		-	+	
Sağ	Kalça Sayısı	431	15	446
	%	%96,6	%3,4	%100
Sol	Kalça Sayısı	461	6	467
	%	%98,7	%1,3	%100
Toplam	Kalça Sayısı	892	21	913
	%	%97,7	%2,3	%100

Çalışmadaya dahil edilmiş olan TKP'lerin 323 tanesi (%35) erkek hastalara, geriye kalan 590 tanesi (%65) ise kadın hastalara aitti (Tablo 4.14). Cinsiyet ile çıkığa yatkınlık arasında anlamlı fark saptanmadı (P=0,974).

Tablo 4.14. Cinsiyet ile çıkık arasındaki ilişki. Erkek ve kadın cinsiyetler arasında çıkık yönünden fark saptanmamıştır (P=0,974).

		Çıkık		Toplam	
		Yok	Var		
Cinsiyet	Erkek	Kalça Sayısı	315	8	323
		%	%97,5	%2,5	%100
	Kadın	Kalça Sayısı	577	13	590
		%	%97,8	%2,2	%100
Toplam		Kalça Sayısı	892	21	913
		%	%97,7	%2,3	%100

913 TKP'nin yaş dağılımına bakılacak olursa çıkık görülen TKP hastalarının yaş ortalaması 55 ± 16 iken, çıkık görülmeyen hastalarda ise 55 ± 14 idi. Çıkık görülen hastaların en küçük yaşı 24, en büyük yaşı ise 78 idi (Tablo 4.15). Yaş ile çıkık arasında anlamlı fark saptanmadı (P=0,852).

Tablo 4.15. Yaş ile çıkık arasındaki ilişki. Çıkık görülen grup ile görülmeyen grup arasında fark saptanamamıştır (P = 0,852).

Çıkık	Mean	TKP sayısı	Standart Sapma	Median	Minimum	Maksimum
Yok	54,79	892	14,221	56,00	15	89
Var	55,38	21	15,920	59,00	24	78
Toplam	54,81	913	14,252	56,00	15	89

TKP endikasyonları dikkate alındığında çalışmaya dahil edilen kalçaların tanıları 4 ana başlık altında incelendi; artrit, osteonekroz, kırık, dejeneratif eklem hastalıkları. Çalışmaya dahil edilen kalçalarda en sık cerrahi endikasyon dejeneratif eklem hastalıklarıdır (673 kalça, %74). Dejeneratif eklem hastalıklarını sırasıyla artrit (93 kalça, %10), osteonekroz (87 kalça, %9), ve kırık (60 kalça, %7) takip etmektedir. Bu tanıları içerisinde en sık çıkık görülen grup %10 sıklıkla kırık tanısı nedeniyle

yapılan TKP'lerde saptanmıştır. Artrit ve osteonekroz tanılarıyla TKP yapılanlarda %1,1, dejeneratif eklem hastalıkları nedeni ile TKP yapılanlarda ise %1,9 oranında çıkık olduğu görülmüştür (Tablo 4.16). Çıkık açısından bakıldığında kırık tanısı ile TKP uygulanan kalçalarda diğer tanıları nedeniyle opere edilen kalçalara göre anlamlı olarak daha fazla çıkık görüldüğü tespit edilmiştir (P=0,014). Kırık grubu harici diğer tanıları nedeni ile TKP uygulanan kalçalar karşılaştırıldığında tanıları arasında çıkık açısından anlamlı fark saptanmamıştır.

Tablo 4.16. Hasta tanıları ile çıkık arasındaki ilişki. Tanısı kırık olan kalçalarda %10 oranında çıkık görülmüş olup diğer tanıları göre anlamlı olarak daha siktir (P=0,014). Diğer tanıları arasında çıkık yönünden fark saptanamamıştır.

		Çıkık		Toplam	
		Yok	Var		
Tanı	Artrit	Kalça Sayısı	92	1	93
		%	%98,9	%1,1	%100
	Osteonekroz	Kalça Sayısı	86	1	87
		%	%98,9	%1,1	%100
	Kırık	Kalça Sayısı	54	6	60
		%	%90,0	%10	%100
	Dejeneratif eklem hastalıkları	Kalça Sayısı	660	13	673
		%	%98,1	%1,9	%100
	Toplam	Kalça Sayısı	892	21	913
		%	%97,7	%2,3	%100

Dejeneratif eklem hastalıkları üst tanısı ile TKP uygulanan 673 kalçanın 432 tanesi (%64) primer osteoartrit, 241 tanesi (%36) ise GKD'ye sekonder osteoartrit tanıları ile opere edilmiştir. Primer osteoartrit tanısı ile opere edilenlerde %1,6 oranında çıkık görülürken, GKD'ye sekonder osteoartrit tanısı ile opere edilenlerde %2,5 oranında çıkık görülmüştür (Tablo 4.17). İki grup arasında çıkık açısından anlamlı fark bulunmamıştır (P=0,622).

Tablo 4.17. Primer osteoartrit ile GKD'ye sekonder osteoartrit tanıları ile çıkık ilişkisi. Dejeneratif eklem hastalıkları üst tanısında yer alan bu tanılar arasında çıkık bakımından anlamlı fark saptanmamıştır (P=0,622).

Tanı			Çıkık		Toplam
			Yok	Var	
Dejeneratif eklem hastalıkları	Primer osteoartrit	Kalça Sayısı	425	7	432
		%	%98,4	%1,6	%100
	GKD'ye sekonder	Kalça Sayısı	235	6	241
		%	%97,5	%2,5	%100
Toplam		Kalça Sayısı	660	13	673
		%	%98,1	%1,9	%100

Proksimal femur kırıklarında akut dönemde TKP uygulanan 60 kalçanın 6 tanesinde (%10) çıkık görülmüştür. Proksimal femur kırığı sonrası akut dönemde TKP yapılmayıp öncelikle fiksasyon uygulanan fakat daha sonrasında gelişen AVN, fiksasyon yetersizliği ve kaynamama gibi nedenlerle TKP uygulanan 15 kalçada ise hiç çıkık görülmemiştir (Tablo 4.18). Çıkık açısından mevcut iki grup arasında oransal olarak fark olmasına rağmen bu tanılar ile opere edilen kalça sayısının az olması nedeni ile istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamıştır (P=0,339).

Tablo 4.18. Proksimal femur kırıklarında önce fiksasyon yapıp daha sonrasında TKP yapılan kalçalarla, femur boyun kırıkları ve petrokanterik kırıklar sonrasında akut dönemde TKP yapılan kalçaların karşılaştırılması. Akut dönemde TKP yapılan kalçalarda %10 oranında çıkık görülürken diğer grupta çıkığa rastlanmadı. Oransal olarak fark olmasına rağmen hasta sayısının az olmasından dolayı istatistiksel olarak anlamlı fark saptanmamıştır (P=0,339).

		Çıkık		Toplam
		Yok	Var	
Kırık Fiksasyonu Sonrası (AVN, fiksasyon yetersizliği, kaynamama)	Kalça Sayısı	15	0	15
	%	%100	%0	%100
Femur Boyun Kırıkları ve Petrokanterik Kırıklar	Kalça Sayısı	54	6	60
	%	%90	%10	%100
Toplam	Kalça Sayısı	69	6	75
	%	%92	%8	%100

GKD'ye sekonder osteoartrit tanısı ile opere edilen ve küçük baş kullanılan kalça sayısı 130'dur. 130 kalçanın 19 tanesinde (%15) femura kısaltma osteotomisi yapılmış olup 111 tanesinde (%85) bu işlem uygulanmadan standart TKP cerrahisi uygulanmıştır. Kısaltmalı TKP uygulanan 19 TKP'nin 2 tanesinde (%10,5), kısaltma uygulanmayan 111 TKP'nin ise 4 tanesinde (%3,6) çıkık görülmüştür (Tablo 4.19). Gruplar arasında çıkık yönünden anlamlı fark saptanmamıştır (P=0,212)

Tablo 4.19. GKD'ye sekonder osteoartrit nedeni ile TKP yapılan kalçalarda kısaltmalı teknik uygulananlar ile kısaltmasız standart teknikle TKP yapılanların çıkık bakımından karşılaştırılması. Gruplar arasında anlamlı fark saptanmamıştır (P=0,212).

		Çıkık		Toplam	
		Yok	Var		
GKD'ye Sekonder	Kısaltmasız	Kalça Sayısı	107	4	111
		%	%96,4	%3,6	%100
	Kısaltmalı	Kalça Sayısı	17	2	19
		%	%89,5	%10,5	%100
	Toplam	Kalça Sayısı	124	6	130
		%	%95,4	%4,6	%100

Çıkık görülen 21 TKP'nin 5 tanesinde büyük baş, geriye kalan 16 tanesinde ise küçük baş kullanılmıştır. Çıkık sonrası büyük baş kullanılan 5 kalçanın 2 tanesinde reoperasyon-revizyon cerrahisi gerekmiştir (%40). Küçük baş kullanılan 16 kalçanın 8 tanesinde (%50) reoperasyon, reoperasyon uygulanan kalçaların ise 6 tanesinde (%37,5) de revizyon cerrahisi gerekmiştir (Tablo 4.20 ve 4.21). Büyük ve küçük baş kullanılan kalçalar karşılaştırıldığında çıkık görüldükten sonra reoperasyon ve revizyon cerrahileri bakımından gruplar arasında fark saptanmamıştır (Reoperasyon için P=1,00, revizyon cerrahisi için P=1,00). Çıkık görülen TKP'lerde büyük baş kullanımı reoperasyona ve revizyon cerrahisine gidişatı önlememektedir. Hem büyük baş hem küçük baş kullanılan kalçalar çıkık sonrası benzer oranda kapalı redüksiyonla tedavi edilmiş olup, reoperasyon ve revizyon cerrahisine ihtiyaç duyulma sıklığı benzerdir.

Tablo 4.20. Çıkık görülen kalçalarda baş çapıyla reoperasyon sıklığı arasındaki ilişki. Reoperasyon sıklığı bakımından gruplar arasında fark saptanmamıştır (P=1,00).

		Reoperasyon		Toplam
		-	+	
Büyük baş kullanılan kalçalar	Kalça Sayısı	3	2	5
	%	%60	%40	%100
Küçük baş kullanılan kalçalar	Kalça Sayısı	8	8	16
	%	%50	%50	%100
Toplam	Kalça Sayısı	11	10	21
	%	%52,4	%47,6	%100

Tablo 4.21. Çıkık görülen kalçalarda baş çapıyla revizyon cerrahisi sıklığı arasındaki ilişki. Revizyon cerrahisi sıklığı bakımından gruplar arasında fark saptanmamıştır (P=1,00).

		Revizyon Cerrahisi		Toplam
		-	+	
Büyük baş kullanılan kalçalar	Kalça Sayısı	3	2	5
	%	%60	%40	%100
Küçük baş kullanılan kalçalar	Kalça Sayısı	10	6	16
	%	%62,5	%37,5	%100
Toplam	Kalça Sayısı	13	8	21
	%	%61,9	%38,1	%100

Çıkık görülen kalçaların tedavisinde öncelikle kapalı redüksiyon denenmekte, başarılı olunamazsa açık cerrahi ile redüksiyon sağlanmakta ve komponent değişimi yapıp yapılmayacağına cerrahi sırasında karar verilmektedir. Tekrarlayan çıkıklar meydana gelmişse genellikle komponent değişimi yapılmaktadır. Çıkık görülen kalçalarda asetabular komponentin pozisyonu ile tedavi şekli açısından ilişki olup olmadığı değerlendirildi. Asetabular komponentin sadece anteversiyon derecesi dikkate alındığında, bu derecenin Lewinnek güven aralığında olup olmaması ile reoperasyon-revizyon cerrahisi sıklığı arasında ilişki saptanmadı (reoperasyon için $P=0,311$, revizyon cerrahisi için $P=0,253$) (Tablo 4.22 ve Tablo 4.23). Asetabular komponentin sadece inklinasyon derecesi dikkate alındığında, bu derecenin Lewinnek güven aralığında olup olmaması ile reoperasyon-revizyon cerrahisi sıklığı arasında ilişki tespit edildi (Tablo 4.24 ve Tablo 4.25). Çıkık görülen kalçalarda eğer inklinasyon derecesi güven aralığındaysa reoperasyon-revizyon cerrahisi sıklığı anlamlı olarak azalmaktadır (reoperasyon için $P=0,012$, revizyon cerrahisi için $P=0,047$). Asetabular komponentin hem anteversiyon hem de inklinasyon derecelerinin ikisinin de güven aralığında olması da reoperasyon-revizyon cerrahisi sıklığı ile anlamlı şekilde ilişkilidir (Tablo 4.26 ve Tablo 4.27). Çıkık görülen kalçalarda eğer anteversiyon ve inklinasyon derecelerinin ikisi de Lewinnek güven aralığında ise bu kalçalarda reoperasyon-revizyon cerrahisi sıklığı anlamlı olarak azalmaktadır (reoperasyon için $P=0,026$, revizyon cerrahisi için $P=0,036$). Prostetik kalça çıkığı görülen 21 hastanın özellikleri, ilk çıkık zamanı, toplam çıkık sayısı, asetabular komponentin anteversiyon-inklinasyon dereceleri ve tedavide uygulanan yöntemler EK 1’de görülebilir.

Tablo 4.22. Çıkık görülen kalçalarda asetabular komponentin anteversiyon derecesinin güven aralığı ile reoperasyon sıklığı arasındaki ilişki. Reoperasyon sıklığı bakımından gruplar arasında fark saptanmamıştır (P=0,311).

			Reoperasyon		Toplam
			-	+	
Lewinnek Anteversiyon	Aralık içi	Kalça Sayısı	10	7	17
		%	%58,8	%41,2	%100
Güven Aralığı	Aralık dışı	Kalça Sayısı	1	3	4
		%	%25	%75	%100
Toplam	Kalça Sayısı		11	10	21
	%		%52,4	47,6%	%100

Tablo 4.23. Çıkık görülen kalçalarda asetabular komponentin anteversiyon derecesinin güven aralığı ile revizyon cerrahisi sıklığı arasındaki ilişki. Revizyon cerrahisi sıklığı bakımından gruplar arasında fark saptanmamıştır (P=0,253).

			Revizyon Cerrahisi		Toplam
			-	+	
Lewinnek Anteversiyon	Aralık içi	Kalça Sayısı	12	5	17
		%	%70,6	%29,4	%100
Güven Aralığı	Aralık dışı	Kalça Sayısı	1	3	4
		%	%25	%75	%100
Toplam	Kalça Sayısı		13	8	21
	%		%61,9	%38,1	%100

Tablo 4.24. Çıkık görülen kalçalarda asetabular komponentin inklinasyon derecesinin güven aralığı ile reoperasyon sıklığı arasındaki ilişki. İnklinasyon derecesi güven aralığında olan grupta reoperasyon sıklığı anlamlı olarak daha azdır (P=0,012).

			Reoperasyon		Toplam
			-	+	
Lewinnek İnklinasyon	Aralık içi	Kalça Sayısı	11	5	16
		%	%68,8	%31,3	%100
Güven Aralığı	Aralık dışı	Kalça Sayısı	0	5	5
		%	%0,0	%100	%100
Toplam		Kalça Sayısı	11	10	21
		%	%52,4	%47,6	%100

Tablo 4.25. Çıkık görülen kalçalarda asetabular komponentin inklinasyon derecesinin güven aralığı ile revizyon cerrahisi sıklığı arasındaki ilişki. İnklinasyon derecesi güven aralığında olan grupta revizyon cerrahisi sıklığı anlamlı olarak daha azdır (P=0,047).

			Revizyon Cerrahisi		Toplam
			-	+	
Lewinnek İnklinasyon	Aralık içi	Kalça Sayısı	12	4	16
		%	%75	%25	%100
Güven Aralığı	Aralık dışı	Kalça Sayısı	1	4	5
		%	%20	%80	%100
Toplam		Kalça Sayısı	13	8	21
		%	%61,9	%38,1	%100

Tablo 4.26. Çıkık görülen kalçalarda asetabular komponentin anteversiyon ve inklinasyon derecelerinin güven aralıkları ile reoperasyon sıklığı arasındaki ilişki. Anteversiyon ve inklinasyon derecelerinin her ikisinin de güven aralığında olan grupta reoperasyon sıklığı anlamlı olarak daha azdır (P=0,026).

			Reoperasyon		Toplam
			-	+	
Lewinnek	İki değer de GA içinde	Kalça Sayısı	10	4	14
		%	%71,4	%28,6	%100
Anteversiyon ve İnklinasyon	Birisini GA dışında	Kalça Sayısı	1	4	5
		%	%20	%80	%100
Güven Aralıkları	İki değer de GA dışında	Kalça Sayısı	0	2	2
		%	%0,0	%100	%100
Toplam		Count	11	10	21
		%	52,4%	%47,6	%100

Tablo 4.27. Çıkık görülen kalçalarda asetabular komponentin anteversiyon ve inklinasyon derecelerinin güven aralıkları ile revizyon cerrahisi sıklığı arasındaki ilişki. Anteversiyon ve inklinasyon derecelerinin her ikisinin de güven aralığında olan grupta revizyon cerrahisi sıklığı anlamlı olarak daha azdır (P=0,036).

			Revizyon Cerrahisi		Toplam
			-	+	
Lewinnek	İki değer de GA içinde	Kalça Sayısı	11	3	14
		%	%78,6	%21,4	%100
Anteversiyon ve İnklinasyon	Birisini GA dışında	Kalça Sayısı	2	3	5
		%	%40	%60	%100
Güven Aralıkları	İki değer de GA dışında	Kalça Sayısı	0	2	2
		%	%0,0	%100	%100
Toplam		Kalça Sayısı	13	8	21
		%	%61,9	%38,1	%100

5. TARTIŞMA

TKP sonrası postoperatif çıkık bu cerrahinin en sık karşılaşılan komplikasyonlarından birisidir (68, 69). İsveç, Avustralya ve ABD ülkelerinin ulusal kayıt sistemlerine göre prostetik kalça çıkığı, erken revizyon kalça artroplastilerinin ve tekrarlayan revizyon cerrahilerinin en sık nedenidir (28, 29, 70, 71). Bu komplikasyon sağlık sistemi giderlerini arttırdığı gibi, hastaların fiziksel ve mental sağlığını da olumsuz etkilemektedir (22, 23, 72). Çıkığın en iyi tedavisinin “komplikasyonu önleme” olduğu düşünülürse implant ile ilgili hangi faktörlerin bu komplikasyonu önlemede etkili olduğunun anlaşılması kritik öneme sahiptir.

Mevcut çalışmamızdaki hipotezimiz primer TKP’de büyük baş kullanımının çıkık sıklığını azaltacağıdır. Çıkık oranlarına bakılacak olursa 22 mm ve 28 mm çapında baş kullanılanlarda ilk iki senedeki çıkık sıklığı %3,4 iken 36 mm, 40 mm ve 44 mm çapında baş kullanılanlarda ise %1,1 olarak bulunmuştur. Aradaki fark istatistiksel olarak anlamlıdır ve klinik açıdan da önemlidir.

Çalışmamızda sadece ilk iki senedeki çıkıkların dikkate alınması, çıkık görülmeyen küçük çaplı baş kullanılan kalçalarda asetabular komponentin anteversiyon ve inklinasyon değerlerinin ölçülememiş olması, senelere göre kullanılan protez tiplerinin ve markalarının değişmesi ile femoral komponent antitorsiyon açısının ölçülmemiş olması mevcut çalışmamızın kısıtlılıklarıdır.

Literatüre bakıldığında prostetik kalça çıkıklarının genellikle erken dönemde olduğu belirtilmektedir (73, 74). Bir çalışmada çıkıkların yarısından fazlasının ilk üç ayda olduğu, dörtte üçünün de ilk sene içinde gerçekleştiği belirtilmektedir (33). Başka bir çalışmada da çıkıkların yüzde 70’inin ilk sene içinde gerçekleştiği gösterilmiştir (75). Literatürdeki verilere dayanarak çıkıkların çok büyük oranının erken dönemde gerçekleştiği dikkate alındığında, seneler içinde gelişen ve değişen materyal kalitesinin çıkık oranlarına muhtemel etkisini önlemek için ilk iki yılda gerçekleşen çıkıkları çalışmada değerlendirmemizin kabul edilebilir olduğunu düşünmekteyiz.

Teorik olarak baş çapının artması, *impingement* meydana gelene kadarki hareketi ve *jump distance*’ı artıracığı için stabiliteye olumlu katkı sağlayacaktır (40, 76). Literatürdeki klinik serilerde baş çapı ile çıkık arasındaki ilişkiyi inceleyen çalışmaların sonuçları çeşitlilik göstermektedir. Bazı çalışmalarda baş çapı artışı ile çıkık arasında anlamlı bir ilişki bulunamazken (33, 77-79), bazı çalışmalarda ise büyük

çaplı baş kullanımının çıkıkları azalttığı gösterilmiştir (80-84). Amlie ve ark. tarafından 2010 yılında yayınlanan çalışmada 28 mm ve 32 mm çapında baş kullanılan TKP'ler karşılaştırılmış, 28 mm baş kullanılanlarda yüzde 3,1 sıklıkla çıkık görülürken, 32 mm baş kullanılanlarda ise yüzde 0,4 sıklıkla çıkık görülmüştür (73). 2011 yılında Lombardi ve ark. tarafından yayınlanan çalışmada 36 mm ve daha büyük çaplı baş implante edilen 2.020 primer TKP'nin (kalçaların yüzde 90'ında direkt lateral yaklaşım, yüzde 10'unda anterior yaklaşım kullanılmış) retrospektif olarak değerlendirilmesinde bir tane (yüzde 0,05) çıkıkla karşılaşmışlardır (85). 2012 yılında Howie ve ark.nın yapmış olduğu çalışmada bir yıllık takipte 28 mm ve 36 mm çapında baş kullanılan TKP'ler karşılaştırılmış ve 28 mm çapında baş kullanılanlarda yüzde 0,8 sıklıkla çıkık saptanırken, 36 mm çapında baş kullanılanlarda çıkık sıklığının yüzde 4,4 olduğu tespit edilmiştir (86).

Femur başı çapı arttıkça stabilitenin arttığı mevcut çalışmamızda ve literatürdeki diğer çalışmalarda gösterilmiştir. 36 mm üzerindeki çaplarda baş kullanımı ve hastanın normal anatomisindeki femur başı çapına yakın baş kullanımı tartışmalı bir konudur. Lombardi ve ark. metal-metal kombinasyon kullanılarak uygulanan TKP'ler ile hastanın doğal anatomisine uygun femur başı kullanılabileceğini belirtmiş olsalar da (85) bu uygulamanın fayda sağlayıp sağlamayacağı şüphelidir. Burroughs ve ark. femur başı çapının 38 mm'e kadar artırılmasıyla kalça hareketinin arttığını fakat 44 mm'ye çıkıldığında 38 mm ile arasında fark olmadığını belirtmişlerdir (87). 2016 yılında Delay ve ark. tarafından yapılan çalışmada ise 36 mm çapında baş kullanılan TKP'ler ile daha büyük çaplı baş kullanılan TKP'ler karşılaştırılmış ve hareket açıklığı bakımından gruplar arasında fark bulunamamıştır (88).

Büyük çaplı baş kullanımının stabiliteyi artırıcı etkisi cerrahları büyük çaplı baş kullanımına yönlendirmektedir. İngiltere'de ulusal kayıt sistemine göre 2005 yılında uygulanan TKP'lerde yüzde 5 oranında 36 mm baş kullanılırken, 2009 yılında yüzde 26, 2011 yılında ise yüzde 35 oranında 36 mm baş kullanılmıştır (89). 2015 yılında ABD'de yapılan TKP'lerin ise yüzde 50'sinden fazlasında 36 mm çapında baş kullanılmıştır (70).

Kadın cinsiyet ve ileri yaş literatürdeki bazı çalışmalarda çıkık için risk faktörü olarak belirtilmiştir (44, 90-92). Bu çalışmamızda bu faktörlerle ve kullanılan

yüzey metaryalleriyle çıkık arasında anlamlı bir ilişki bulamadık. Farklı çalışmalarda da yaş ve cinsiyet faktörleriyle çıkık ilişkisi hakkında benzer bulgular elde edilmiştir. 2010 yılında Amlie ve ark. tarafından 2.572 primer TKP incelenen çalışmada cinsiyet, yaş, tanı ve protez tipi ile prostetik kalça çıkığı arasında ilişki bulunamamıştır (73). Başka bir çalışmada ise kadın cinsiyetin çıkığa yatkınlık sağlamadığı fakat 70 yaş üzeri ve 50 yaş altı hastaların çıkığa yatkın olduğunu belirtilmektedir (93).

Komponentlerin yanlış pozisyonda yerleştirilmelerinin çıkığa neden olduğu belirtilse de (38, 45, 90, 94) asetabular komponentin pozisyonu ile çıkık sıklığı arasındaki ilişki hakkında literatürde farklı bilgiler bulunmaktadır. Charnley asetabular komponente anteversiyon verilmesini önermezken (16), Lewinnek kendi çalışmasında anteversiyon ve inklinasyon değerleri için güven aralıkları belirlemiş, eğer asetabular komponent güven aralığı sınırlarında yerleştirilmişse çıkık sıklığının azaldığını belirtmiştir (43). Mevcut çalışmamızda anteversiyon ve inklinasyon değerlerinin Lewinnek güven aralığında olup olmamasıyla çıkık sıklığı arasında ilişki bulamadık. 36 mm ve üzerindeki çaplarda baş kullanılıp çıkık görülen beş kalçanın hepsinin anteversiyon ve inklinasyon değerleri Lewinnek güven aralığındaydı. Literatüre bakılacak olursa 1981 yılında Kahn ve ark.nın yaptığı çalışmada 6.774 kalçada 142 çıkık vakası tespit edilmiş, çıkık görülen kalçaların yarısından fazlasında asetabular komponentin yanlış pozisyonda yerleştirildiği görülmüştür (38). 2005 senesinde Biedermann ve ark. tarafından yapılan çalışmada ise çıkık bakımından anteversiyon ve inklinasyon değerleri için belirli bir güven aralığı olmadığı, anterolateral yaklaşımla yaptıkları TKP'lerde 15° anteversiyon ve 45° inklinasyon değerlerinde en az çıkığın görüldüğü belirtilmiştir (47). 2006 yılında Rittmeister ve Callitsis tarafından yayınlanan çalışmada 500 TKP'nin retrospektif değerlendirilmesinde, asetabular komponent güven aralığı dışında yerleştirilmişse prostetik kalça çıkığı daha sık görülmüştür (95). 2013 yılında Leichtle ve ark. tarafından yayınlanan çalışmada asetabular komponent ile çıkık arasında ilişki bulunamamıştır (48). 2016 yılında Timperley ve ark. tarafından yayınlanan çalışmada, Lewinnek ve literatürde bildirilen diğer güven aralıkları ile posterior yaklaşım kullanılarak yapılan TKP'lerdeki çıkık sıklığı arasında bir ilişki saptanamamış olup yazarlar başka çalışmalarda olduğu gibi (93) çıkığın multifaktöryel olduğunu, anatomik rotasyon merkezinin restorasyonun,

yumuşak doku dengelenmesinin ve kalça çevresi kemik *impingement*'ının önlenmesinin çıkığı önlemede önemli faktörler olduğunu belirtmişlerdir (96).

Asetabular komponent anteversiyonu, femoral komponent anteversiyonuyla kombine değerlendirilmesinin daha doğru sonuçlar vereceği belirtilse de, femoral komponent rotasyonu ölçmek zordur (90). Mevcut çalışmamızda femoral rotasyonu değerlendirmedik, fakat prostetik kalça çıkığı nedeni ile revizyon cerrahisi uygulanan hastaların hiçbirinde revizyon cerrahisi sırasında belirgin femoral komponent rotasyon kusuru saptanmamış ve bu nedenle femoral komponent revizyonu yapılmamıştır. Bazı yazarlara göre femoral komponentin aşırı anteversiyonu çıkığa neden olabilmektedir (78, 97). McCollum ve Gray ise asetabular komponent anteversiyonunun femoral komponentinkinden daha önemli olduğunu belirtmektedirler (45). Bazı yazarlar femoral ve asetabular komponentlerin anteversiyon açılarının toplamıyla hesaplanan kombine anteversiyon üzerinde durmuşlar ve stabilitenin değerlendirilmesinde en etkili faktör olduğunu belirtmişlerdir (98-100). Kombine anteversiyon ölçümlerinin bilgisayarlı tomografi çekilmesine ihtiyaç duyması, her hastada ölçüm yapılmasını sınırlamaktadır. Literatürde radyografilerden femoral anteversiyon ölçüm tekniklerinin doğruluğunu gösteren yeterli bilgi olmaması, femoral anteversiyonun prostetik kalça çıkığına etkisini araştırmada kısıtlılığa neden olmaktadır.

Çalışmamızda *skirt* kullanılan küçük başlı grupta daha sık (yüzde 4,3'e karşı yüzde 3) çıkıkla karşılaşılmasına rağmen *skirt* kullanılmayanlara göre çıkık açısından anlamlı fark saptanmamıştır. Literatürde *skirt* kullanımının baş/boyun oranının arttırdığı için *impingementa* ve hareket kısıtlılığı neden olabileceği belirtilmektedir . Teorik olarak prostetik kalça çıkığını arttıracığı tahmin edilse de böyle olduğunu gösteren çalışma sayısı sınırlıdır (101).

Prostetik kalça çıkığı meydana geldikten sonra hastalar ya kapalı redüksiyonla ya da açık cerrahiler ile tedavi edilmektedir. Mevcut çalışmamızda çıkık görülen 21 kalçanın 10 tanesinde (yüzde 48) açık cerrahi uygulanmıştır. Yapılan cerrahilerin iki tanesinde sadece açık redüksiyon işlemi yapılmış olup komponent revizyonuna ihtiyaç duyulmamıştır ve bu kalçalarda tekrar çıkık görülmemiştir. Çıkık görülen sekiz kalçada ise (yüzde 38) kullanılan komponentlerden bazılarının değiştirildiği revizyon cerrahileri uygulanmıştır. Literatüre bakılacak olursa Dror ve

ark. çalışmasında çıkık sonrası revizyon oranı yüzde 42 olarak belirtilmiştir (24). Ulusal kayıt sistemlerinde kapalı redüksiyon ile tedavi edilen prostetik kalça çıkıklarının kayıt sistemine kaydedilmesindeki eksiklikler, kayıt sistemleri ile çıkık sonrası açık cerrahi geçirme sıklığını belirlemede yanlışlıklara neden olabilir (102). Literatürde üzerinde fazla durulmayan ve önemli olduğunu düşündüğümüz bir konu ise çıkık sonrası açık cerrahi girişimler yapılmasını ve komponentlerin değişimini azaltacak faktörlerin belirlenmesidir. Çalışmamıza göre, eğer çıkık meydana gelmişse kalçada kullanılan baş çapı açık cerrahi riskini değiştirmemektedir. Fakat asetabular komponentin inklinasyon değeri tek başına güven aralığında veya hem anteversiyon hem inklinasyon değerleri güven aralığında ise çıkık sonrası daha çok kapalı redüksiyonla tedavi sağlanabilmekte, açık cerrahi riski azalmaktadır. Asetabular komponentin anteversiyon değeri tek başına güven aralığında olup inklinasyon değeri güven aralığı dışında ise açık cerrahi riski azalmamaktadır. Bu bilgiler ışığında prostetik kalça çıkığı sonrası açık cerrahi riskinin azaltılmasında inklinasyon değerinin anteversiyon değerinden daha önemli olduğu çıkarımını yapmaktayız.

Büyük baş kullanımında daha az çıkık görülmesi ve kalça eklem hareketini arttırması gibi avantajlarının yanında literatürde bazı dezavantajları olduğundan da bahsedilmektedir. Bahsedilen dezavantajlarından en önemlisi yeni nesil yüksek yoğunluklu çapraz bağlı polietilen kullanımıyla birlikte azalsa da, özellikle genç hastalarda ilerleyen zamanlarda muhtemel problemlere yol açabilecek volumetrik aşınmanın artmasıdır (63). Kemik-kemik *impingement*'i arttırabilir ve bazı hastalarda da kasık ağrısı görülebilir (103-105). Kasık ağrısı nedeni olarak kalça anteriorundaki yumuşak dokuya karşı (genellikle de iliopsoas kası ve tendonu etkilenir) gelişen *impingement* sorumlu tutulmaktadır (106, 107). 2010 yılında yapılan bir çalışmada büyük baş kullanılan kalçalarda görülen kasık ağrısı sıklığı, konvansiyonel başların kullanıldığı kalçalarda görülenlerle karşılaştırıldığında iki katından fazladır (104). Büyük baş kullanılırken *liner*'in çok ince kullanılmamalıdır, yapılan çalışmalarda ince *liner* kullanımında kırılma riskinin arttığı ve in vitro olarak *liner* ne kadar incelse volumetrik aşınmanın da o yönde artacağı gösterilmiştir (108-111). Büyük baş kullanımının diğer muhtemel bir komplikasyonu ise büyük baş kullanılan kalçalarda artan sürtünmenin baş-boyun birleşimine daha fazla yük binmesine neden olması ve *taper* bölgesindeki korozyon riskini arttırmasıdır (104, 112). Özellikle metal baş

kullanımında periprostetik yumuşak dokuya aşınmadan kaynaklanan debris salınımı olabilir ve baş-boyun birleşimindeki *taper* bölgesinde kırıklar görülebilir (113, 114).



6. SONUÇ VE ÖNERİLER

TKP sonrası sık görülen ve genellikle erken dönemde karşılaşılan prostetik kalça çıkığı hastalar için travmatik olup fiziksel ve ruhsal sağlıklarını etkileyebilir. Aynı zamanda sağlık sistemlerine yükü arttırmaktadır. Tekrarlayan çıkıkların tedavileri cerrahlar için zorlayıcı olabilir. Bu nedenlerle çıkık komplikasyonunun önlenmesi kritiktir.

Çalışmamızın verilerine göre primer TKP uygulanan kalçalarda 36 mm ve daha büyük çaplı prostetik femur başı kullanımı, 28 mm ve daha küçük çaplı femur başı kullanımına göre ilk iki yıl dikkate alındığında prostetik kalça çıkığını azaltmaktadır. Büyük baş kullanımı özellikle erken dönemde çıkık riskini azaltmasına rağmen bazı muhtemel komplikasyonlarının olduğu unutulmamalıdır. Yeni nesil yüksek yoğunluklu çapraz bağlı polietilen kullanımıyla, büyük çaplı başlarda problem teşkil eden aşınma azaltılmış olsa da volumetrik aşınmanın göreceli olarak fazla olması özellikle genç hastalarda uzun dönemde problem teşkil edebilir. Hastaya ait faktörlere göre cerrah en uygun baş çapı seçimini yapmalıdır. Örneğin kalça kırığı ile gelen yaşlı bir hastada daha büyük çaplı baş tercih edilebilirken, osteonekrozlu genç bir hastada daha küçük çaplı baş kullanımı düşünülebilir.

Çalışmamızda asetabular komponentin pozisyonunu belirten anteversiyon ve inklınasyon açılarının Lewinnek güven aralığında yer alıp almaması, büyük çaplı baş kullanılan TKP'lerde prostetik kalça çıkığı ile ilişkisiz olarak saptanmıştır. Büyük çaplı başların kullanımı *impingement* meydana gelene kadar olan kalça hareket açıklığını ve *jump distance*'ı artırması nedenleri ile anteversiyon-inklınasyon dereceleri için belirtilen güven aralıklarını genişletiyor olabilir. Çıkık ile ilişkisiz olarak saptanmış olsa da, literatürdeki mevcut bilgiler ışığında asetabular komponent yerleşim pozisyonu komponent aşınım hızını etkiler ve bu nedenle asetabular komponent anteversiyon ve inklınasyon açılarının güven aralıkları dahilinde yerleştirilmelidir.

Prostetik kalça çıkıkları sonrası tedavide açık cerrahi girişimi azaltan faktörlerin neler olduğundan literatürde bahsedilmemektedir. Çalışmamızdaki veriler dikkate alındığında çıkık görülen kalçalarda baş çapı ile açık cerrahi sıklığı arasında ilişki olmadığı tespit edilmiştir. Fakat çıkık görülen kalçalarda inklınasyon derecesi Lewinnek güven aralığında veya hem anteversiyon hem de inklınasyon dereceleri

güven aralıklarındaysa, bu kalçalar daha sık olarak kapalı redüksiyon ile tedavi edilebilmiştir. Başka bir deyişle, çıkık görülen kalçalarda asetabular komponentin doğru pozisyonda yerleştirilmiş olması açık redüksiyon ve revizyon cerrahilerinden koruyucu bir faktördür. Tek başına anteversiyon değerinin güven aralığında olması ise açık cerrahilerden koruyucu değildir. Bu açıdan bakıldığında, asetabular komponentin yerleştirilmesinde inklinasyon açısının güven aralığında olması, anteversiyon derecesinin güven aralığında olmasından daha önemlidir denilebilir.

Büyük çaplı baş kullanımı ile asetabular komponentin anteversiyon ve inklinasyon derecelerinin güven aralıkları muhtemelen genişlemekte ve daha az sıklıkla çıkık ile karşılaşmaktadır. Asetabular komponentin anteversiyon-inklinasyon dereceleri ile prostetik kalça çıkığı sıklığı arasında ilişki bulunamazken, çıkık görülen kalçalarda bu değerlerin güven aralıklarında olması kapalı redüksiyonla tedavi ihtimalini arttırmaktadır. Bu nedenle de büyük çaplı baş kullanılsa dahi standart cerrahi teknikten ödün verilmemelidir.

KAYNAKLAR

1. Learmonth ID YC, Rorabeck C. The operation of the century: total hip replacement. 2007;370(9597):1508-19.
2. Berato J DO, Williams J, Zakarian H, Acquaviva PC. [Epidemiology of rheumatic diseases in an ancient population. Study of the Necropole du Haut-Empire de Saint-Lambert (Frejus, Var)]. Rev Rhum Mal Osteoartic. 1990;57(5):397-400.
3. Peltier LF. A history of hip surgery. In: Callaghan JJ RA, Rubash HE, eds. The Adult Hip. 2nd ed. Philadelphia, PA: Lippincott Williams & Wilkins; 2007:3-31.
4. P. W. The surgery of the osteoarthritic hip. . Br J Surg 1958;45(193):488-497.
5. Berardo Di Matteo VT, Giuseppe Filardo, Anna Vigano, Patrizia Tomba, Maurilio Marcacci. John Rhea Barton: the birth of osteotomy. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc. 2013;21:1957–1962.
6. LA. S. Exsection of the head of the femur and removal of the upper rim of the acetabulum for mobus coxarius. . New York J Med 1855;(14):70-82.
7. Girdlestone GR, Tuberculosis of Bone and Joint; 1940, p80-92.
8. Girdlestone GR. Acute Pyogenic Arthritis of the Hip: An Operation Giving Free Access and Effective Drainage. Lancet 1943; 419-21.
9. Rang M. Anthology of Orthopaedics. Edinburgh L, New York: Churchill Livingstone; 1966.
10. Speed K. The unsolved fracture. Surg Gynecol Obstet. 1935;(60):341-352.
11. Wiles P. The Surgery of the osteo-arthritis hip. Br J surg. 1957;45:488-497.
12. Judet J. Protheses en resine acrylic. Mem Acad de Chir 1947; 73:561. .
13. Judet J, Judet H. The use of an artificial femoral head for arthroplasty of the hipjoint. J BoneJointSurg [Br] 1950; 32-B:166-73.
14. Kovač S, Pišot V, Trebše R, Rotter A. Fifty-one years survival of a Judet polymethylmethacrylate hip prosthesis. J Arthroplasty. 2004;19:664–7.
15. McKee GK, Watson-Farrar J. Replacement of arthritic hips by the McKee-Farrar prosthesis. J Bone Joint Surg Br. 1966;48(2):245-259.
16. Charnley, J. Low Friction Arthroplasty of the Hip: Theory and Practice. Edited, Berlin, Springer, 1979.
17. Charnley, J. Arthroplasty of the hip: A new operation. Lancet, I: 1129-1132, 1961.

18. Charnley, J. Anchorage of the femoral head prosthesis to the shaft of the femur. *J Bone Joint Surg Br*, 42-B: 28-30, 1960.
19. Charnley J. The long-term results of low-friction arthroplasty of the hip performed as a primary intervention. *J Bone Joint Surg Br*. 1972;54(1):61-76
20. Charnley, J. Tissue reaction to the polytetrafluoroethylene. *Lancet*, II: 1379, 1963.
21. Charnley, J. The development of the centre for hip surgery at Wrightington hospital (written in 1982). In *Wrightington Hospital, the story of the first 50 years*. Edited by Swinburn, W. R., Wrightington, Wrightington Hospital, 1983.
22. de Palma L PR, Soccetti A, Marinelli M. Hospital cost of treating early dislocation following hip arthroplasty. *Hip Int* 2012;22:62-7.
23. Baldwin KF, Dorr LD. The unstable total hip arthroplasty: the role of postoperative bracing. *Instr Course Lect*. 2001;50:289–93.
24. Dorr LD, Wolf AW, Chandler R, Conaty JP. Classification and treatment of dislocations of total hip arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res*. 1983;173:151–8.
25. Kotwal RS, Ganapathi M, John A, Maheson M, Jones SA. Outcome of treatment for dislocation after primary total hip replacement. *J Bone Joint Surg Br*. 2009;91(3):321–6.
26. Sikes CV, Lai LP, Schreiber M, Mont MA, Jinnah RH, Seyler TM. Instability after total hip arthroplasty: treatment with large femoral heads vs constrained liners. *J Arthroplasty*. 2008;23(7 Suppl):59–63.
27. Bozic KJ, Kurtz SM, Lau E, Ong K, Vail TP, Berry DJ. The epidemiology of revision total hip arthroplasty in the United States. *J Bone Joint Surg Am*. 2009;91(1):128–33.
28. <https://aoanjrr.sahmri.com/>
29. <https://shpr.registercentrum.se/shar-in-english/shar-in-english/p/ryouZwaoe>
30. Hamilton WG, McAuley JP. Evaluation of the unstable total hip arthroplasty. *Instr Course Lect*. 2004;53:87–92.
31. Sikes CV, Lai LP, Schreiber M, Mont MA, Jinnah RH, Seyler TM. Instability after total hip arthroplasty: treatment with large femoral heads vs constrained liners. *J Arthroplasty*. 2008;23(7 Suppl):59–63.
32. Woolson ST, Rahimtoola ZO. Risk factors for dislocation during the first 3 months after primary total hip replacement. *J Arthroplasty* 1999;14:662-8.

33. Woo RY, Morrey BF. Dislocations after total hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg [Am]* 1982;64-A:1295-1306.
34. Hedlundh U, Ahnfelt L, Hybbinette CH, Weckstrom J, Fredin H. Surgical experience related to dislocations after total hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg.* 1996;78B:206–209.
35. Masonis JL, Bourne RB. Surgical approach, abductor function, and total hip arthroplasty dislocation. *Clin Orthop Relat Res.* 2002;405:46–53.
36. Goldstein WM, Gleason TF, Kopplin M, Branson JJ. Prevalence of dislocation after total hip arthroplasty through a posterolateral approach with partial capsulotomy and capsulorrhaphy. *J Bone Joint Surg.* 2001;83(S2):2–7.
37. Kwon MS, Kuskowski M, Mulhall KJ, Macaulay W, Brown TE, Saleh KJ. Does surgical approach affect total hip arthroplasty dislocation rates? *Clin Orthop Relat Res.* 2006;447:34–8.
38. Ali Khan MA, Brakenbury PH, Reynolds IS. Dislocation following total hip replacement. *J Bone Joint Surg Br* 1981;6:214.
39. Kluess D, Martin H, Mittelmeier W, Schmitz KP, Bader R. Influence of femoral head size on impingement, dislocation and stress distribution in total hip replacement. *Med Eng Phys.* 2007;29(4):465–71.
40. Crowninshield RD, Maloney WJ, Wentz DH, Humphrey SM, Blanchard CR. Biomechanics of large femoral heads: what they do and don't do. *Clin Orthop Relat Res* 2004;429:102–7.
41. Insull PJ, Cobbett H, Frampton CM, Munro JT. The use of a lipped acetabular liner decreases the rate of revision for instability after total hip replacement. *Bone Joint J* 2014;96-B:884–8.
42. Kristiansen B, Jorgensen L, Holmich P. Dislocation following total hip arthroplasty. *Arch Orthop Trauma Surg* 1985;103:375-7.
43. Lewinnek GE, Lewis JL, Tarr R, Compere CL, Zimmerman JR. Dislocations after total hip-replacement arthroplasties. *J Bone Joint Surg [Am]* 1978;60:217-20.
44. Coventry MB. Late dislocations in patients with Charnley total hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg [Am]* 1985;67:832-41.
45. McCollum DE, Gray WJ. Dislocation after total hip arthroplasty. Causes and prevention. *Clin Orthop Relat Res* 1990:159-70.

46. Harris WH. Advances in surgical technique for total hip replacement: without and with osteotomy of the greater trochanter. *Clin Orthop Relat Res* 1980;188-204.
47. Biedermann R, Tonin A, Krismer M, Rachbauer F, Eibl G, Stockl B. Reducing the risk of dislocation after total hip arthroplasty: the effect of orientation of the acetabular component. *J Bone Joint Surg [Br]* 2005;87:762-9.
48. Leichtle UG, Leichtle CI, Taslaci F, Reize P, Wunschel M. Dislocation after total hip arthroplasty: risk factors and treatment options. *Acta orthopaedica et traumatologica turcica* 2013;47:96-103.
49. Kurt G Seagrave AT, Henrik Malchau, Henrik Husted, Kirill Gromov. Acetabular cup position and risk of dislocation in primary total hip arthroplasty. *Acta Orthop.*2017 Feb; 88(1): 10–17.
50. Callanan MC, Jarrett B, Bragdon CR, Zurakowski D, Rubash HE, Freiberg AA, Malchau H. The John Charnley Award: risk factors for cup malpositioning: quality improvement through a joint registry at a tertiary hospital. *Clin Orthop Relat Res.* 2011;469(2):319–29.
51. Callaghan JJ, Templeton JE, Liu SS, et al. Results of Charnley total hip arthroplasty at a minimum of thirty years. A concise follow-up of a previous report. *J Bone Joint Surg Am.* 2004;86-A:690-5.
52. Lampropoulou-Adamidou K, Georgiades G, Vlamis J, Hartoflakidis G. Charnley low-friction arthroplasty in patients 35 years of age or younger: results at a minimum of 23 years. *Bone Joint J* 2013;95-B:1052–6.
53. Shands AR. Historical milestones in the development of modern surgery of the hip joint. In: Tronzo RD, editor. *Surgery of the Hip Joint*. 2nd ed. New York: Springer-Verlag; 1984. Volume I p. 14.
54. Morrey BF, Ilstrup DM: Size of the femoral head and acetabular revision in total hip replacement arthroplasty. *J Bone Joint Surg [Am]* 1989; 71:50-55.
55. Kurtz SM, Gawel HA, Patel JD. History and systematic review of wear and osteolysis outcomes for first generation highly cross-linked polyethylene. *Clin Orthop Relat Res.* 2011;469:2262-77.

56. Thomas GE, Simpson DJ, Mehmood S, Taylor A, McLardy-Smith P, Gill HS, et al. The seven-year wear of highly cross-linked polyethylene in total hip arthroplasty: a double-blind, randomized controlled trial using radiostereometric analysis. *J Bone Joint Surg Am.* 2011;93:716-22.
57. McCalden RW, MacDonald SJ, Rorabeck CH, Bourne RB, Chess DG, Charron KD. Wear rates of highly cross-linked polyethylene in total hip arthroplasty. A randomized controlled trial. *J Bone Joint Surg Am.* 2009;91:773-82.
58. Nakahara I, Nakamura N, Takao M, Sakai T, Nishii T, Sugano N. Eight-year wear analysis in longevity highly cross-linked polyethylene liners comparing 26- and 32-mm heads. *Arch Orthop Trauma Surg.* 2011;131: 1731-7.
59. Verheyen CC, Verhaar JA. Failure rates of stemmed metal-on-metal hip replacements. *Lancet* 2012;380:105.
60. Medicines and Healthcare products Regulatory Agency (MHRA). Medical device alert: all metal-on-metal (MoM) hip replacements. <https://www.gov.uk/drug-device-alerts/medical-device-alert-metal-on-metal-mom-hip-replacements-updated-advice-with-patient-follow-ups>
61. U.S. Food and drug administration: Metal-on-metal hip implants. <http://www.fda.gov/MedicalDevices/ProductsandMedicalProcedures/ImplantsandProsthetics/MetalonMetalHipImplants/>
62. Muratoglu OK, Bragdon CR, O'Connor D, Perinchieff RS, Estok DM, Jasty M, et al. Larger diameter femoral heads used in conjunction with a highly cross-linked ultra-high molecular weight polyethylene: a new concept. *J Arthroplasty.* 2001;16:24-30.
63. Hammerberg EM, Wan Z, Dastane M, Dorr LD. Wear and range of motion of different femoral head sizes. *J Arthroplasty.* 2010;25:839-43.
64. Dowd JE, Sychterz CJ, Young AM, Engh CA. Characteristics of long-term femoral-head-penetration rates. Association with and prediction of osteolysis. *J Bone Joint Surg Am.* 2000;82:1102-7.
65. Lachiewicz PF, Heckman DS, Soileau ES, Mangla J, Martell JM. Femoral head size and wear of highly cross linked polyethylene at 5 to 8 years. *Clin Orthop Relat Res.* 2009;467:3290-6.

66. Pandorf T (2007) Wear of large ceramic bearings. In: Chang J-D, Billau K (eds) Bioceramics and alternative bearings in joint arthroplasty. Proceedings of the 12th BIOLOX® Symposium, Seoul, Republic of Korea, September 7–8, 2007. Steinkopf Verlag, Darmstadt. ISBN 978-3-7985-1782-0.
67. J-H. Nho Y-KL, H. J. Kim, Y-C. Ha, Y-S. Suh, K-H. Koo. Reliability and validity of measuring version of the acetabular component. *J Bone Joint Surg* 2012;94-B:32–6.
68. Berry DJ, von Knoch M, Schleck CD, Harmsen WS. The cumulative long-term risk of dislocation after primary Charnley total hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am.* 2004;86:9–14.
69. Khatod M, Barber T, Paxton E, Namba R, Fithian D. An analysis of the risk of hip dislocation with a contemporary total joint registry. *Clin Orthop Relat Res.* 2006;447:19–23.
70. <http://www.ajrr.net/publications-data>
71. Report of R.I.P.O, Regional Register of Orthopaedic Prosthetic Implantology. Annual report (2014).
https://ripo.cineca.it/pdf/RIPO_REPORT_2015_english_rev1.pdf
72. Sanchez-Sotelo J, Haidukewych GJ, Boberg CJ. Hospital cost of dislocation after primary total hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am.* 2006;88:290–294.
73. Amlie E, Høvik Ø, Reikerås O. Dislocation after total hip arthroplasty with 28 and 32-mm femoral head. *J Orthop Traumatol.* 2010,11:111-5.
74. Padgett DE, Warashina H. The unstable total hip replacement. *Clin Orthop.* 2004;72–9. .
75. Williams JF, Gottesman MJ, Mallory TH. Dislocation after total hip arthroplasty. Treatment with an above-knee hip spica cast. *Clin Orthop Relat Res.* 1982;171:53–58.
76. Cooper HJ, Della Valle CJ. Large diameter femoral heads: is bigger always better? *Bone Joint J* 2014;96-B(11)(suppl A):23-6. PMID:25381403.
77. Eftekhari, N. S. Dislocation and Instability Complicating Low Friction Arthroplasty of the Hip Joint. *Clin. Orthop.*, 121: 120-125, 1976.
78. Ritter, M. A.: Dislocation and Subluxation of the Total Hip Replacement. *Clin. Orthop.* , 121: 92-94, 1976.

79. Peters CL, McPherson E, Jackson JD, Erickson JA. Reduction in early dislocation rate with large-diameter femoral heads in primary total hip arthroplasty. *J Arthroplasty*. 2007;22(6 Suppl. 2):140-4.
80. Mutimer J, Devane PA, Adams K, Horne JG. Highly crosslinked polyethylene reduces wear in total hip arthroplasty at 5 years. *Clin Orthop Relat Res*. 2010;468:3228-33.
81. 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 Joint Surg Am*. 2005;87:2456-63.
82. Courtois, B. ; Variel, R. ; LE Saout, J. ; Kerboul, B. ; and Lefevre, C. : A propos de 87 luxations de prothese totale de la hanche. *Internat. Orthop.* , 9: 189-193, 1985. .
83. Triclot P, Gouin F, Richter D, Musset T, Bonnan J, Ollivier H et al (2011) Update 'big-head': the solution to the problem of hip implant dislocation? *Orthop Traumatol Surg Res* 97S:120–127.
84. Bistolfi A, Crova M, Rosso F, Titolo P, Ventura S, Massazza G. Dislocation rate after hip arthroplasty within the first postoperative year: 36 mm versus 28 mm femoral heads. *Hip Int*. 2011;21:559–64.
85. Lombardi AV, Jr, Skeels MD, Berend KR, Adams JB, Franchi OJ. Do large heads enhance stability and restore native anatomy in primary total hip arthroplasty? *Clin Orthop Relat Res* 2011;469:1547-53. PMID:20953855.
86. Howie DW HO, Middleton R. Large Femoral Heads Decrease the Incidence of Dislocation After Total Hip Arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am* 2012;94:1095-102.
87. Burroughs BR, Hallstrom B, Golladay GJ, Hoeffel D, Harris WH. Range of motion and stability in total hip arthroplasty with 28-, 32-, 38-, and 44-mm femoral head sizes. *J Arthroplasty* 2005;20:11-19. PMID:15660054. .
88. Delay C PS, Dereudre G, Girard J, Lancelier-Bariatinsky V, Drumez E, Migaud H. Is there any range-of-motion advantage to using bearings larger than 36mm in primary hip arthroplasty: A case-control study comparing 36-mm and large-diameter heads. *Orthop Traumatol Surg Res* 2016 Oct;102(6):735-40.

89. Jameson SS, Lees D, James P. Lower rate of dislocation with increased femoral head size after primary hip replacement: a five-year analysis of NHS patients in England. *J Bone Joint Surg Br* 2011;93:876–80.
90. Morrey BF. Instability after total hip arthroplasty. *Orthop Clin North Am.* 1992;23:237–248.
91. Paterno SA, Lachiewicz PF, Kelley SS. The influence of patient-related factors and the position of the acetabular component on the rate of dislocation after total hip replacement. *J Bone Joint Surg Am.* 1997;79:1202–1210.
92. Ekelund A, Rydell N, Nilsson OS. Total hip arthroplasty in patients 80 years of age and older. *Clin Orthop.* 1992:101–6.
93. Esposito CI GB, Lee Y, Lyman S, Wright TM, Mayman DJ, Padgett DE. Cup Position Alone Does Not Predict Risk of Dislocation after Hip Arthroplasty. *J Arthroplasty* 2015 Jan; 30(1): 109–113.
94. Yuan L, Shih C. Dislocation after total hip arthroplasty. *Arch Orthop Trauma Surg* 1999;119:263–6.
95. Rittmeister M, Callitsis C. Factors influencing cup orientation in 500 consecutive total hip replacements. *Clin Orthop Relat Res* 2006;445:192-6.
96. Timperley AJ BD, Chew D, Whitehouse SL. Dislocation after total hip replacement – there is no such thing as a safe zone for socket placement with the posterior approach. *Hip International*, 26(2), pp 121-127. 2016.
97. Turner RS. Postoperative total hip prosthetic femoral head dislocations: incidence, etiologic factors, and management. *Clin Orthop* 1994;301:196–204.
98. Komeno M, Hasegawa M, Sudo A, Uchida A. Computed tomographic evaluation of component position on dislocation after total hip arthroplasty. *Orthopedics.* 2006;29:1104–1108.
99. Maruyama M, Feinberg JR, Capello WN, D’Antonio JA. The Frank Stinchfield Award: Morphologic features of the acetabulum and femur: anteversion angle and implant positioning. *Clin Orthop Relat Res.* 2001;393:52–65.
100. Dorr LD, Malik A, Dastane M, Wan Z. Combined anteversion technique for total hip arthroplasty. *Clin Orthop.* 2009;467:119–27.

101. Hedlundh U, Carlsson AS: Increased risk of dislocation with collar reinforced modular heads of the Lubinus SP-2 hip prosthesis. *Acta Orthop Scand* 67: 204, 1996.
102. Peter A. Devane PJW, David CG, J. Geoffrey Horne. Do Joint Registries Report True Rates of Hip Dislocation? *Clin Orthop Relat Res* 2012 Nov; 470(11): 3003–3006.
103. Abbas AA, Kim YJ, Song EK, Yoon TR. Oversized acetabular socket causing groin pain after total hip arthroplasty. *J Arthroplasty* 2009;24:1144–7.
104. Bartelt RB, Yuan BJ, Trousdale RT, Sierra RJ. The prevalence of groin pain after metal-on-metal total hip arthroplasty and hip resurfacing. *Clin Orthop Relat Res* 2010;468:2346–56.
105. Bin Nasser A, Beaulé PE, O’Neill M, Kim PR, Fazekas A. Incidence of groin pain after metal-on-metal hip resurfacing. *Clin Orthop Relat Res* 2010;392:468–9.
106. Baumgarten KM, McKenzie MJ. Iliopsoas impingement after total hip arthroplasty using a large diameter femoral head. *J Bone Joint Surg Case Connector* 2012;2:221–225.
107. Browne JA, Polga DJ, Sierra RJ, Trousdale RT, Cabanela ME. Failure of largerdiameter metal-on-metal total hip arthroplasty resulting from anterior iliopsoas impingement. *J Arthroplasty* 2011;26:978–975.
108. Blumenfeld TJ, McKellop HA, Schmalzried TP, Billi F. Fracture of a cross-linked polyethylene liner: a multifactorial issue. *J Arthroplasty* 2011;26:666–665.
109. Duffy GP, Wannomae KK, Rowell SL, Muratoglu OK. Fracture of a cross-linked polyethylene liner due to impingement. *J Arthroplasty* 2009;24:158–115.
110. Moore KD, Beck PR, Petersen DW, et al. Early failure of a cross-linked polyethylene acetabular liner. A case report. *J Bone Joint Surg [Am]* 2008;90-A:2499–2504.
111. Johnson AJ, Loving L, Herrera L, Delanois RE, Wang A, Mont MA. Short-term wear evaluation of thin acetabular liners on 36-mm femoral heads. *Clin Orthop Relat Res*. 2013.
112. Cooper HJ, Della Valle CJ, Berger RA, et al. Corrosion at the head: neck taper as a cause for adverse local tissue reactions after total hip arthroplasty. *Journal of Bone and Joint Surgery. American Volume* 2012;94-A:1655–61.

113. Cook SD, Barrack RL, Baffes GC, Clemow AJ, Serekian P, Dong N, et al. Wear and corrosion of modular interfaces in total hip replacements. *Clinical Orthopaedics and Related Research* 1994;298:80–8.
114. Bolland BJ, Culliford DJ, Langton DJ, Millington JP, Arden NK. High failure rates with a large-diameter hybrid metal-on-metal total hip replacement: clinical, radiological and retrieval analysis. *Journal of Bone and Joint Surgery. British Volume* 2011;93-B:608–15.



Hasta sırası ve baş çapı	Cinsiyet	Taraf	Tanı	Yaş	Baş çapı	Reoperasyon	Revizyon	Çıkık sayısı	İlk çıkık zamanı	Tedavi	Anteversiyon	Inklinasyon
1. Büyük	Erkek	Sağ	OA - Primer	78	36.0	-	-	1	3. Ay	Kapalı Redüksiyon	9	50
2. Büyük	Erkek	Sağ	Kırık	65	36.0	-	-	2	2. Hafta	Kapalı redüksiyon	13	48
3. Büyük	Kadın	Sağ	Kırık	54	36.0	-	-	2	4. Ay	Kapalı redüksiyon	15	34
4. Büyük	Erkek	Sağ	OA - primer	73	36.0	+	+	2	4. Hafta	Kapalı redüksiyon	13	33
5. Büyük	Erkek	Sol	Kırık	78	36.0	+	+	3	1. Hafta	1. Çıkıkta kapalı redüksiyon 2. Çıkıkta konstrained liner 3. Çıkıkta boyun uzatılması (36-2 mm olan baş 36+5 mm yapılmış ve liner değiştirilmiş)	12	33
6. Küçük	Kadın	Sağ	OA - Primer	68	28.0	-	-	1	3. Ay	Kapalı redüksiyon	12	50
7. Küçük	Erkek	Sağ	OA - Primer	68	28.0	-	-	1	4. Ay	Kapalı redüksiyon	7	32
8. Küçük	Erkek	Sağ	OA - Primer	66	22.0	+	+	1	5. Ay	Asetabular komponent revizyonu (46 mm çıkartılarak 50 mm yerleştirilmiş), baş 28 mm yapılmış. 10 derece dudaklı liner konulmuş	6	44
9. Küçük	Kadın	Sol	OA - Primer	65	28.0	-	-	2	7. Ay	Kapalı redüksiyon	15	50
10. Küçük	Kadın	Sağ	OA -GKD'ye sekonder (kısıltmalı)	30	22.0	+	+	3	2. Ay	1. ve 2. Çıkıklarda KR 3. Çıkıkta dudaklı liner	19	57
11. Küçük	Kadın	Sağ	Kırık	59	28.0	-	-	1	3. Ay	Kapalı redüksiyon	7	33
12. Küçük	Erkek	Sağ	Kırık	54	28.0	-	-	2	5. Ay	Kapalı redüksiyon	8	46
13. Küçük	Kadın	Sağ	OA - Primer	62	28.0	-	-	1	4. Hafta	Kapalı redüksiyon	10	43
14. Küçük	Kadın	Sağ	OA - Primer	62	28.0	+	+	3	2. Hafta	1. ve 2. Çıkıkta KR 3. Çıkıkta asetabular komponent revizyonu	5	65
15. Küçük	Kadın	Sol	OA -GKD'ye sekonder (kısıltmalı)	42	22.0	+	-	1	2. Hafta	Açık redüksiyon	10	51
16. Küçük	Kadın	Sağ	Oa -gkd'ye sekonder	46	22.0	+	+	3	3. Hafta	1. ve 2. Çıkıkta KR 3. Çıkıkta asetabular komponent revizyonu, Dudaklı liner	26	52
17. Küçük	Kadın	Sol	OA -GKD'ye sekonder	52	28.0	+	+	3	1. Hafta	1. ve 2. Çıkıkta KR 3. Çıkıkta asetabular komponent revizyonu (Çimento temizlerken femur kırılmış ve femoral komponent revizyonu da yapılmış)	28	70
18. Küçük	Kadın	Sol	OA -GKD'ye sekonder	24	28.0	+	+	3	2. Hafta	1. ve 2. Çıkıkta KR 3. Çıkıkta asetabular komponent revizyonu ve 36 mm baş kullanılması	37	39
19. Küçük	Kadın	Sol	AVN	25	28.0	-	-	1	1. Hafta	Kapalı redüksiyon	22	41
20. Küçük	Erkek	Sağ	Artrit (romatoid)	44	28.0	-	-	1	4. Hafta	Kapalı redüksiyon	3	36
21. Küçük	Kadın	Sağ	Kırık	48	28.0	+	-	1	2. Hafta	Açık redüksiyon	16	47

