

T.C.  
İSTANBUL ÜNİVERSİTESİ-CERRAHPAŞA  
CERRAHPAŞA TIP FAKÜLTESİ  
ORTOPEDİ VE TRAVMATOLOJİ ANABİLİM DALI



**CROWE TİP 3 VE 4 GELİŞİMSEL KALÇA DİSPLAZİLERİNDE  
UYGULANAN TOTAL KALÇA ARTROPLASTİSİNDE  
FEMORAL KISALTMA OSTEOTOMİSİ TEKNİĞİ VE  
KOMPONENT SEÇİMİMİZ İLE ELDE EDİLEN  
CERRAHİ SONUÇLAR**

**Uzmanlık Tezi**

**Dr. Mahmut Enes Kayaalp**

Tez Danışmanı:

**Doç. Dr. Gökhan Kaynak**

**İstanbul, 2019**

## **Teşekkür**

*Uzmanlık tezimin konusunun belirlenmesi ve gerçekleştirilmesi aşamalarında yardımını ve desteğini her daim hissettiren; bunun yanında gerekli özgürlüğü sağlayan tez danışman hocam Doç. Dr. Gökhan Kaynak'a ve tez çalışmamın gerçekleşmesi konusunda yardımlarını esirgemeyen Prof. Dr. Fahri Erdoğan ve Dr. Ata Can'a; tüm sürecin yürütülmesinde ve gerçekleştirilmesindeki katkıları için Prof. Dr. Önder Aydingöz ve Prof. Dr. Mehmet Can Ünlü'ye teşekkür ederim.*

*Tez çalışmam esnasındaki yardımlarından ötürü tıbbi sekreter Ömer İlkay Ürkü'ye, istatistiki değerlendirmeleri büyük bir özveri, özen ve hassasiyetle gerçekleştiren Dr. Enes Ahmet Güven'e, tezimle ilgili fikirlerimi ilgiyle dinleyen ve bana böylece katkıda bulunan Prof. Dr. Roland Becker, Prof. Dr. Mahir Mahiroğulları, Doç. Dr. Ali Şeker ve Dr. Gülşah Kavrul Kayaalp'e ve bana güvenen herkese ayrıca teşekkür ederim.*

*Mahmut Enes Kayaalp*

*Ocak 2019, İstanbul*

# İçindekiler

<b>Teşekkür</b>	<b>i</b>
<b>İçindekiler</b>	<b>ii</b>
<b>Kısaltmalar</b>	<b>v</b>
<b>Tablo Dizini</b>	<b>vi</b>
<b>Şekil Dizini</b>	<b>vii</b>
<b>Özet</b>	<b>viii</b>
<b>Abstract</b>	<b>ix</b>
<b>1. Giriş ve Amaç</b>	<b>1</b>
<b>2. Genel Bilgiler</b>	<b>8</b>
2.1. Tanım ve tarihçe	8
2.2. Sıklık ve epidemiyoloji	10
2.3. Risk faktörleri	11
2.4. Erken dönem klinik muayene ve tarama yöntemleri	12
2.5. Displastik kalçalarda anatomi ve sınıflama	14
2.5.1. Asetabulum	14
2.5.2. Femur	15
2.5.3. Yumuşak dokular	15
2.5.4. Sınıflama sistemleri	15
2.5.4.1. Crowe sınıflaması	15
2.5.4.2. Hartofilakidis sınıflaması	17
2.6. Disloke kalçalarda tedavi seçenekleri	17
2.7. Hasta seçimi ve preoperatif değerlendirme	17
2.8. Kalça eklemının biyomekanik özellikleri	18
2.8.1. Genel bilgiler	18

2.8.2. Kalça eklemi üzerine etkiyen kuvvetler	19
2.8.3. Eklem rotasyon merkezinin rekonstrüksiyonu	20
2.8.4. Kemiğe stres transferi	22
2.9. Cerrahi tedavide femoral implant seçenekleri	23
2.9.1. Femoral komponentin yapısal ve metalurjik özellikleri	23
2.9.2. Femoral implant çeşitleri	25
2.9.3. Zweymüller femoral komponenti	27
2.9.3.1. Tasarım prensibi ve evrimi	27
2.9.3.2. Fiksasyon prensibi ve stabilitede etkili unsurlar	28
2.9.3.3. Femoral implant boyutu ve yüzey materyali seçenekleri	31
2.10. Kısaltma osteotomisi teknikleri	31
2.11. Displastik kalça artroplastisinde dikkat edilecek unsurlar	32
<b>3. Hastalar ve Yöntem</b>	<b>35</b>
3.1. Hasta seçimi	35
3.2. Cerrahi teknik ve klinik takip süreci	35
3.3. Klinik ve radyografik verilerin toplanması, radyografik ölçüm ve değerlendirmeler	36
3.4. İstatiksel değerlendirme	43
<b>4. Bulgular</b>	<b>45</b>
4.1. Demografik ve tanımlayıcı bulgular	45
4.2. Klinik sonuçlar	46
4.3. Radyografik sonuçlar	46
4.3.1. Preoperatif ve postoperatif AP grafiye göre yapılan ölçümler	46
4.3.1.1. Radyografik değerlendirme kriterlerinin sonuçları	46
4.3.1.2. Asetabüler komponente yönelik sonuçlar	48
4.3.1.3. Femoral komponente yönelik sonuçlar	48

4.3.1.4. Femur başı rotasyon merkezinin rekonstrüksiyonu	51
4.3.2. Preoperatif lateral grafiye göre yapılan değerlendirmeler	51
4.4. Radyografik bulgular ve klinik sonuçlar arasındaki ilişki	53
4.5. Komplikasyonlar	54
<b>5. Tartışma</b>	<b>56</b>
<b>6. Sonuç</b>	<b>74</b>
<b>7. Kaynakça</b>	<b>75</b>
<b>8. Ekler</b>	<b>92</b>
8.1. Harris Kalça Skoru	92
8.2. Telif hakları	95
8.3. Özgeçmiş	96

## Kısaltmalar

AP: Anteroposterior

BT: Bilgisayarlı tomografi

cm: Santimetre

GKD: Gelişimsel kalça displazisi

HKS: Harris kalça skoru

kg: Kilogram

Lat: Lateral

m: Metre

mm: Milimetre

$\mu$ m: Mikrometre

p: p (Olasılık) değeri

PE: Polietilen

SS: Standart sapma

VAS: Vizüel analog skala

VKİ: Vücut kitle indeksi

## Tablo Dizini

Tablo 1. Demografik bilgiler	45
Tablo 2. Kullanılan femoral ve asetabüler komponentlerin ve linerların boyut ve materyal bilgileri	45
Tablo 3. Pre- ve postoperatif skorların karşılaştırılması	46
Tablo 4. Bacak boyu uzunluk farkı	46
Tablo 5. Radyografik bulgular	47
Tablo 6. Çökme (Subsidence) miktarı	50
Tablo 7. Son kontrolde osteotomi seviyesinde lineer hat varlığının farklı etkenlerle ilişkisi	50
Tablo 8. Femur başı rotasyon merkezi rekonstrüksiyonu	51
Tablo 9. Şablonlama ile radyografik bulguların ilişkisi	52
Tablo 10. Postoperatif HKS sonuçlarının son kontrol grafisinde osteotomi seviyesinde lineer radyolüsen hat görülmesi ile ilişkisi	53
Tablo 11. VAS skorundaki değişimin femoral komponent çevresinde radyolüsen hat görülmesi ile ilişkisi	54
Tablo 12. Komplikasyonlar	54

## Şekil Dizini

Şekil 1. Postoperatif AP grafilerde radyolojik bulgular	3
Şekil 2. Zweymüller femoral komponentin farklı seviyelerde aksiyel tutunumu	4
Şekil 3. Zweymüller femoral komponentin BT kesitlerinde görünümü	5
Şekil 4. Crowe sınıflaması	16
Şekil 5. Femoral implant çeşitleri	26
Şekil 6. Zweymüller femoral komponenti profili	28
Şekil 7. Zweymüller femoral komponentinin BT koronal kesit görüntüsü	29
Şekil 8. Zweymüller femoral komponentinin femoral kanala tutunumu	29
Şekil 9. Çeşitli osteotomi teknikleri	32
Şekil 10. Yalancı asetabulum görüntüsü	32
Şekil 11. Radyolojik uzunluk farkı ve trokanter indirme miktarı ölçümleri	37
Şekil 12. Çökme ve femoral komponentin osteotomi hattını geçme miktarının ölçümü	37
Şekil 13. Femoral kanal dolum oranlarının ölçümü	38
Şekil 14. İnklınasyon açısı ölçümü	38
Şekil 15. Femur başı rotasyon merkezi rekonstrüksiyonunun değerlendirilmesi	39
Şekil 16. Değerlendirme kriteri olarak kullanılan bazı radyolojik bulgular	40
Şekil 17. Alfa açısı ölçümü ve femoral arkların kesişim seviyesinin belirlenmesi	41
Şekil 18. Osteotomi seviyesine göre 2. tutunum noktasının konumu	42
Şekil 19. Üç nokta tutunumu osteotomi seviyesinden bağımsız simüle edilemeyen durumlar	42
Şekil 20. Üç nokta tutunumu osteotomi seviyesinden bağımsız simüle edilebilen durumlar	43
Şekil 21. Gruen bölgelerine göre femoral komponent çevresindeki radyolüsen ve radyodens hatların dağılımı	48
Şekil 22. Gruen bölgelerine göre kemik atrofisi ve hipertrofisi görülen bölgelerin dağılımı	49



## Özet

**Crowe tip 3 ve 4 gelişimsel kalça displazilerinde uygulanan total kalça artroplastisinde femoral kısaltma osteotomisi tekniği ve komponent seçiminiz ile elde edilen cerrahi sonuçlar**

**Giriş ve amaç:** Crowe tip 3 ve 4 kalça displazisi sebebiyle yapılan kısaltmalı total kalça artroplastisi zorlu bir cerrahi prosedürdür. Bu çalışmadaki amaç Zweymüller femoral komponent ve subtrokanterik transvers osteotomi tekniği ile osteotomi hattına herhangi bir tespit yöntemi veya greft uygulamadan başarılı radyolojik ve klinik sonuçlar elde edilebileceğini göstermek ve stabilitede etkili faktörlere yönelik radyolojik ve klinik bulguların analizini yapmaktır.

**Hastalar ve yöntem:** Çalışma amaçlarına uygun 50 hasta tespit edildi. Hastaların pre-ve postoperatif Harris kalça skoru (HKS), ağrı için vizüel analog skala (VAS) skoru kaydedildi. Radyolojik değerlendirme kriterleri belirlenerek tüm hastalarda bu kriterlerin sonuçları tespit edildi. Hastalar arası radyolojik bulgulardaki farklılıklar tespit edilerek radyolojik değerlendirme kriterleri ve klinik skorlarla ilişkileri incelendi. Lateral grafide femoral komponentin 3 nokta tutunum prensibine yönelik preoperatif şablonlama yapılarak sonuçlarla ilgisi incelendi.

**Bulgular:** Hastaların postoperatif HKS ve VAS skoru preoperatif döneme göre anlamlı derecede değişim gösterdi. Bir hasta dışında tüm hastalarda kaynama görüldü. Son kontrolde osteotomi hattında <2 mm lineer radyolüsen hat görülmesi bulgusunun femoral komponentin osteotomi hattını geçme miktarı ve son kontroldeki HKS ile istatistiki anlamlı ilişkisi bulundu. Son kontrolde femoral komponent çevresi radyolüsen hat görülmesi ile VAS skorundaki değişim miktarı arasında anlamlı ilişki bulundu. Preoperatif şablonlamaya göre lateralde 3 nokta tutunumun öngörülemediği durumlarla mikroinstabiliteye işaret eden radyolojik bulgular arasında anlamlı ilişki bulundu.

**Sonuç:** Zweymüller femoral komponent kullanılan, transvers kısaltma osteotomisi yapılan ve osteotomi hattına yönelik ek fiksasyon yöntemi veya greft kullanılmayan Crowe tip 3 ve 4 displastik kalçalarda başarılı klinik ve radyolojik sonuçlar elde edilebilmektedir. Osteotomi seviyesinin yeri ve sagittal planda 3 nokta tutunumunun stabilitedeki rolüne yönelik ilk sonuçlar paylaşılmış olup bunlarla ilişkili radyolojik bulguların klinik sonuçlarla ilişkisi de ilk kez ortaya konulmuştur.

## Abstract

### **Surgical outcome of Crowe type 3 or 4 hip dysplasia operated on total hip arthroplasty with our femoral shortening osteotomy technique and component selection**

**Introduction and objective:** Total hip arthroplasty with shortening osteotomy for patients with Crowe type 3 or 4 dysplasia is a challenging surgical procedure. Aim of this study is to demonstrate that (1) Zweymueller femoral component selection with subtrochanteric transvers shortening osteotomy yields successful results without the use of bone graft at the osteotomy gap and (2) to analyze the radiological and clinical findings related to factors affecting stability.

**Patients and methods:** Fifty patients were identified as required by the study objectives. All patients were evaluated with Harris Hip Score (HHS) and Visual Analog Scale for pain pre- and postoperatively. Radiological evaluation criteria were defined and evaluated in all patients. Differences in radiological findings between patients were examined. The relation of findings with the results of preoperative templating in lateral radiographs in terms of successful 3-point fixation was also examined.

**Results:** Postoperative HHS and VAS score of the patients showed a significant change compared to the preoperative period. All patients had a union except one. At the last follow-up, there was a statistically significant relationship between the presence of <2 mm linear radiolucent line in the osteotomy site and length of femoral component crossing the osteotomy line and HHS results. There was a significant relation between the presence of radiolucent lines around the femoral component and change in VAS score. Lack of 3-point support in preoperative templating on lateral images was related with radiological findings suggesting microinstability.

**Conclusion:** Successful clinical and radiological results can be obtained in Crowe type 3 and 4 dysplastic hips with Zweymüller femoral component selection and transverse shortening osteotomy technique, without the use of any additional fixation method or bone graft at the osteotomy site. This study presents the first results regarding the importance of determination of femoral osteotomy level along with the role of 3-point support in sagittal plane in stability and the clinical relevance of the related radiological findings.

## 1. Giriş ve Amaç

Zweymüller prensibine göre üretilen femoral komponentlerin primer koksartrozun total kalça artroplastisi ile tedavisinde kullanılması ile uzun dönemde çok başarılı klinik ve radyolojik sonuçlar elde edildiği, sağkalımın yüksek olduğu pek çok farklı çalışmada gösterilmiştir (1-4). Gelişimsel kalça displazisine bağlı sekonder koksartrozların total kalça artroplastisi ile tedavisinde ise hasta grupları genellikle farklı evrelerde displazisi olan, kısaltma osteotomisi yapılmış ve yapılmamış hastaları tek grup olarak inceleyen ve farklı osteotomi teknikleri veya farklı komponentlerin kullanıldığı görece daha az sayıda hastaları içermektedir (5-8). Varolan çalışmaların bir diğer sorunu kısaltma yapılan hasta gruplarında osteotomi bölgesine fiksasyon materyali veya greft uygulanan veya uygulanmayan tüm kişilerin karışık olarak çalışmaya dahil edilmiş olmasıdır (6, 9).

Farklı osteotomi teknikleri mevcut olmakla birlikte teknik olarak kolay olması, intraoperatif rotasyon ayarlanmasına fırsat tanınması ve diğer tekniklerle benzer başarılı sonuçlar vermesi sebebiyle transvers osteotomi sıklıkla tercih edilmektedir (8-13). Transvers osteotominin bilinen en önemli dezavantajı ise osteotomi bölgesinde rotasyonel stabiliteyi riske sokmasıdır (12).

Kısaltma osteotomisi yapılmış hastalarda osteotomi hattının çeşitli şekillerde fiksasyonu tanımlanmıştır. Ayrıca bazı yazarlar kısaltma osteotomisiyle çıkartılan kemik fragmanın horizontal olarak ikiye ayrılmasıyla elde edilen kemik parçaların serklaj yöntemi ile osteotomi hattı çevresine sarılmasını önermiştir (14-20). Ne var ki bu yöntemin biyomekanik olarak bir avantaj sağlamadığı gösterilmiştir (21). Ayrıca greft uygulanmadan da başarılı sonuç bildiren yayınlar mevcuttur (8, 10, 11, 22-24). Dolayısıyla vakalarımızda primer stabilitenin femoral komponent seçimi ile sağlanması amaçlanmış olup osteotomi hattında serklaj ile otogreft veya herhangi bir fiksasyon yöntemi uygulanmamıştır.

Bu bilgiler ışığında ilk olarak, transvers osteotomi tekniği kullanılarak ve sağladığı rotasyonel stabilite sebebiyle de dikdörtgen kesitli femoral komponent implante edilerek kısaltma osteotomisi gereken Crowe tip 3 ve 4 kalça displazili hastalarda başarılı klinik ve radyolojik sonuç elde edilebileceği hipotezi kuruldu. Bu amaçla klinik sonuçların Harris kalça skoru (HKS) ve ağrının vizüel analog skala (VAS) skoru ile incelenmesi ve

komplikasyonların belirlenmesi amaçlandı. Ayrıca radyografik değerlendirme kriterleri olarak femoral komponentin çevresinde Gruen bölgelerine göre (25) ve asetabüler komponent çevresinde DeLee ve Charnley bölgelerine göre (26) radyolüsen ve radyodens hat oluşumu (3), Gruen bölgelerine göre femoral komponent çevresinde atrofi ve hipertrofi oluşumu (27), femoral komponentin çökme (subsidence) miktarı, asetabüler komponentin inklinasyon açısı, femoral komponentin dizilimi ve Brooker'a (28) göre heterotopik ossifikasyon varlığının değerlendirilmesi amaçlandı.

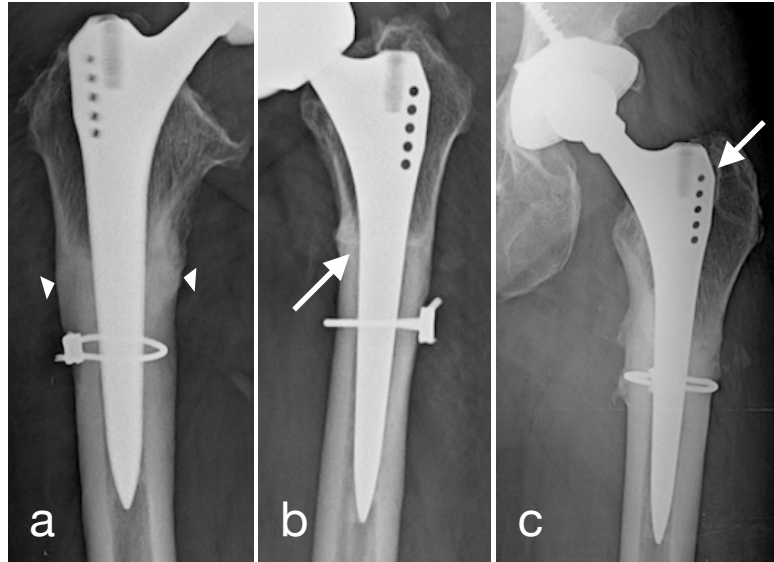
Literatürdeki çalışmalarda femur hazırlanırken oyma değil broşlama yapılması ve incelen tasarıma sahip olması sebebiyle Zweymüller femoral komponent kullanıldığında erken postoperatif dönemde çökme görülebildiği bildirilmiştir (2, 29, 30). Bu göz önüne alınarak hastaların altı aylık ve son kontrol grafilerindeki çökme miktarları ayrı ayrı değerlendirilerek ilk altı ayda görülen çökmenin son kontroldekine oranının hesaplanması planlandı. Hastaların 6. haftadan sonra basarak mobilize edilmeleri ve kemik kaynama için literatürdeki çalışmalarda 6. ayın dönüm noktası olarak belirtilmesinden dolayı (11, 20) 6. ay grafilerinin değerlendirilmesi tercih edildi. Ayrıca literatürde gevşeme için anlamlı miktar olarak kabul edilen >5 mm çökme olan hastaların belirlenmesi amaçlandı (2, 18, 27, 31). Çökme miktarı ile klinik skorların ve hasta ağırlığının ilişkisinin de ayrıca değerlendirilmesi amaçlandı. Erken dönemde görülen çökmenin son kontrolde görünenin yarısından fazlasını teşkil edeceği, bu çökme miktarlarının klinik skorlarla veya ağırlıkla ilgisinin olmayacağı hipotezi kuruldu.

Femoral komponentin metafizodiyafizer bölge ve distalinde tutunum sağlayarak proksimal bölgelerde %100'e varan kemik atrofisi ve distal bölgelerde %70'e varan kemik hipertrofisi oluşturduğuna yönelik gözlemler literatürde bildirilmiştir (1, 27, 32, 33). Stres kalkanı etkisinin bir belirteci olarak bu bulguların osteotomi yapılmış ve Zweymüller femoral komponenti kullanılmış hiçbir çalışmada incelenmediği görüldü. Çalışmamızda bu veriler ışığında gözlem yapılması ve Gruen bölgelerine göre oranların belirtilerek elde edilen verilerin literatürde Zweymüller femoral komponentin kullanıldığı diğer çalışmalardaki verilerle karşılaştırılarak değerlendirilmesi amaçlandı. Hastalarda proksimal femurda özellikle de Gruen 1 ve 7 bölgelerinde diğer çalışmalarda belirtildiği gibi yüksek oranda kemik atrofisi görülmesi, ayrıca distal tutunum bölgesi olması sebebiyle Gruen bölge 3 ve 5'te diğer çalışmalarla benzer oranda kemik hipertrofisi görülmesi beklendi. Diğer çalışmalarda farklı

olarak osteotomi yapılan hasta grubu kullanıldığı osteotomi seviyesini içeren Gruen bölge 2 ve 6'da diğer çalışmalardan daha yüksek oranda kemik hipertrofisi görülmesi beklendi.

Literatürdeki yayınlarda bildirilen başka bir radyolojik bulgu Gruen bölgelerinde radyolüsen hat görülmesi idi. Buna göre en sık proksimal bölgeyi gösteren Gruen bölge 1 ve 7'de olmak üzere %50'ye varan oranda (1, 27, 33) radyolüsen hat görüldüğünü bildiren yayınlar incelendi. Osteotomi yapılmış hastalarda literatürde bu konuda bir veri yoktu. Gruen bölgelerine göre radyolüsen hat görülen bölgelerin belirlenerek literatürdeki verilerle karşılaştırılması hedeflendi.

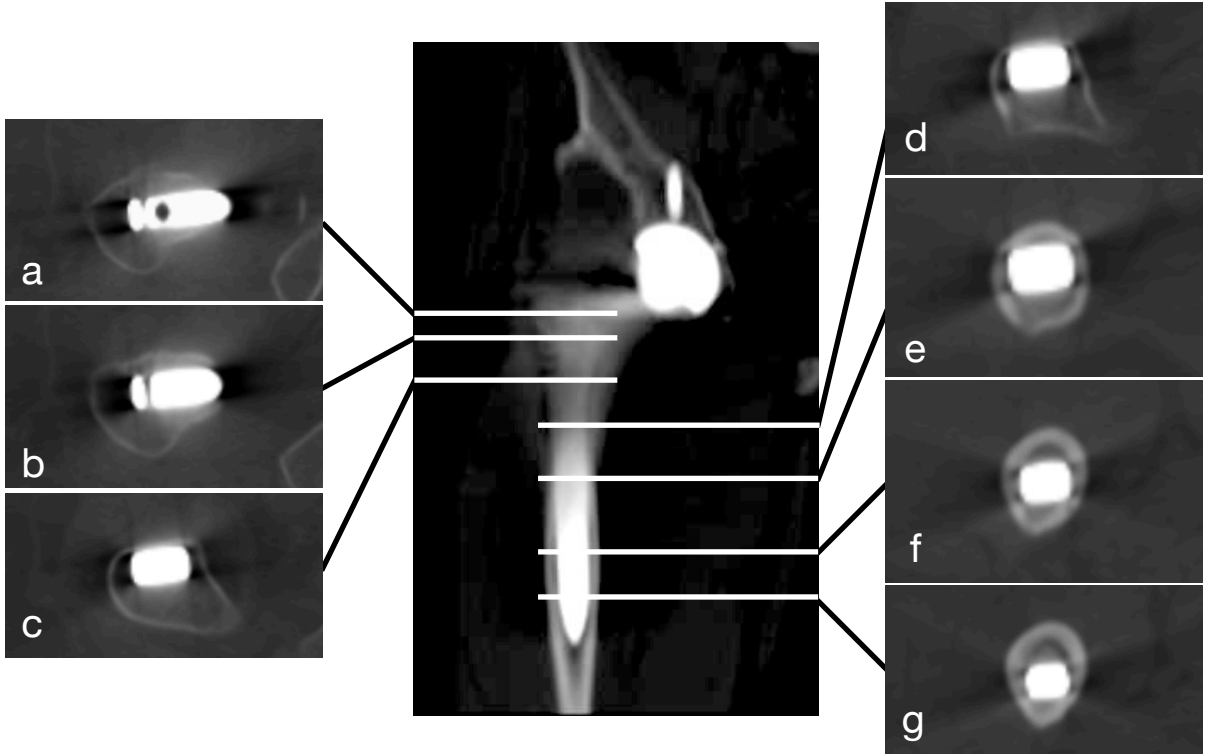
Çalışmamızda ikinci olarak hastaların klinik takiplerinde radyografik bulgularda görülen farklılıkların belirlenerek implant stabilitesine yönelik değerlendirmelerin yapılması amaçlandı. Bu bulguların radyolojik parametreler ve klinik sonuçlar ile ilişkilerinin değerlendirilmesi planlandı. Bu amaçla cerrahi teknik ve hasta anatomisine yönelik faktörler araştırıldı. Öncelikle hastalar arasında kaynamanın radyolojik olarak tamamlanması konusunda farklılık gösteren radyolojik bulgular belirlendi. Bu anlamda takip AP grafisinde hipertrofik kallus görülmesi veya son kontrol AP grafisinde osteotomi seviyesinde <2 mm lineer radyolüsen hat görülmesi veya Gruen bölgelerinden herhangi birinde radyolüsen hat görülmesi bulguları belirlendi (Şekil 1).



### Şekil 1. Postoperatif AP grafilerde radyolojik bulgular

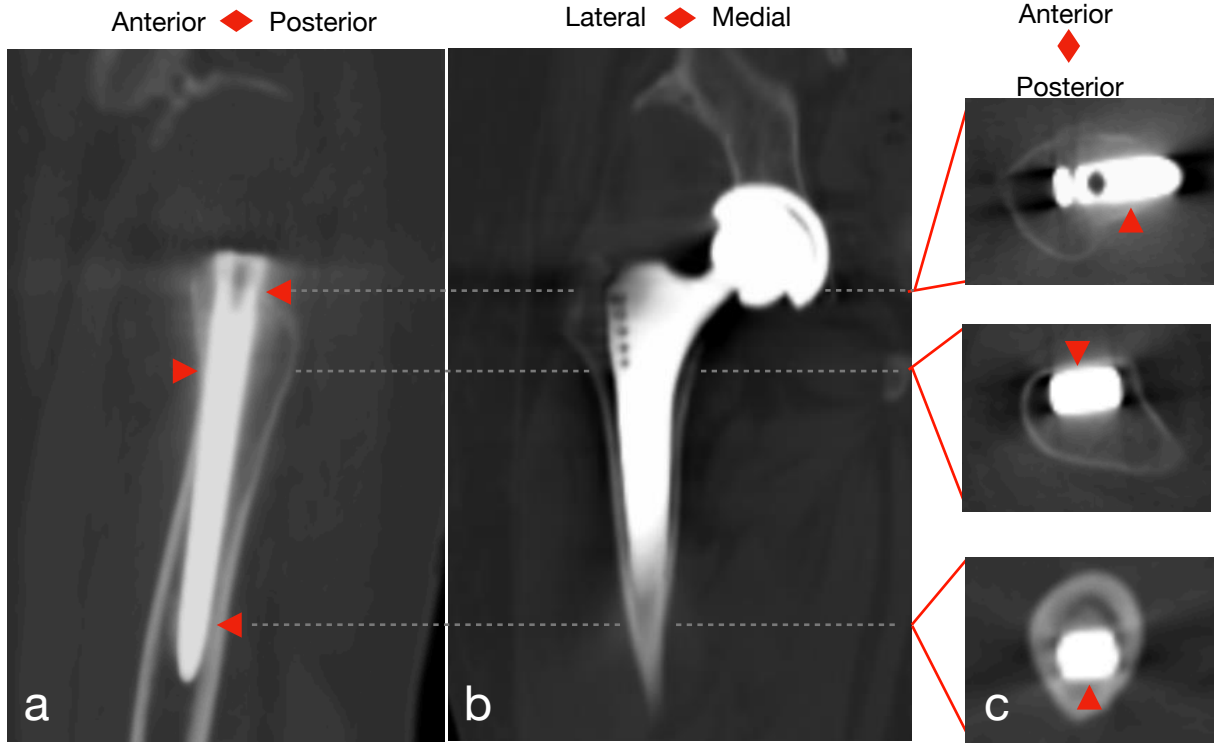
Takip radyografik incelemelerindeki kalça AP görüntülerinde a. Hipertrofik kallus (ok ucu), b. Osteotomi hattında <2 mm lineer radyolüsen hat (ok) veya c. Gruen bölgelerinde radyolüsen hat (ok) görülebilir.

Stabiliteye etkili faktörlerin bu radyolojik bulgulardaki rolünün ortaya çıkarılması hedeflendi. Rotasyonel stabilitede etkisi olduğu öne sürülen dört köşe tutunumu özelliğinin ancak metafizodiyafizer kesim ve distalinde (Şekil 2) olmasından dolayı proksimal parçanın stabilitesi için lateral 3 nokta tutunumunun etkisinin incelenmesi planlandı (Şekil 3). Osteotomi seviyesinin belli bir seviyenin proksimalinde kaldığı durumlarda femoral komponentin proksimal parça ile temas alanının azalacağı ve sagittal plandaki ikinci tutunum noktasının osteotomi seviyesinin distalinde kalabileceği; bu durumların da proksimal parçanın stabilitesini azaltacağı ön görüldü.



**Şekil 2. Zweymüller femoral komponentin farklı seviyelerde aksiyel tutunumu**

*Dikdörtgen kesitli femoral komponentin (SL-Plus) bilgisayarlı tomografide farklı seviyelerde kortikal tutunum noktaları aksiyel kesitlerde (a-g) görülmektedir. Proksimalden distale posterior-anterior-posterior korteks tutunumu (a, d, g) ile birlikte özellikle metafizodiyafizer bileşke ve distalinde (e, f, g) komponentin dört köşesi ile kortekse tutunumu izlenmektedir.*



**Şekil 3. Zweymüller femoral componentin BT kesitlerinde görünümü**

*Bilgisayarlı tomografi görüntülemesinde dikdörtgen kesitli femoral componentin sagittal (a), koronal (b) ve aksiyel (c) kesitlerde proksimalden distale posterior-anterior-posterior (c) 3 nokta tutunumu (ok uçları) gösterdiği görülmektedir.*

Bu amaçla öncelikle AP grafide Zweymüller femoral componentin osteotomi seviyesini geçme miktarının radyolojik ve klinik sonuçlara ilgisinin araştırılması planlandı. Literatürde yapılan incelemede yeterli fiksasyon için femoral componentin osteotomi hattını ne miktarda geçmesi veya proksimal parçada en az ne kadar temas mesafesi olması gerektiği konusunda yapılmış bir araştırma bulunamadı.

İntramedüller çivileme fiksasyonu prensibiyle osteotomi hattında iyileşme amaçlanarak vakalarımızda femoral componentin osteotomi hattını %50 oranında geçmesi hedeflenmişti. Tüm hastalarda femoral componentin postoperatif grafilerde osteotomi hattını geçiş miktarı ve oranının hesaplanarak radyografik bulgular ve klinik skorlarla ilişkisinin değerlendirilmesi amaçlandı.

Ayrıca osteotomi proksimalindeki parçanın stabilitesinin sagittal plandaki 3 nokta tutunumu ile sağlanacağı hipotezi ve femoral componentin koronal planda metafizer bölgede

medullayı doldurarak bir tutunum sağlamamasından dolayı osteotomi hattının proksimali ve distalindeki medüllerin femoral komponent ile dolum oranlarının bu radyolojik bulgular ile ilişkisinin anlamsız olacağı hipotezi kuruldu.

Çalışmanın ana amacı konusunda yapılan incelemelere herhangi bir etki oluşturmayacak şekilde preoperatif lateral kalça grafisinde proksimal kalçanın tam lateral olarak görülebildiği ve femoral diyafizer anterior eğimin değerlendirilebileceği kadar distal görüntü elde edilebilmiş hastaların tespit edilmesine ve bu hastalarda literatürde belirlenmiş bazı anatomik özelliklerin femoral komponentin yerleştirilmesine ve 3 nokta tutunumu sağlanmasına etkisinin değerlendirilmesi amaçlandı. Bu amaçla Noble ve ark. tarafından tasvir edilmiş diyafizer anterior eğim ve metafizer posterior eğimleri takip eden ve medüller kanalı ikiye bölen arkların arasındaki açının ve bu arkların kesişim seviyesinin değerlendirilmesi planlandı (34, 35). Yapılan ölçümler ve değerlendirmeler ile arklar arası açı olan alfa açısının belirlenmesi ve arkların kesişim noktasının trokanter minör seviyesinin alt sınırından daha distalde olup olmamasının nominal veri olarak kaydedilmesi amaçlandı. Alfa değerinin az olduğu durumlarda femoral komponentin korteks ile temasının 3 nokta tutunumu sağlayamayacak şekilde azalacağı, fazla olduğu durumlarda ise eğim sebebiyle femoral komponentin medulla içine yerleşiminin derinlik ve tutunum açısından uygun olamayacağı hipotezi kuruldu. Ayrıca arkların kesişim noktasının trokanter minörün en alt seviyesinden daha distalde olması durumunda sagittal plandaki 2. tutunum noktasının osteotomi hattı distalinde kalacağı ve bundan dolayı stabilizeyi olumsuz etkileyeceği hipotezi kuruldu. Sonuç olarak bu verilerin radyolojik bulgularla istatistiki anlamlılık açısından değerlendirilmesi amaçlandı.

Aynı hipotezi test etmek için lateral grafileri incelemeye alınan hasta grubunda preoperatif radyografide lateral şablonlama yapılarak postoperatif radyolojik bulgularla ilişkisinin değerlendirilmesi amaçlandı. Buna göre 2. tutunum noktasının şablonlama ile osteotomi hattı proksimalinde kalması ve proksimal parça ile yakın (<2 mm) kortikal temas göstermesi durumunda stabilitenin artacağı düşünüldü. Bu hastaların belirlenerek radyolojik bulgularla ilişkinin ortaya konması amaçlandı.



Takip süresinin uzamasıyla kaynama sürecinde gözlenen radyolojik farklılıkların kaybolabileceği teorisi ile takip süresi ve radyolojik bulgular arasındaki ilişkinin de değerlendirilmesi planlandı.

Sonuç olarak bu çalışma ile (1) Crowe tip 3 ve 4 displastik kalçalarda transvers kısaltma osteotomi yapılarak dikdörtgen kesitli femoral komponent kullanılması ile klinik ve radyolojik olarak başarılı sonuçların osteotomi hattında greft veya ayrıca bir tespit yöntemi kullanılmadan da elde edilebileceği, (2) Cerrahi teknik ve hasta anatomisi kökenli faktörlerin femoral implantın stabilitesine etkisi olabileceği ve bu faktörlerin radyolojik ve klinik sonuçlarla ilişkisi olacağı hipotezleri kuruldu.

## 2. Genel Bilgiler

### 2.1. Tanım ve tarihçe

Gelişimsel kalça displazisi (GKD), kalçayı oluşturan yapılarda normal bir embriyogenezis aşamasından sonra görülen bozulmaları tarifleyen ve zaman içerisinde ilerleme gösterebilen bir hastalıktır. Tarihsel olarak kullanılan “doğuştan kalça çıkığı” (DKÇ) terminolojisi günümüzde yerini GKD’ye bırakmıştır. İngilizce’deki kısaltma adı olan DDH (Developmental dysplasia/dislocation of hip), gelişimsel kalça çıkığı veya gelişimsel kalça displazisi olarak dönüşümlü olarak kullanılmaktadır. Amerikan Pediatrik Akademisi “DDH”yi femur başının asetabulum ile anormal ilişkisi olarak tanımlamaktadır (36). Geniş spektrumlu bir patolojik kalça tanımı olarak kullanılan GKD, stabil olmayan, sublükse, disloke ve/veya malforme asetabulum varlığını kapsar (37). GKD konusunda tarama ve tedavi yöntemleri konusunda pek çok farklı önerinin bulunmasının altında yatan başlıca sebeplerden biri standart evrensel bir tanımın bulunmamasıdır (38). Normal bir femur başı ve asetabulum gelişimi her iki unsura ve aralarındaki anatomik ilişkiye bağlıdır. Femur başının küresel yapısını kazanması ve asetabulum içinde konsantrik pozisyonu elde etmesi için stabil olması gereklidir. Asetabulum ile femur başı arasında bu ilişki kurulamazsa uyumsuzluğa bağlı olarak anatomik normal gelişim süreci sağlanamayacaktır. Femur başının sublüksasyonunun statik veya dinamik yani stresle yerinden çıkarılabilir olması durumları da tanımlanmıştır. Bu durumların ayırıcı klinik muayene ve ultrasonografi ile yapılabilir (38, 39).

GKD kendini sınırlayıcı bir seyir izleyebildiği gibi bazı hastalarda kötüleşme eğilimi de gösterebilir. Bu anlamda dinamik bir gelişim gösterdiği ifade edilir. Bu terim bir şemsiye terim olarak kalça ekleminin patolojik farklı evrelerini içerebilmektedir. Bunlar arasında tam çıkık, tam olmayan çıkık (sublüksasyon) veya displazi sayılabilir. Çıkık orijinal eklem yüzeyleri arasında hiçbir temas kalmaması olarak tanımlanırken, sublüksasyon eklem deplasmanı olmasına rağmen eklem yüzeyleri arasında bir miktar temas olduğunu ifade eder. Displazi ise asetabulumun yetersiz gelişimini ifade eder. Kalça ekleminin düzgün gelişimi için femur başının asetabulum içerisinde uyum içinde yerleşik olması gerekmektedir. Bu uyumun bozuk olması veya bozulması durumunda yapısal gelişim tamamlanamayacağı için prognoz kötüleşecektir (36).

Guillaume Dupuytren 1832 yılında doğumda kalça çıkığına tanımlamış ve bunu kalçanın konjenital çıkığı olarak isimlendirmiştir. Bundan yaklaşık 70 sene sonra Adolph Lorenz adlı Avusturyalı bir cerrah kalça çıkıkları için geliştirdiği kapalı redüksiyon tedavisi ile öne çıkmıştır. Lorenz, asepside kullanılan karbolik aside alerjisi olduğu için açık cerrahiden uzaklaşan ve konservatif tedavi yöntemleri uygulamasıyla tanınmış bir cerrahdır. “Viyana’nın kan akıtmayan cerrahı” olarak da tanınan Lorenz farklı deformiteler için geliştirdiği konservatif yöntemler içinde kalça çıkıkları için tasarladığı anestezi altında redüksiyon ve kalça tam abdüksiyonda açılama yöntemiyle ün kazanmıştır. Ne var ki kalçanın zorlu redüksiyonu ve hareketinin kısıtlanması prensiplerine dayanan bu metodun yüksek oranda avasküler nekroza sebep olduğu anlaşılmıştır (36, 40).

Erken tedavinin önemine ilk atfın Putti tarafından 1927 yılında yayımlanan bir makalede yapıldığı literatürdeki bazı yayınlarda iddia edilmiştir (36). Putti konjenital kalça çıkığı tanısı koymak için gerekli radyografik kriterleri belirlemiştir. Ancak belirlediği radyografik bulgular 1 yaş öncesinde tanı için kullanışlı olmadığından ve çalışmanın yayımlandığı 1930larda bebeklerin çoğunun evde doğurulduğu göz önüne alındığında kalça instabilitesinin erken tanısı için klinik testlere ihtiyaç doğmuştur (41).

Kalça instabilitesinin erken tanısı için klinik muayene yöntemleri literatürde Ortolani’nin adıyla anılmaktadır. İtalyan bir cerrah olan Ortolani, 1937 yılında kalçanın instabilitesini gösteren fizik muayene testlerini yayımlamıştır. Ortolani, 1935 yılında 5 aylık çocuğunun her altını temizlediğinde gelen klik sesini tarifleyen bir annenin gözlemine dayalı olarak tanımladığı bu muayene yöntemiyle, instabil kalçalarda dislokasyon ve redüksiyon manevrasıyla oluşan bir klik sesi ya da atlama bulgusunu tariflemiştir. Çalıştığı dönemde antibiyotikler henüz kullanılmadığından çocukların pnömoniden ölüm oranları yüksekti. Ortolani bu çocukların kalçalarına ölümlerinden sonra detaylı diseksiyon yapmış, bulguları sayesinde klinik muayene konusundaki çözümlerine ulaşmıştır. Radyografik görüntüleri de mevcut olan anatomik kalça numunelerini de formalin içinde günümüze kadar saklamıştır. Ortolani çalışmalarında edindiği sonuçları 1948’de yazdığı ders kitabında ve 1952 yılında çektiği kalça displazisinin muayenesi ve tedavisi isimli video çalışmasında kullanmıştır. Kendisi ayrıca tedavide kullanılacak abdüksiyon yastığı, abdüksiyon ortezi ve hatta Pavlik’inkine benzer üzengi ortezi tanımlamaları da yapmıştır (41).

Kalça instabilitesinin bilinen ilk klinik tanımı ise aslında Alman cerrah Wilhelm Roser tarafından 1870'te yapılmıştır. Stabil olmayan kalçaları tarif ettiği ders kitabında abduksiyon ile kalçaların redükte edilebileceğinden bahsetmiştir. Ayrıca 1912'de Fransız cerrah Le Damany abduksiyon ile yenidoğan kalçasının redükte edilebileceğini bildirmiş olup yenidoğan kalçalarını da iki gruba ayırmıştır. Buna göre ilk grup, bilinen gelişimsel kalça displazilerini, ikinci grup ise sendromlarla ilişkili teratolojik kalçaları içermektedir. Kendisi ayrıca manipülasyon ile kalça dislokasyonu testini Barlow'dan elli yıl önce tanımlamıştır (41, 42).

Varolan tedavi yöntemlerinde görülen yüksek avasküler nekroz oranı sebebiyle Çekoslovakyalı bir cerrah olan Pavlik kendi tanımıyla üretilmesi ucuz, kullanılması kolay, hijyen sağlanması mümkün, aktif kalça hareketine izin veren ama kalça eklemi kalça ve diz fleksiyonu ile zorlamaksızın abduksiyonda tutan bir bandaj geliştirmiştir. Bu konuda kendi hipotezi kalçanın bir hareket organı olarak aktif hareketle tedavi edilmesi gerektiğidir (43, 44). Pavlik 1959'da 1424 kalçada uyguladığı yönteminin sonuçlarını paylaşmış ve hiçbir vakada avasküler nekroz komplikasyonu görülmemiştir (44). Pavlik'in bandajı günümüzde de kullanılmaktadır.

## **2.2. Sıklık ve epidemiyoloji**

GKD sıklığının net olarak belirlenmesi çeşitli faktörlerden dolayı oldukça zordur. GKD tanımının geniş bir kalça instabilitesi spektrumunu kapsaması, tanıda kullanılan yöntemlerin çeşitliliği, klinisyenin klinik tecrübesi, farklı ırklarda farklı sıklık oranları görülebilmesi bunlardan bazılarıdır. Yapılan çalışmalar ırksal ve bölgesel bazı farklılıkların olduğunu göstermiştir. Buna göre 1000 canlı doğumdaki GKD insidansının Afrika'daki Afrikalılar'da 0,06 iken Amerika yerlilerinde 76,1 olduğu bildirilmiştir (45). Ancak GKD'nin geniş spektrumlu bir tanı olması ve yapılan değerlendirmelerde kullanılmak üzere evrensel standartların belirlenmemiş olmasıyla tanıda klinik muayene ve ultrason gibi farklı kriterlerin uygulanması güvenilir prevalans verilerinin elde edilmesini zorlaştırmaktadır (38).

Türkiye'de GKD sıklığının %0,5-1,5 arasında olduğu bildirilmekle birlikte 1000 doğumda 47'ye varan değerleri bildiren yayımlar da vardır (45, 46). Amerika'da ise kalça instabilitesinin miadında doğan yenidoğanlarda %1-2 arasında olduğu ve %15'e kadar oranda

ise görüntüleme yöntemleriyle saptanabilen kalça instabilitesi veya kalça immatüritesi olduğu bildirilmiştir (38).

Kalça eklemının osteoartritinde GKD'nin %5-10 vakanın etyolojisinde yer aldığı öne sürülmüştür (47). Amerika'da koksartroz sebebiyle yapılan total kalça protezinin etyolojisinde de yine %5-10 oranında GKD'nin bulunduğu ifade edilmiştir (38). Türkiye'de konu hakkında yapılmış tek çalışmada ise TKP uygulanan hastaların erkeklerde %18, kadınlarda %44'ünün, tüm grup içinde ise %37'sinin GKD zemininde koksartrozu olduğu belirtilmiştir (48). Bu konuda uluslararası mukayeseler için Türkiye'deki total kalça artroplastisi endikasyonlarının etyolojisine yönelik çok merkezli ve daha kapsamlı çalışmalara ihtiyaç duyulmaktadır.

### **2.3. Risk faktörleri**

Pozitif aile hikâyesi, makat geliş ve kız cinsiyet GKD için riski arttıran prediktif değişkenler olarak kabul edilmektedir (45). Ancak GKD tanımı ve kapsamındaki belirsizlik gibi bu tür kavramların kullanımında da belirsizlikler hakimdir. Makat geliş genel ifadesiyle en önemli risk faktörü olarak kabul edilmektedir (38). Ne var ki makat geliş üzerine bildiride bulunan makalelerde makat geliş ile vajinal doğum, doğum esnasında makat pozisyonunda olma veya 3. trimesterde makat pozisyonunda olma gibi farklı durumlar ayrı ayrı incelenmiştir. Ayrıca fetüsün makat pozisyonunda bulunma süresinin GKD riski üzerine etkisine yönelik bir çalışmaya ise rastlanmamıştır. Dokuz kohort çalışmasının sistematik değerlendirmesinin yapıldığı bir başka çalışmada ise makat geliş pozisyonunun değil makat gelişle yapılan vajinal doğumun GKD riskine etkisi olduğu öne sürülmüştür (49). Doğum şekli belirtilmeden fetüslerin makat ya da değil olarak sınıflandığı bir başka çalışmada ise makat pozisyon varlığının spontane düzelen kalça laksitesi için anlamlı bir unsur olduğu çıkarımı yapılmıştır (50). Bir başka çalışma ise makat geliş pozisyonundaki bebeklerin doğum yöntemleriyle GKD sıklığı arasındaki ilişkiyi araştırmış, sonuç olarak makat geliş pozisyonundaki bebeklere GKD sıklığını azaltmak için sezaryen uygulanmasının önerilmesinin muhtemelen gereksiz olduğunu ifade etmiştir (51).

Genetik durumların GKD gelişim riskini artırdığı bildirilmiştir. Monozigot ikizliklerde bir bebeğin GKD tanısı alması durumunda diğerinin GKD tanı alma riski %40, dizigotiklerde ise %3 olarak tespit edilmiştir (38). Amerikan Ortopedi Cerrahları Akademisi (AAOS) makat

geliş ve aile hikâyesini GKD taraması için en önemli iki risk faktörü olarak görmektedir (52).

Gelişimsel kalça displazisinde sol kalçanın etkilenmiş olma riski daha yüksektir ve bu durum intrauterin pozisyonun sol anterior oksiput olmasına bağlanmıştır (38).

Geleneksel kundaklama bebeklerin uyku paternlerini ve hipotermi ihtimalini azalttığı için tüm toplumlarda popüler bir uygulama iken GKD ile ilişkilendirilmesini takiben “güvenli kundaklama” konsepti tanıtılmış ve kalçaların geleneksel kundaklamadaki gibi ekstansiyon ve addüksiyonda olmadan kalçaya fleksiyon, abdüksiyon ve dize fleksiyon imkânı tanındığında GKD riskinin azaldığı gösterilmiştir (38, 53). Geleneksel kundaklama yönteminin GKD ile ilişkilendirilmesini takiben Japonya’da düzenlenen toplumsal eğitim programları sayesinde bu ülkede 1000 doğumda 60’a yaklaşan GKD sıklığı eğitim programını takiben 1000’de 10’un altına inmiştir (45). Türkiye’de yapılan bir çalışmada da Anglosakson literatürünün aksine kundaklamanın GKD gelişimi için yarattığı riskin makat geliş ve aile hikâyesinden çok daha yüksek düzeyde olduğu sonucu çıkarılmıştır (54).

Son olarak kız cinsiyet diğer tüm risk faktörlerinden bağımsız olarak GKD tanılarının %75’ini ilgilendirmektedir (38). Amerika’da 40 yaş altı kadınlarda kalça artritinin en sık sebebi kalça displazisidir (38). Norveç’te yapılan bir longitudinal kohort çalışmasında da kırk yaş altı TKP uygulamalarının 1/4’ünde sebebin kalça displazisi olduğu ortaya konulmuştur (55).

Literatürdeki veriler ışığında uluslararası versiyonlarından farklı olarak bir GKD tarama programının 2010 yılından beri yürürlükte olduğu ve selektif ultrasonografi protokolü uygulanan ülkemizde bu programın başarısının her anlamıyla takip edilebilmesi için çok merkezli ve yeterli örneklem sayılı iyi çalışmalara ihtiyaç duyulduğu gözlenmektedir.

#### **2.4. Erken dönem klinik muayene ve tarama yöntemleri**

Literatürde Wilson ve Jungner tarafından bildirilmiş olan hastalık tarama kriterlerinin tamamının GKD için geçerli olduğu ifade edilmiştir (38). Bu yüzden GKD’nin taranması önerilmektedir. Önlenebilir bir durum olması sebebiyle tarama konusunda genel bir görüş birlikteliği varken taramanın en önemli unsurunun ne olduğu hakkında farklı görüşler mevcuttur. Anglosakson kaynaklı literatür ve klinik uygulama klinik muayeneyi en önemli değerlendirme unsuru olarak görürken Orta Avrupa kökenli literatür ve klinik uygulamalar

buna ek olarak rutin ultrasonografik muayeneyi desteklemektedir. Bunların dışında çok geniş sayılı bir longitudinal kohort çalışmasında 1967'den beri tüm yenidoğanların GKD'ye yönelik muayene ile tarama yönteminden geçtiği Norveç'te 2 milyondan fazla bebeğin kayıtları takip edilmiş ve erken yaşta displazi sebebiyle total kalça protezi uygulamasına maruz kalanlar tespit edilmiştir. Bu çalışmada displazi sebebiyle TKP yapılan hastaların sadece %8'inde doğum sonrası testlerde kalça instabilitesinin saptandığı belirlenmiştir. Bu sonuçlara bağlı olarak sadece klinik muayenenin tarama testi olarak kullanılmasının yetersiz olacağı sonucuna varılmıştır (56). Aynı grup Norveç'te TKP yapılan hastaları inceledikleri bir başka çalışmada, displazi sebebiyle opere edilen hastaların GKD tanı koyma yaşının ortalama 8 olduğunu belirlemiş ve yenidoğan sürecinde tanı konulması atlanmış hasta oranının genç yaşta GKD sebebiyle TKP yapılan hastaların büyük kısmını oluşturduğunu bildirmişlerdir (55). Benzer bir sonuç erişkin dönemde asetabüler displazi ile tanı alan hastalar için de bildirilmiştir. Sink ve ark. erişkin dönemde tanı alan hastaların %85,3'ünün seçici ultrason kriterlerine uymadığını ve tanı alan hastaların büyük kısmının yenidoğan GKD tarama programlarından geçtiklerini saptamıştır. Yazarlar bu sebeple seçici ultrason kriterlerinin genişletilmesini önermişlerdir (57).

İngiltere'de güncel olarak tüm yenidoğanlara doğumu takiben klinik muayene ve pozitif test mevcudiyetinde 2. haftada ultrason, aksi halde risk faktörü olan yenidoğanlara 6. haftada ultrason ve 8. haftada muayene önerilmektedir (58). Amerika'da ise yine doğum esnasında kalça muayenesi önerilmekte, instabilite şüphesi olan yenidoğanların doktor tarafından takip edilmesi veya doktorunun gerekli görmesi durumunda takip sonucunda ultrasona yönlendirmesi önerilmektedir. Risk faktörü olarak aile hikâyesi veya makat geliş/pozisyon varlığında ultrason önerilmektedir. Ultrasonun ne zaman yapılması gerektiği yönünde ise bir uzlaşma bulunmamaktadır (38). Türkiye'de ise 2010 yılında yayımlanan GKD Erken Tanı ve Tedavi Programı'na göre yenidoğanların ilk muayenesi 3-4. haftalık olarak aile hekimine bırakılmış, doğum sonrası aile bilgilendirilmesi dışında bir muayene öngörülmemiş ve risk faktörü olan yenidoğanların doğumu takiben ultrason randevusu alınması gerektiği yapılmaması önerilen bir zaman bildirilmeden belirtilmiştir. Risk faktörleri olarak ise literatürün aksine pozitif aile öyküsü, makadi duruş ya da doğum öyküsü dışında çoğul gebelik, oligohidroamniyoz öyküsü, tortikollis, metatarsus adduktus veya pes kalkaneovalgus gibi eşlik eden deformitelerin varlığı, kundak uygulaması, ilk doğan kız çocukları, bebek

kalçalarının ekstansiyon ve addüksiyona zorlandığı her durum gibi unsurlar sayılmıştır. Diğer rehberlerden farklı olarak yenidoğan döneminin sonundaki aile hekimi muayenesinde şüpheli fizik muayene bulgusu olması durumunda ultrason randevusu alınması önerilmiştir (59, 60).

Klinik muayenede Barlow testinden ziyade Ortolani testi en değerli test olarak görülmektedir. Barlow testinin kalça dislokasyonu için kanıtlanmış bir prediktif değeri yoktur. Barlow ve Ortolani testlerinin hafif bir manipülasyon ile kalça fleksiyon ve addüksiyon pozisyonunda başlanıp kalça abdükte edilirken asetabulumda oturup oturmadığı hissedilmeye çalışılarak trokanter üzerine anteriordan hafif bası uygulanması, takibinde de kalçanın addüksiyona getirilip trokanter üzerine anteriordan uygulanan güç çekilirken kalçanın disloke olup olmadığı hissedilmeye çalışılarak uygulanması tavsiye edilmiştir. Bu testlerin çıkık kalçalar için özellikle üç aylık döneme kadar yararlı ve duyarlı olduğu bildirilmiştir. Üç aylık dönemden sonra çıkık kalçalarda abdüksiyon kısıtlılığı en önemli bulguyu teşkil eder (38).

Ultrason kalçanın dinamik ve statik instabilitesi hakkında değerli bilgi sağlayabilmektedir. Statik değerlendirme ile kıkırdak asetabulumun femur başını ne kadar örttüğü anlaşılırken, dinamik ultrason ile Ortolani testi belirgin pozitif olmayan kalça instabiliteli yenidoğanların test ile eş zamanlı görüntüsü elde edilerek tanıları konulabilmektedir (38). Ultrasonun masrafı, tutarsızlığı, sübjektifliği ve yüksek yanlış pozitiflik oranlarından dolayı Kuzey Amerika'da evrensel tarama aracı olarak kullanılması önerilmemiştir (52). Norveç'te yapılmış iki ayrı randomize kontrollü klinik çalışmada ise yüksek kaliteli klinik taramaya ek olarak selektif ultrasonografi uygulanması önerilmiştir (61, 62).

Sonuç olarak günümüzde taramada hangi yöntemlerin ne zaman kullanılması gerektiği konusunda literatürde bir fikir birliği bulunmamaktadır.

## **2.5. Displastik kalçalarda anatomi ve sınıflama**

Displastik kalçalarda yapılan anatomik çalışmalar displazi evresine göre anatomik yapılarda bazı değişiklikler olduğunu ortaya koymuştur.

### **2.5.1. Asetabulum**

Displastik kalçalarda asetabulum sığ ve oval şekillidir. Displazi ilerledikçe superolateral



kemik stoğu azalırken medial asetabüler duvar kalınlığı artar. Asetabüler anteversiyon ise sağlıklı kişilerle benzer ya da hafif artmıştır (63).

### **2.5.2. Femur**

Displastik kalçalarda anteversiyon dağılımı büyük değişkenlik göstermekle birlikte büyük oranda artmıştır. Medüller kanal genişliğinin hem mediolateral hem anteroposterior çapta azaldığı bildirilmiş olmakla birlikte (63), Noble ve ark. displastik kalçaların anteroposterior çapının daha küçük olduğunu ama mediolateral çapın proksimal femurun üst kısımları dışında sağlıklı bireylere benzer olduğunu bildirmiştir (35). Displastik kalçalarda femur boynu daha kısa ve femoral kanal daha düzdür (34, 63). Displastik femurdaki primer deformitenin rotasyon deformitesi olduğu bildirilmiştir (35). Büyük trokanter daha posterior yerleşimli olup artan displazi evresi ile femoral off-set azalmaktadır (63).

### **2.5.3. Yumuşak dokular**

Nörovasküler yapılar ve kaslar kısalmıştır. Proximale migre femura yapışan abdükör kaslar da kısalmış olup femura daha horizontal bir açı ile tutunurlar (64). Kalça kapsülünün de kalınlaşmış ve kum saati görünümü aldığı ifade edilmiştir. Dunn ve Hess ise kapsülün üst kısmının abdükörlere yapışık olduğunu, alt kısmının ise gerçek asetabulumu örttüğünü bildirmiştir (65).

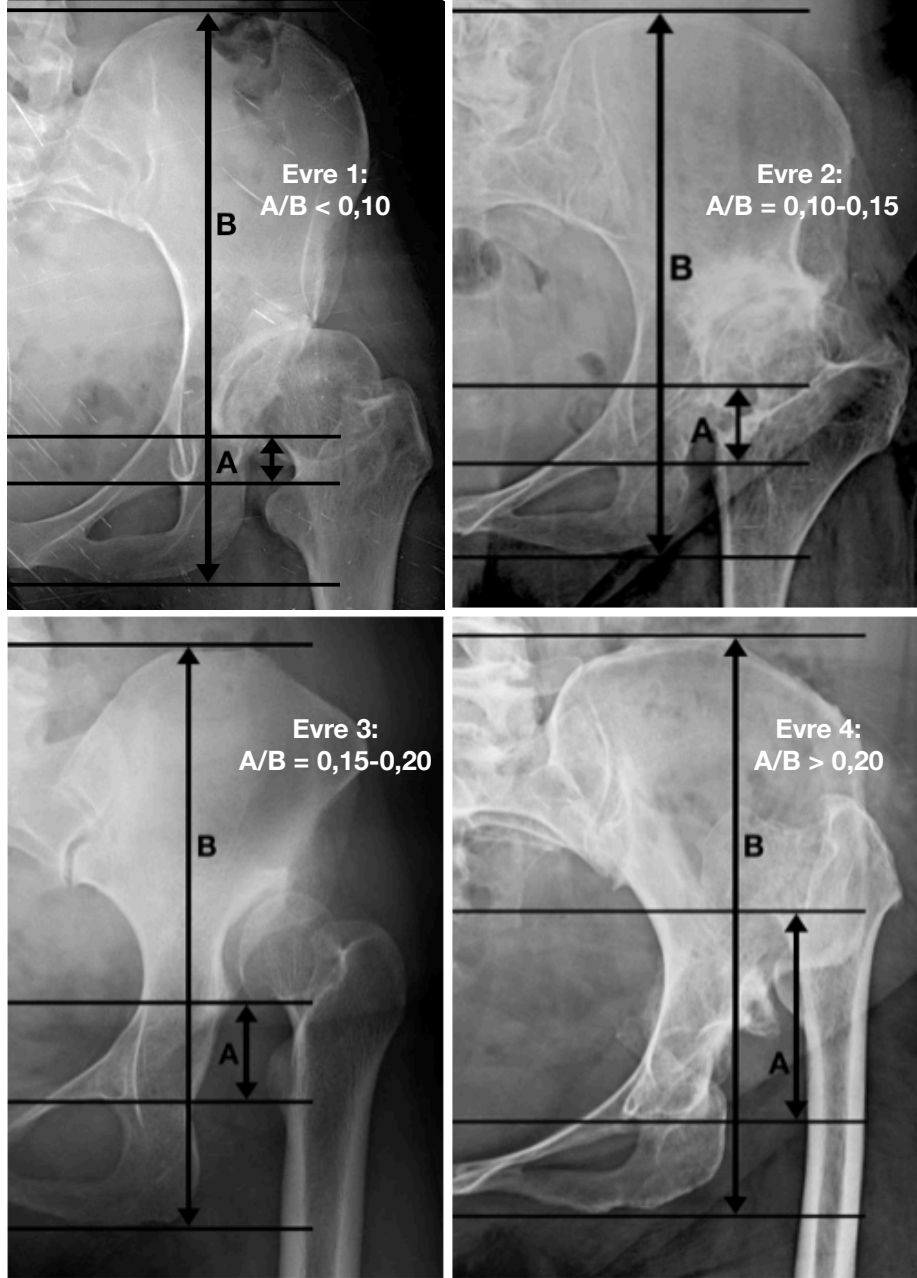
### **2.5.4. Sınıflama sistemleri**

Erişkin hastalarda displastik kalçaların sınıflamasında en sık olarak Crowe sınıflaması kullanılmaktadır (66). Ayrıca Hartofilakidis sınıflaması da tanımlanmış olup her iki sınıflamanın gözlemciler ve gözlemler arası uyumu yüksek saptanmıştır (67).

#### **2.5.4.1. Crowe sınıflaması**

Crowe ve ark. 1979'da yaptıkları çalışmalarında displastik kalçaların evrelendirmesi ile ilgili yöntemlerini paylaşmıştır. Buna göre pelvisin anteroposterior radyografik görüntüsünde kolaylıkla tanınabileceğini ifade ettikleri (1) pelvisin yüksekliği, (2) displastik kalçada baş boyun geçiş noktası ve (3) her iki göz yaşı damlasının alt kenarına dayanan ölçümlerle çıkığın derecesini tasvir etmişlerdir. Sağlıklı bireylerde femur baş boyun geçiş noktasının göz yaşı damlalarını birleştiren çizgiye çok yakın olduğunu gözlemleyerek bu nokta ile çizgi

arasındaki mesafeye göre displastik kalçaların çıkık evresini sınıflamışlardır. Bu anlamda pratik bir yaklaşımla sağlıklı bir femur başının pelvis yüksekliğinin 1/5'i kadar olduğunu bildirmişlerdir. Buna göre bu mesafenin oranlarına göre çıkık kalçaları 4 evreye ayırmışlardır (Şekil 4) (68).



#### Şekil 4. Crowe sınıflaması

*Crowe sınıflamasında proksimal femurun pelvis yüksekliğinin %20'si kabul edilen femur başı kraniyokaudal çapına göre orantılanmış kraniyal yönde göçü hesaplanır. Buna göre femur başının migrasyonu %50'den fazla ise Crowe tip 2, %75 ila %100 ise Crowe tip 3, %100'den fazla ise Crowe tip 4'tür.*

#### **2.5.4.2. Hartofilakidis sınıflaması**

Hartofilakidis 1988 yılında asetabulumun yapısını da içeren bir sınıflama önermiştir (69). Buna göre displastik kalçalar üç evreye ayrılmıştır. Hartofilakidis sınıflaması temel olarak çıkık ve displazi ayrımı da yapmaktadır. Evre 1 kalçalar displastik kalça olarak tanımlanmışken evre 2 kalçalar alçak disloke, evre 3 kalçalar ise yüksek disloke kalçalar olarak tanımlanmıştır.

Evre 1’de sınıflanan displastik kalçaların farkı femur başının halen orijinal asetabulum içinde olmasıdır. Evre 2 ve 3 kalçaların farkı ise femur başının oturduğu yalancı asetabulumun gerçek asetabulum ile bağlantısının olup olmamasına göredir. Bu sınıflamanın eksik kaldığı ara formlar için yazarlar 2008 yılında ek bir alt tiplene önerisinde bulunmuştur (70).

#### **2.6. Disloke kalçalarda tedavi seçenekleri**

Gerçek asetabulum ile femur başı arasındaki ilişkinin ileri düzeyde azaldığı disloke kalçalarda tedavi seçenekleri kısıtlıdır. Bu anlamda tarihsel olarak önerilmiş olan çeşitli teknikler günümüzde uygulama alanı bulamamaktadır. Bu yöntemler arasında kapsüler artroplasti ve Schanz osteotomisi sayılabilir (71, 72). Kapsüler artroplasti ek prosedürler olan farklı osteotomi seçenekleriyle disloke kalçalarda sadece erken erişkin döneme kadar tavsiye edilmiş olup osteonekroz ve tekrar dislokasyon riski sebebiyle terkedilmiştir (73). Schanz osteotomisi ise aksamayı azaltmak amacıyla önerilmiş bir osteotomi olup kalça artroplastisinin ileri evre kalça displazilerinde önerilmediği dönemlerde klinik uygulamada kendine yer bulmuştur. Subtrokanterik valgus osteotomisi olan bu teknik, tek taraflı dislokasyonlarda uygun olmadığı gibi ilerleyen dönemde artroplasti seçeneğinin de başarısını azaltacak şekilde kalça anatomisinde değişikliklere sebep olduğu için günümüzde tercih edilmemektedir (71). Disloke kalçalarda periasetabüler osteotomiler de fayda göstermeyecektir. Bundan dolayı tedavide kalça artroplastisi uygulanmaktadır.

#### **2.7. Hasta seçimi ve preoperatif değerlendirme**

İleri displastik kalçalarda en önemli iki klinik problem ağrı ve aksamadır. Genellikle ağrı cerrahi endikasyonunun temelini oluşturmaktadır (64). Bu ağrı fonksiyonelliği azaltan nitelikte olabildiği gibi istirahat ağrısı şeklini de alabilmektedir.

Klinik muayenede özellikle tek taraflı olgularda olmak üzere bacak boyu farkı ve buna bağlı aksama; proksimale migre femur sebebiyle Trendelenburg bulgusu ve yürüyüşü, ağrı ve hareket kısıtlılığı tespit edilir. Bacak uzunluk farkının belirlenmesi için hem gerçek bacak uzunluk farkı ve hem de görünen bacak uzunluk farkının belirlenmesi gerekmektedir. Gerçek bacak uzunluk farkı spina iliaca anterior superior ile (SIAS) medial malleol arasındaki mesafenin ölçülmesi ile ortaya konurken; görünen bacak uzunluk farkı umblikus ile medial malleol arası mesafenin ölçülmesi ile ortaya konulur. Lomber bölgede fikse deformitesi olan hastalarda SIAS ile medial malleol arası mesafelerdeki fark esas alınarak preoperatif planlama yapılır. Bunun dışındaki hastalarda sekonder lomber deformitenin postoperatif dönemde düzelmesi beklendiğinden görünen bacak uzunluk farkı üzerinden preoperatif planlama yapılır.

Radyografik olarak kalça eklemi ve pelvis görüntülemelerinin yapılması zorunludur. Kalça eklemi görüntüleri anteroposterior ve lateral olarak görülmeli ve ayrıntılı olarak değerlendirilmelidir. Femoral ve asetabüler komponentlerin şablonlama yapılarak değerlendirilmesi önem taşır.

Kalça displazisi saptanan hastalarda muhtemel önceki ameliyatlara yönelik hikayenin alınması ve fizik muayenenin yapılması ayrıca önem arzeder. Periasetabüler veya femoral cerrahi girişimlerin cerrahiye güçleştirdiği ve perioperatif artmış komplikasyonlara sebep olabildiği bildirilmiştir (71, 72).

## **2.8. Kalça eklemının biyomekanik özellikleri**

### **2.8.1. Genel bilgiler**

Anatomide yükleme, stres ve gerilme arasındaki ilişki ilk olarak Wolf tarafından ortaya konmuş, bunu takiben Koch uzun kemiklerdeki durum hakkında analitik düşüncelerini ifade etmiştir. Kasların bu konuda oynadığı etki ise sonralarında Pauwels tarafından araştırılarak tasvir edilmiştir. Pauwels kas yapısının kemik içi yüklenmeyi azalttığını ortaya koymuştur. Ancak hesaplarını yaparken sadece abduktor kaslar ve iliotibial bandı göz önüne almıştır. Günümüzde bu basitleştirilmiş biyomekanik modellerin diğer kas ve anatomik yapıların kuvvet oluşumu ve aktarılmasındaki önemli etkisini ihmal ettiği belirtilmiştir (74). Bu konuda en önemli bilgi in vivo yüklenme bilgilerinin özel enstrümanlı telemetrik protezlerin

kullanılması sonucu elde edilmesiyle sağlanmıştır.

### **2.8.2. Kalça eklemi üzerine etkiyen kuvvetler**

Kalça üzerine etkiyen kuvvetleri hesaplamak için kuvvet kolu belirlenerek vücut ağırlık merkeziyle bu kuvvete karşı etkiyen abduktor kasların femur başına göre oranları belirlenmiştir. Buna göre vücut ağırlık merkezi ile abduktor kuvvet kolları arasında yaklaşık 2.5:1 oranı belirlenmiştir. Buna göre tek ayak üzerinde durulduğunda abduktor kaslar vücut ağırlığının 2.5 katı bir kuvvet oluşturmak zorundadır. Femur başına etkiyen kuvvet ise vücut ağırlığı ve kas kuvvetinin toplamına eşittir. Bu kuvvet yürümenin duruş fazında (stance) ve düz tek bacak kaldırma esnasında vücut ağırlığının üç katı olarak tahmin edilmektedir. Artrozlu bir kalçada kuvvet kolları arasındaki oranın 4:1'e kadar çıktığı ve bunun cerrahi ile 1:1 oranına taşınmaya çalışıldığı ifade edilmiştir. Bu sayede kalça üzerine etki eden toplam kuvvetin üçte biri oranında azaltılması mümkün olabilecektir (75).

Charnley bu kuvvet kolu prensibine dayanarak asetabulumun medialize edilmesini ve osteotomize edilmiş büyük trokanterin laterale taşınmasını önermiştir. Böylece abduktor mekanizmanın kuvvet kolunun uzatılması ve kasın dengeyi sağlamak için üretmesi gereken kuvvetin azaltılması sağlanacaktır. Ayrıca vücut ağırlığının kalça üzerine etkisini belirleyen kuvvet kolunun kısaltılması sayesinde kalça üzerine etki eden kuvvetlerin her iki komponenti de azaltılmış olacaktır. Günümüzde ise bu metotlar uygulanmamaktadır. Asetabulum kemik stoğunun korunması ve asetabüler komponentin kemik örtümünün optimize edilmesi amacıyla medialize edilmemekte; büyük trokanter ise osteotomiye bağlı komplikasyonların önüne geçilmesi amacıyla lateralize edilmemektedir. Lateralizasyon için gerekli görülmesi durumunda femoral komponentin baş offseti değiştirilerek müdahalede bulunmaktadır.

Yapılan çalışmalar kalça protezi implantlarının vücut ağırlığının en az üç katı bir kuvvete uzun yıllar devamlı olarak maruz kaldıklarını göstermiştir. İmplantlar en yüksek oranda aksiyel yönde olsa da her üç aksta kuvvete maruz kalmaktadır. Bunun sebebi vücut ağırlık merkezinin ikinci sakral vertebranın hemen önünden geçmesidir. Diğer yönlerde kalça eklemine etkiyen kuvvetler özellikle kalçanın fleksiyonda olduğu durumlarda artmaktadır. Bu durumlara örnek olarak oturur pozisyondan dikelme, eğilme ve merdiven inip çıkma sayılabilir (75).

Telemetrik implantlarla yapılan çalışmalarla günlük işlerde kalça eklemine binen kuvvetin vücut ağırlığının 2 ila 5 katı olduğu saptanmış, hatta tökezleme sırasında kas kasılmasına bağlı olarak sekiz kata kadar çıkabileceği belirlenmiştir (76-79). Yine telemetrik protezlerin verileri sayesinde tüm kasların dahil edildiği modelleme çalışmaları yapılmıştır. İn vivo elde edilen veriler sayesinde validasyonu da yapılan bu modellemelerde basitleştirilmiş sistemlerde ihmal edilen anatomik yapıların etkisinin hesaplanması mümkün olmuştur. Buna göre kasların ihmal edildiği sistemlerde tensil ve kompresif gerilmelerin kuvvetlerinin olduğundan yüksek, torsiyonel kuvvetlerin ise olduğundan düşük hesaplandığı bildirilmiştir. Ayrıca kasların dahil edildiği modellemede femur boyunca gerilme (strain) dağılımının daha homojen olduğu farkedilmiştir (80-82).

### **2.8.3. Eklem rotasyon merkezinin rekonstrüksiyonu**

Eklem rotasyon merkezinin rekonstrüksiyonu Crowe tip 3 ve 4 kalçalarda önemli bir sorun teşkil etmektedir. Displazik asetabulumun kemik stoğunun az olması, kraniale deplase femur başının indirilmesiyle ekstemitede fazla miktarda uzama meydana gelebileceği gibi sebeplerle farklı yazarlar farklı çözümler önermiştir.

Anatomik ve anatomik merkezin dışına yapılan rekonstrüksiyonlar hem biyomekanik hem klinik olarak karşılaştırılmıştır. Bicanic ve ark. (66) rotasyon merkezinin proksimale veya laterale taşınması ile kalça üzerine binen yükün arttığını ifade ettikleri bir matematik modelleme yapmışlardır. Bu çalışmalarına göre asetabüler komponentin proksimale veya laterale taşınmasıyla kalçaya binen yükün artacağını, femur implantı boynu uzatılırsa veya offset arttırıldığında ise azalacağını bildirmişlerdir. Özet olarak yükü azaltmak için medial, distale yerleşim, uzun boyun ve lateral offset gerektiğini vurgulamışlardır; ancak medializasyon sağlanamıyorsa kranialize edilmesini önermişlerdir. Aynı yazarlar lateralizasyondan ise kesinlikle kaçınılması gerektiğini bildirmiştir (66). Matematik modellerini tele-implant kullanarak valide eden bir başka grubun çalışmasında da benzer sonuçlar ortaya konmuştur (83). Anatomik merkezden 10ar milimetre farklı yönlere rekonstrükte edilmiş femur başı rotasyon merkezinin bir modelleme yoluyla kalça üzerine etkileyen ortalama kuvvet ve maksimum kuvvet miktarı yürüme siklusu ve merdiven çıkma için belirlenmiştir. Buna göre medialize ve kranialize femur başı rotasyon merkezi rekonstrüksiyonu durumunda femur başına etkileyen ortalama kuvvetin azaldığı belirlenmiştir.

Bu durumun polietilen aşınmasını da azalttığı, ancak aşınma miktarında anlamlı azalmanın sadece medializasyon grubunda saptandığı bildirilmiştir.

Özetle kalça üzerine binen yükler özellikle medialize ama ayrıca kraniyalize rotasyon merkezi rekonstrüksiyonu durumunda azalmakta, bunun sonucu olarak polietilen aşınmasındaki azalma ise sadece medialize kalçalarda anlamlı fark yaratmaktadır (83). Ayrıca retrospektif bir klinik çalışmada uzun dönem takiplerde medialize edilmiş eklem merkezi ve daha düşük eklem temas kuvveti mevcudiyetinde anatomik rekonstrüksiyona göre daha düşük polietilen aşınması ( $0.077 \text{ mm}^3/\text{yıl}$ ) saptanmıştır (84).

Yapılan başka klinik çalışmalarda displaziye sekonder koksartrozda yüksekte kalçaların rekonstrüksiyonunda lateralizasyondan kaçınılması gerektiği yönünde bir fikir birliği varken anatomik rekonstrüksiyon ile kraniyomedial rekonstrüksiyon metotları arasında birini diğerine daha üstün tutan bir bilimsel veri yoktur. Çeşitli yayınlarda superiora rekonstrüksiyonun artmış eklem reaksiyon kuvveti oluşturduğu, yüksek makaslama gerinimi (shear stress), artmış sıkışma riski, bacak boy farkı ve artmış aseptik gevşeme riski ile ilişkili olduğu vurgulanmıştır (85-90). Bir başka çalışmada gerçek eklem merkezinden 20 mm daha fazla superiora yerleşimin ROM'u kısıtlayacağı bildirilmiştir (91). Güncel başka uzun dönem klinik takip çalışmasında ise 1 cm'den daha fazla laterale veya superiora rekonstrüksiyonun aseptik gevşeme ve asetabüler komponent revizyon oranlarını arttırdığı vurgulanmıştır (92). Bunlara karşılık başka klinik ve biyomekanik çalışmalarda superiora rekonstrüksiyonun lateralize olunmadığı sürece iyi sonuçlar sağladığı bildirilmiştir. Bu yazarların bir kısmı öncelikli tercihlerinin anatomik rekonstrüksiyonu sağlamak olduğunu, bu mümkün olmazsa lateralize olmadan medialde ve yüksekte eklem rotasyon merkezi rekonstrüksiyonunun kabul edilebileceğini bildirmiştir (66, 84, 86, 90, 91, 93, 94).

Montalti ve ark. anatomik rekonstrüksiyonun yapılamadığı durumlarda asetabüler komponentin daha yukarıda rekonstrükte edilmesinin dezavantajlarının doğru offset, boyun uzunluğu, varus boyun-gövde açısı ve dikkatli bir teknikle lateralizasyondan kaçınılarak giderilebileceğini bildirmiş ve kendi uzun takipli klinik serilerinde Crowe tip 3 ve 4 hastalarına uyguladıkları tekniğin başarılı sonuç verdiğini yayımlamışlardır (31).

Bu konudaki mevcut verilerin çoğu evre 4 kanıt niteliğinde olup daha yüksek kalitede

bilimsel kanıtı ihtiyaç duyulmaktadır. Ayrıca hastaların özel anatomik yapılarının sebep olduğu varyasyonlar, kullanılan protezlerin ve cerrahi tekniklerin farklılıkları gibi unsurlar sebebiyle homojen büyük hasta gruplarının sistematik karşılaştırılması zor görünmektedir. Bu anlamda in vivo ölçüm sağlayan telemetrik cihazların sağladığı verilerin ve bunlara dayanan bilgisayar modellemelerinin biyomekanik alanında yol gösterici olmaya devam edeceği anlaşılmaktadır.

#### **2.8.4. Kemiğe stres transferi**

Kemiğe stres transferinin incelenmesi implantın sağkalımı açısından önemlidir. Femur başının rezeke edilmesi ile proksimal femura adapte edilen implant vücut ağırlığının proksimal femura aktarılmasında bir aracı görevi görür. Bu aktarım implant-kemik etkileşim yüzeyi üzerinden olur. Bu aktarımın nasıl olacağını belirleyen faktörlerden bazıları, implantın dizaynı yani femura nasıl fikse olduğu, implantın kalınlığı ve hammaddesi ile cerrahi tekniktir. Aktarımın kemik üzerindeki yükü azaltması kaçınılmaz olmakla birlikte implantasyon sonrası gelişen bu stres kalkanı etkisi kemiğin implanta yapısal destek oluşturmasına engel olacak boyuta gelirse ağrı, gevşeme ile femur veya implantta kırık olarak sonuçlanabilir (75).

Femoral komponentler çimentolu veya çimentosuz uygulamaya göre üretilir. Biyolojik fiksasyonun önem kazanmasıyla çimentosuz komponentler daha sık kullanılmaya başlanmıştır. Femoral stemler dizayn özelliklerine göre proksimal femur ile bir etkileşim yüzeyi oluşturur. Bu yüzeyin alanının artması ağırlık aktarım alanının büyümesini sağlayacaktır. Tüm yüzeyi boyunca kemik ile etkileşim kuracak komponent tasarımları olduğu gibi medullayı tam doldurmadan ve distale doğru daralan yapılarıyla daha az temas yüzeyi sunan implantlar da mevcuttur. Bu konuda tercih yapılmasında hastanın anatomisi ve koksartrozun etyolojisi, hastaya bağlı kemik kalitesi, yaş, kemik rezervi gibi faktörler ve cerrahın seçimi önemlidir.

Proksimal femur yapısındaki varyasyonlar normal anatomiye sahip hastalarda önem taşımaktadır ve kullanılacak implant tipinde yol gösterici olabilir. Dorr ve ark. proksimal femur kortikal kalınlığı, kanal çaplarını ve osteoid, osteoblast ve osteoklast hücreleri değerlendirmeleri yaparak ve bunları ilişkilendirerek radyografik bir kategorizasyon



önermiştir. Buna göre korteks-kanal oranı en yüksekten en düşüğe doğru A, B ve C tipleri belirlenmiştir. Tip A'da korteks kalın iken medulla oran olarak daha dar kalmaktadır. Tip C'de ise korteks incelmıştır. Tip C genellikle postmenapozal VKİ'yi düşük kadın hastalarda görülür. Bu hastalarda osteoid oluşma hızı daha yavaş olmasına rağmen kemikleşme sürecinin olduğu; sadece daha uzun zaman gerektiği bildirilmiştir (95). Dorr tarafından kemik kalitesinin bir göstergesi olarak belirtilen bu morfolojik sınıflamanın sağlıklı kalçalarda histolojik değerlendirmeler üzerinde yapılmasından dolayı biyomekanik ve anatomik anlamda ileri değişkenlikler gösteren Crowe evre 3 ve 4 kalçalarda uygulanması mümkün değildir.

İmplant-kemik etkileşim alanı kemiğe stres transferinde belirleyici rol oynadığından ve implantların uzun dönem sağkalımlarını etkilediğinden bu etkileşim alanına yönelik uygulamalarla çeşitli iyileştirmeler yapılmaya çalışılmıştır. Bu anlamda farklı biyolojik fiksasyon sağlayan yüzey kaplama teknikleri geliştirilmiştir. Farklı yüzey kaplama seçenekleri sayesinde üretilen implantlar “kemik üzerine büyüme” (bone on-growth) veya “kemik içine büyüme” (bone in-growth) etkinliği gösterir. Poröz kaplı implantlar bu anlamda kemik içine büyüme sağlarken, kum taşlama ile (grit-blasting) üretilen implantlar kemik üzerine büyüme sağlar. Ayrıca proksimal hidroksiapatit kaplama ile de osteointegrasyonun iyileştirilebileceği ve stres transferi etkisinin ve radyolüsen hat görülme sıklığının azaltılabileceği bildirilmiştir (96).

Özetle çimentosuz olarak uygulanan femoral komponentlerde gerekli primer stabiliteyi sağlayacak özelliklere sahip, kemik ile elastik modulus özelliği birbirine yakın, stres kalkanı etkisi az femoral komponentlere ihtiyaç duyulmaktadır.

## **2.9. Cerrahi tedavide femoral implant seçenekleri**

### **2.9.1. Femoral komponentin yapısal ve metalurjik özellikleri**

İmplant edilmiş komponentler implantasyonun hemen ardından ciddi kuvvetlere maruz kalacaktır. Bundan dolayı implantın yerleştirildiği anda edindiği stabilitesini ifade eden primer stabilitenin yeterli düzeyde olması gerekir. Çimentosuz komponentlerde bu durumun sağlanmasında en önemli faktörler implantın dizaynı ve yerleştirilmesindeki tekniktir (97).

Kalça protezinde rotasyon merkezi rekonstrüksiyonunu etkileyen femoral komponente ait bazı özellikler vardır. Bunlar (1) yükseklik (vertikal offset), (2) offset (horizontal offset) ve

(3) koronal boyun açısıdır (version). Boyun uzadıkça vertikal ve horizontal offset artar. Günümüzde pek çok sistemde boyun uzunluğunu modüler baş kullanarak ayarlamak mümkündür. Bu ayarlamayla amaç vücut ağırlığı, kas kuvvet kolunu dengesini istenen şekilde rekonstrükte etmek ve kalça üzerine binen yükü azaltmaktır. Vertikal yükseklik kullanılan boyun ve modüler baş uzunluklarına bağlıdır. Horizontal offset ise femur başı orta noktasından ve femoral komponentin gövdesinden geçen dik vertikal hatlar arasındaki mesafedir. Moment kolunu belirleyen unsur olduğu için protezin sağ kalımı üzerinde önemli etkisi vardır. Boyun uzunluğu artırılarak offset uzatılabilir ancak bu durumda ekstremiteler boyunun da uzayacağı göz önünde bulundurulmalıdır. Günümüzde implant komponenti olarak standart veya yüksek offset olasılıkları sunulmaktadır. Bu sayede vertikal offseti yani ekstremiteler uzunluğunu artırmadan boyun-gövde açısı azaltarak horizontal offset artırılabilir (97).

Koronal boyun açısı normal femurda 10 ila 15°'dir. Bu açının rekonstrükte kalçada benzer şekilde elde edilmesi amaçlanmaktadır. Valide edilmiş modelleme sistemi ile yapılan bir biyomekanik çalışma femoral anteverzisyonda preoperatif duruma göre oluşturulan değişikliklerin femur yüklenmesindeki etkisini ortaya koymuştur. Buna göre rekonstrüksiyon esnasında anteverzisyonda 15°'ye kadar olan artış proksimal femur yüklenmesinde önemli bir değişiklik yaratmazken, 20° üzeri artışlar belirgin yüklenme artışına sebep olur. Bundan dolayı proksimal femurda artan eğici kuvvetlerin kemik yeniden modellenmesi ve implantların uzun dönem sağkalımını etkileyebileceği ifade edilmiştir (98).

Femur başı büyüklüğü, baş-boyun çapları oranı, boynun şekli gibi unsurlar rekonstrükte kalçanın eklem hareket açıklığını ve boyun ile asetabüler liner sıkışmasını belirleyen ana unsurlardır. Baş-boyun çapı oranı ne kadar artarsa eklem hareket açıklığı o kadar artacaktır. Aynı zamanda büyük çaplı baş kullanılması "atlama mesafesi"ni de arttıracak, femur başının hareket açıklığı sonunda sıkışmayı takiben disloke olması için sarfetmesi gereken mesafe uzayacaktır. Buna göre büyük baş çapı daha yüksek stabilite sağlayacaktır. Ne var ki displastik kalçalarda asetabulumun gelişmemiş olması büyük baş kullanımını doğrudan sınırlamaktadır. Özellikle anatomik eklem merkezi rekonstrüksiyonu hedeflenen Crowe tip 3 ve 4 kalça hastalarında çeşitli yazarlar greft kullanımından da kaçınarak küçük asetabüler komponent kullanma zorunluluğu doğduğunu bildirmişlerdir (9, 13). Öte yandan femur

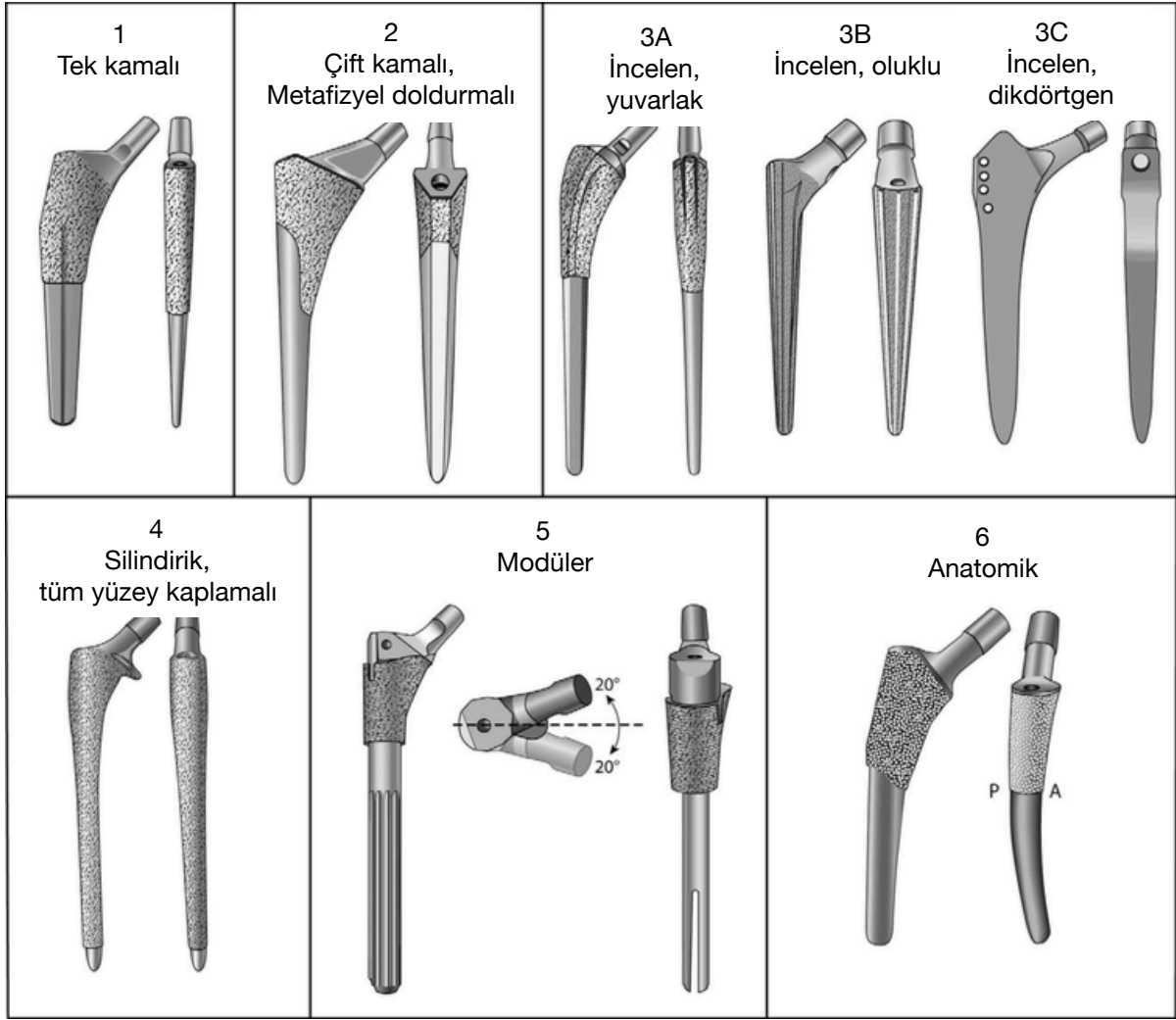
başının büyüklüğü arttıkça lineer aşınma azalsa da volümetrik polietilen aşınma miktarı artış gösterir ve buna bağlı olarak osteoliz riski ortaya çıkar (99). Ancak günümüzde polietilen ve seramiğin materyal özelliklerini daha da iyileştiren ve böylece aşınmayı azaltan gelişmeler yaşanmaktadır (100). Bu anlamda aşınmayı azaltmak üzere günümüzde seramik-seramik yüzey; bu sağlanamıyorsa da metal-ileri derecede çapraz bağlı polietilen yüzey (XLPE) önerilmektedir (9).

İmplantın hammaddesi ve kalınlığı implantın elastik modulusunu belirler. Elastik modulusu yüksek maddeler daha serttir (stiff). Kemik ile implant elastik modulusu arasında fark implant lehine artış gösterdiğinde kemik daha esnek, implant daha sert olacağından ağırlık esas olarak sert olan implant üzerinden aktarılacak ve kemikte stres kalkanı etkisine bağlı olarak zayıflama meydana gelecektir. Aynı hammaddeden yapılmış implantlar arasında da kalınlık arttıkça implant daha sert olacağı için aynı etki ortaya çıkacaktır.

Günümüzde titanyum alaşımları materyal sertliği sebebiyle uyluk ağrısı yaptığı farkedilen kobalt-krom alaşımlarına göre daha az sertlik göstermeleri ve böylece stres kalkanı etkisini azalttıkları için sıklıkla tercih edilmektedir (101).

### **2.9.2. Femoral implant çeşitleri**

Total kalça artroplastisinde kullanılabilen implant seçenekleri zaman içerisinde tasarımsal ve metalurjik gelişmeler ışığında artış göstermiştir. Bunlara ek olarak teknolojik gelişmelerle birlikte implantların daha dayanıklı olması sağlanmaya çalışılmıştır. Femoral komponentler temelde çimentolu ve çimentosuz olarak ikiye ayrılmıştır. Erken dönemlerde çimentosuz komponentler popüler iken zaman içinde biyolojik fiksasyonun getirilmesi öne çıkmış, çimento kullanımına bağlı komplikasyonlar ve biyomekanik çalışmalar ışığında çimentosuz komponentler daha çok kullanım alanı bulmuştur. Günümüzde çimentosuz komponentlerin fiksasyon prensibi ve dizaynlarına göre sınıflandırılması mevcuttur. Khanuja, Vakil, Goddard ve Mont'un önerisi olan bu sınıflamaya göre çimentosuz femoral komponentler şekillerine göre 6 sınıfa ayrılmıştır (Şekil 5).



**Şekil 5. Femoral implant çeşitleri**

*Femoral implantlar morfolojik özellikleri ve fiksasyon prensiplerine göre sınıflara ayrılmıştır (Khanuja ve ark., Cementless Femoral Fixation in Total Hip Arthroplasty, J Bone Joint Surg Am. 2011 Mar 2;93(5):500-9. Yayıncı Wolters Kluwer Health, Inc.'den alınan izinle kullanılmıştır).*

Tip numarası ilerledikçe implant-kemik fiksasyon alanı artış göstermektedir (101, 102). Buna göre tip 1 implantlarda fiksasyon sadece mediolateral planda ve komponent uzunluğu boyunca 3 nokta prensibi ile sağlanmakta, tip 2’de ise hem mediolateral hem anteroposterior planlarda tespit olmaktadır. Tip 3 komponentler iki planda distale doğru daralan (tapered) yapıya sahip, fiksasyonun esas olarak metafizodiyafizer bölgede olduğu, farklı alt tipleri bulunan bir gruptur. Tip 3A grubu yuvarlak konik distal geometriye sahiptir ve 3B’de buna ek olarak longitudinal kabartmalı hatlar mevcuttur. Tip 3C ise dikdörtgen kesitli komponentlerdir. Bu komponentler dikdörtgen kesitlerinin korteksin 4 noktası ile teması

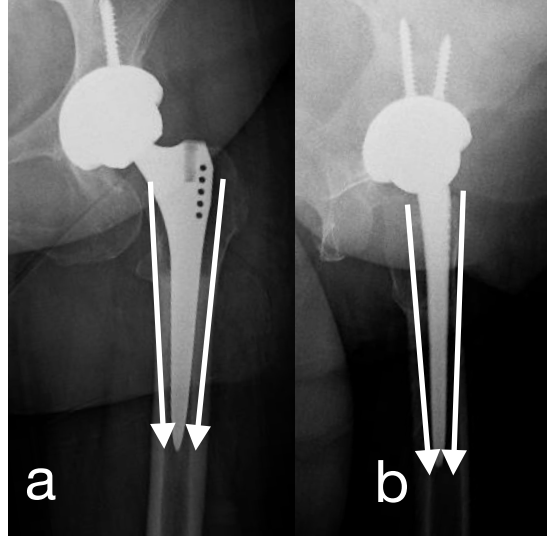
sonucu 4-nokta rotasyonel destek sağlarlar. Avrupa'da Zweymüller öncülüğünde geliştirilmiş bu modeller metafizodiyafizer geçiş bölgesinden distale doğru kemiğe tespit olan ve distale doğru daralan ve kanalın içini doldurmadan rotasyonel stabilite sağlayan yapıları ile stres kalkını etkisini de azaltmıştır (101, 103). Tip 4 komponentler tüm implant yüzeyinin kaplamalı olduğu, distal kanal hazırlanırken oyma gerektiren grubu teşkil eder. Bu grubun geniş kemik yüzey teması sebebiyle uyluk ağrısına sebep olabildiği bildirilmiştir. Özellikle Dorr tip C femurlarda kullanımı sorunludur. Tip 5 komponentler metafizyel ve diafizyel komponentleri modüler grubu teşkil eder. Anatomisi değişkenlik gösteren hastalarda tavsiye edilir. Her iki modüler parça için oyma işlemi ile kanal hazırlığı gerekir. Oyma sonucunda daha iyi oturma sağlanması sayesinde rotasyonel stabilite açısından avantajlı olduğu ve osteotomi yapılacak hastalarda kullanılabileceği bildirilmiştir. Dezavantajları olarak artmış maliyet ve modüler geçiş bölgelerine bağlı komplikasyonlar sayılabilir (97). Tip 6 komponentler anatomik komponentler olup metafizyel bölgede posterior eğimli, diafizyel bölgede anterior eğimli gruptur. Her iki taraf için ayrı komponent kullanımı gerekir. Anatomik varyasyonlara göre femur kanalını belli bölgelerinin fazladan oyulması gerekebilir. Günümüzde pek tercih edilmemektedirler.

### **2.9.3. Zweymüller femoral komponenti**

#### **2.9.3.1. Tasarım prensibi ve evrimi**

Zweymüller tarafından ilk kez defa 1979'da implante edilen çimentosuz komponent tarihsel süreç içerisinde bazı aşamalardan geçmiştir. Çimentosuz olarak fikse edilmek üzere titanyum alaşımından üretilen ilk nesil femoral implantın dikdörtgen kesitli yapısı ve kemiğe yerleşim prensibi ise değişmemiştir. Dikdörtgen kesit sayesinde kemiğin içini doldurmadan fiksasyonun sağlanması amaçlanmıştır. Ayrıca oyma yapılmadan broşlama tekniği ile femoral kanal hazırlığı önerilmiştir. Böylece medüller bölgede kan dolaşımının korunması, ayrıca kemik kütlelerinin korunması amaçlanmıştır (103, 104).

Zweymüller prensibine göre tasarlanmış dikdörtgen kesitli femoral komponentler her iki planda daralan bir profile sahiptir (Şekil 6).



### Şekil 6. Zweymüller femoral komponenti profili

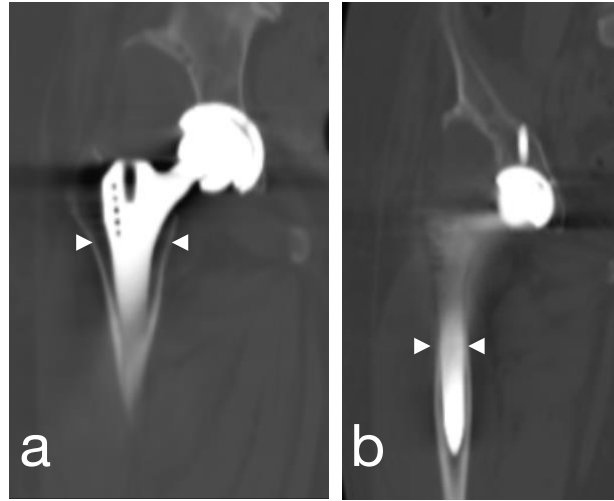
*Zweymüller femoral komponenti hem koronal (a) hem sagittal planda (b) daralan bir profile sahiptir.*

İlk versiyondan sonra 1986 yılında basamaksız (stufenlos/stepless) manasında SL-şaft olarak anılan ikinci versiyon tanıtılmıştır. Bu femoral komponentin özelliği büyüyen boyutlar ile hem uzunluğun hem de kalınlığın artmasıdır. Bu anlamda ikinci nesil olarak tanıtılan versiyon Alloclassic adıyla anılmış, 1992'den sonra yapılan minör değişikliklerle tanıtılan versiyon ise SL-Plus olarak isimlendirilmiştir. SL-Plus komponent, Alloclassic dizaynına göre proksimal bölgede bir miktar daha geniştir. Zweymüller her iki implantı ikinci nesil olarak nitelendirirken, Wick ve Lester SL-Plus komponenti 3. nesil olarak adlandırılmıştır (27).

Zweymüller femoral komponenti Titanium-Aluminium-Vanadium alaşımı olarak üretilmiş, sertliği düşük ve böylece stres kalkanı etkisi az olması hedeflenmiş bir implanttır (104).

#### 2.9.3.2. Fiksasyon prensibi ve stabilitede etkili unsurlar

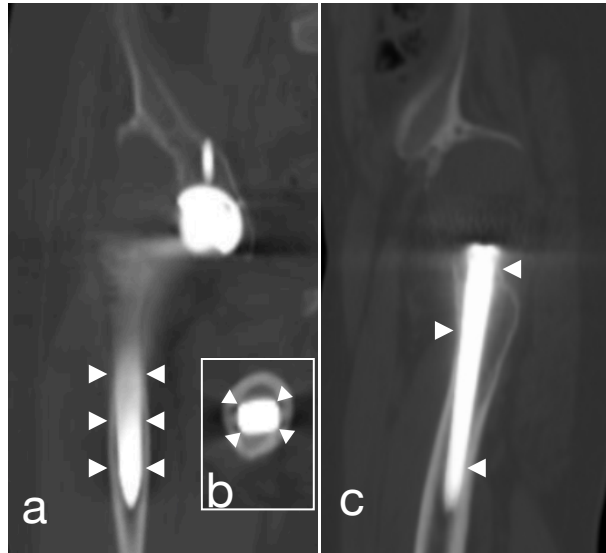
Proksimal femura tutunum anteroposterior planda metafizodiyafizer ve diyafizer olarak sağlanır. Bu anlamda proksimal femur ile temas alanı daha proksimal bölgelerde zayıftır (Şekil 7).



**Şekil 7. Zweymüller femoral komponentinin BT koronal kesit görüntüsü**

*Bilgisayarlı tomografi görüntülemesinde dikdörtgen kesitli femoral komponentin koronal kesitte korteks ile tutunumunun (ok uçları) metafizer bölgeden (a) ziyade distalde metafizodiyafizer bölgede (b) olduğu görülmektedir.*

Lateral planda ise tutunum 3 nokta tutunumu prensibine dayanmaktadır. Bu anlamda proksimal tutunumun lateral planda iki nokta ile desteklendiği ve üçüncü noktanın ise diyazifer bölgede olduğu görülmektedir (Şekil 8).



**Şekil 8. Zweymüller femoral komponentinin femoral kanala tutunumu**

*Zweymüller femoral komponentin 4 köşeli yapısıyla korteks ile koronal düzlemde metafizodiyafizer bölge ve distalinde (a) aksiyel planda (b) ve 3 nokta prensibi ile sagittal planda (c) tutunum sağladığı (ok uçları) bilinmektedir.*

Zweymüller femoral komponenti dikdörtgen kesitli yapısı sayesinde metafizodiyafizer kesim ve distalinde aksiyel planda dört köşesiyle korteks ile temas sağlar (Şekil 8-b). Bu temas sayesinde rotasyonel stabilite sağlandığı öne sürülmüştür (3, 103).

Sonuç olarak Zweymüller femoral komponentin 4 köşeli profili ile aksiyel düzlemde, 3 nokta tutunumuyla da sagittal düzlemde femura yerleştiği ifade edilmiştir. Koronal düzlemde izlenen fiksasyon ise metafizyodiafizer bölge ve distalindedir (101-103, 105). İmplantın 4 köşeli profili ve 3 nokta tutunumuyla primer stabilite sağladığı bildirilmiştir (103, 104).

Zweymüller femoral implantın sekonder stabilite sağlanması amacıyla kum püskürtme (grit-blasting) olarak bilinen teknikle kemik üzerine büyüme (bone ongrowth) için kaplaması yapılmış bir implant olup bu implant kullanıldığında sadece kemik doku ile implant fiksasyonu olabileceği, fibröz fiksasyon olamayacağı bildirilmiştir (32). Post-mortem çalışmalarda da bu implantın kullanıldığı tüm vakalarda implant kemik arayüzünde pek çok bölgede kemik doku oluştuğu görülmüş ve bu görüş teyit edilmiştir (106-108). Delaunay ise bir çalışmasında proksimal femurda implant çevresinde görülen radyolojik bulgulardan dolayı histolojik bir bulgu olmadan fibröz enkapsülasyon oluşma ihtimalinden bahsetmiştir (96).

Biyomekanik çalışmalarında Götze ve ark. Zweymüller femoral komponentin yeterli primer stabiliteyi sağladığını ifade etmiştir (109). Ayrıca post-mortem çalışmalarda yapılan histolojik incelemelerde sekonder fiksasyonun da yeterli olduğu bildirilmiştir (106-108). Bunun yanında Zweymüller femoral komponent kullanılarak primer veya sekonder koksartroz ya da revizyon sebebiyle yapılan total kalça artroplastisinde uzun dönem başarılı klinik ve radyolojik sonuçlar bildirilmiştir (1, 3, 8-11, 23, 27, 110).

Çimentosuz femoral implantların rotasyonel stabilitesini değerlendirmeyi amaçlayan çalışmalarında Effenberger ve ark. total kalça protezinde femur başının rezeke edilmesini takiben fizyolojik güç aktarımı değişikliğe uğradığını belirtmişlerdir. Rezeke edilen proksimal kısımdan aktarılan kuvvetler daha distal bölgelere taşınır. Bu değişiklikler, kansellöz ve kortikal kemikteki yeniden organizasyonlarla takip edilebilir. Aktarılan kuvvetler yürüme, ayakta durma ve merdiven çıkma esnasında yerleştirilmiş femoral stem üzerinde yüksek torsiyonel moment veya tork kuvveti uygularlar. Bu torsiyonel kuvvet deformasyona ve hatta stemde kırılmaya sebep olabilir. Femoral stemin kuvvet kolu stemin mediolateral çapı ile ilgili



olup bu çap kortikal kemiğe aktarılan kuvvet kolunu teşkil ettiğinden çapın artmasıyla aktarılan kuvvet azalmaktadır ve böylece rotasyona karşı direnç de artmaktadır. Bundan dolayı kemiğe tutunumu sağlayan bölgede mediolateral çapı küçük olan protezler, kemiğe daha fazla torsiyonel güç iletir ve bundan dolayı daha az dirençlidir. Öte yandan protezin kortikal desteği stabilite ve kuvvet aktarımı için çok önemlidir ve protez kemik temas alanı arttıkça yüzey yükü azalır. Bu teorilerini klinik sonuçlarıyla birleştiren yazarlar Zweymüller tipi femoral stemin dikdörtgen profili ve geniş metafizyel yapısı sayesinde yeterli rotasyonel stabilite sağladığı çıkarımında bulunmuştur (111).

### **2.9.3.3. Femoral implant boyutu ve yüzey materyali seçenekleri**

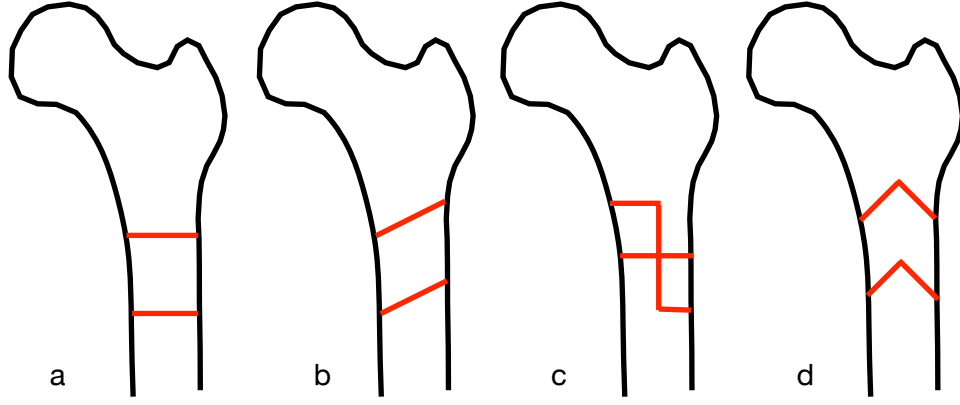
SL-PLUS™ (Smith&Nephew, Memphis, TN, ABD) standart olarak en kısası 128 mm olan 14 boyda sunulmakta olup displastik kalçalar için ek olarak 2 küçük boy daha sunulmaktadır. Bu komponentlerin en kısası -3 boy olan implant 122 mm uzunluğundadır.

Literatürde Zweymüller femoral komponent kullanıldığında görülen aseptik gevşemenin polietilen aşınması kaynaklı olduğu anlaşıldığı için (96) eklem yüzeyi rekonstrüksiyonunda aşınmaya daha dirençli seramik veya ileri derecede çapraz bağlı polietilen (XLPE) kullanılması önerilmiştir (9).

### **2.10. Kısaltma osteotomisi teknikleri**

Yüksekte kalçalarda femoral kısaltma osteotomisi için çeşitli teknikler sıralanmıştır. Bunlar arasında transvers, oblik, Chevron ve basamaklı (step-cut) osteotomi teknikleri öne çıkmaktadır (15, 20, 21, 112, 113) (Şekil 9).

Biyomekanik bir çalışmada osteotomi tipleri ile stabilite arasında anlamlı bir fark saptanmadığı bildirilmiştir (21). Götze ve ark. ise stabilitenin kullanılan implantın kesitsel geometrisi ve rotasyonel stabilitesi ile ilgili olduğunu bildirmiştir (109). Transvers osteotomi ise kısaltma miktarının veya rotasyonun anlık olarak ayarlanmasına imkân tanması ve daha kolay bir teknik olması sebebiyle tercih edilmektedir (20).



**Şekil 9. Çeşitli osteotomi teknikleri**

*a. Transvers, b. Oblik, c. Basamaklı, d. Chevron.*

### 2.11. Displastik kalça artroplastisinde dikkat edilecek unsurlar

Displaziye bağlı artrozun artroplasti ile cerrahi tedavisinde en önemli etkenin hasta seçimi olduğu bildirilmiştir (75). Başka bir tedavi seçeneği kalmamış hastalar için total kalça artroplastisi seçeneği oldukça yüz güldürücü sonuçlar verebilmektedir (9, 13, 18, 84, 112).

Displastik kalçalarda kalça anatomisinde bazı değişiklikler dikkat çeker. Femur başı deforme ve küçük, boynu dar ve kısa, değişken anterotasyonda, büyük trokanter küçük ve genelde posterior yerleşimli, kanal dardır. Proksimal femoral kanaldaki eğim ve darlık kanal hazırlığı aşamasını zorlaştırabilir. Proximale migre olmuş femur başı durumunda asetabulum gelişmemiş ve deforme durumdadır. Bu hastalarda femur başı ileumda yalancı asetabulum oluşumuna sebep olabilir (75) (Şekil 10).



**Şekil 10. Yalancı asetabulum görüntüsü**

*Kraniyal yönde migre olmuş femur başı gluteal kas içine yerleşebileceği gibi ileumda yalancı asetabulum oluşumuna da sebep olabilir (ok ucu).*

Abduktor kaslar gelişmemiş ya da normalden daha transvers şekilde dizilim göstermiştir. Adduktor, psoas, hamstring ve rektus femoris kasları ise genellikle kısadır. Kapsül uzamış ve etkisizdir. Siyatik sinir hiçbir zaman olması gereken uzunluğa erişmemiştir ve gerilme yaralanmalarına duyarlıdır. Bazı yazarlar postoperatif plejilerden uzatma miktarını sorumlu tutmuş ve 4 cm üzeri uzatmaları önermemişken bazı yazarlar durumun uzatma miktarı ile ilişkili olmadığını ve cerrahi esnasında bası altında kalma veya zorlanmaya bağlı olduğunu iddia etmişlerdir (75). Yüksekte kalçalarda uzatma miktarının ameliyat öncesinde hesaplanması, osteotomi planı yapılması ve bacak boy eşitliği sağlanması açısından önemlidir (75, 114).

Cerrahi esnasında belirtilen anatomik değişikliklere bağlı olarak geniş kapsülektomi, psoas, rektus femoris ve adduktor tenotomileri gerekebilir. Ne var ki unutulmaması gereken en önemli noktalardan biri cerrahi giriş ve cerrahi teknik esnasında olabildiğinde kas koruyucu bir cerrahinin rekonstrükte implantı ve kemik yapıları yüklenme koşullarını koruyucu etkisi olduğudur (74). Bundan dolayı yüksek kalçalarda geniş yumuşak doku rezeksiyonu yerine femur kısaltma osteotomisi uygulaması tercih edilebilir. Böylece siyatik sinir gerginliği ve kas yapılarına zarar oluşturmadan anatomik rekonstrüksiyon sağlanabilir (115).

Yüksekte kalçaların anatomik rekonstrüksiyonunda femurun distale translasyonuna engel olan en önemli yapılar olarak hamstring ve rektus femoris bildirilmiştir (115). Belirtildiği gibi gerginliğin çok olduğu durumlarda osteotomi tercih edilerek yumuşak doku gevşetmesinden kaçınılabilir.

Sığ asetabulum genellikle geniş çaplı asetabüler komponent kullanılmasını olanaksız kılar. Ayrıca seçilen implant boyuna göre yeterli polietilen kalınlığının tercih edilmesi de aşınmadan korunmak için önem taşımaktadır. Asetabüler komponent yerleştirilirken bahsedilen biyomekanik koşullardan dolayı anatomik rekonstrüksiyonun amaçlanması yanında bazı teknik zorlukları getirmiştir. Kemik stoğunun lateral örtüm için az olması ve komplikasyon oranları yüksek olan greftlerin kullanılmayarak rekonstrüksiyon amaçlanması özellikle Crowe tip 2 ve 3 kalçalarda küçük komponent veya asetabüler greft kullanılmasını gerektiren ana unsurlar olmuştur. Ancak anatomik rekonstrüksiyonun sağlayacağı yeterli bacak boyu uzatımı, biyomekanik daha uygun sonuçlar, daha iyi abduktor kas fonksiyonu ve lateral örtüm için az olsa da diğer alanlarda daha yeterli kemik stoğu sağlanması pek çok yazarın bu

metodu tercih etmesini sağlamıştır. Crowe tip 4 kalçalarda ise asetabulum displastik olmakla birlikte superior kenarı tam olarak silinmemiştir ve küçük komponent kullanmak suretiyle greft gereği kalmadan gerçek asetabulumu rekonstrüksiyon yapılabilir (13, 75, 116).

Transasetabüler vida kullanılması asetabüler kenar yetersizliği ve osteopeni sebebiyle genel olarak önerilmektedir. Ancak displazik anatomik yapılar sebebiyle Liu ve ark., vida gönderilmesi güvenli bölgelerin normalden daha dar bir alan olduğu bildirmiştir. Posteriosuperior kadranın medial kısmına vida gönderilmesinin obturator damarlara zarar riski taşıdığı ifade edilmiştir (75).

### 3. Hastalar Ve Yöntem

#### 3.1. Hasta seçimi

Çalışma retrospektif olarak Crowe tip 3 veya 4 displastik kalça sebebiyle opere edilmiş hastaların klinik ve radyolojik değerlendirmesini yapmak üzere hastane etik kurulunun onayının alınmasını takiben başlatıldı. Ekim 2011 ile Kasım 2016 tarihleri arasında kısaltma osteotomisi yapılarak total kalça protezi uygulanmış Crowe tip 3 ve 4 displastik kalçalı hastalar tespit edildi. Amaca uygun olarak dikdörtgen kesitli kum kaplamalı (grit-blasted) çimentosuz SL-PLUS™ (Smith&Nephew, Memphis, TN, ABD) uygulanmış ve transvers osteotomi hattına herhangi bir tespit yöntemi veya greft uygulanmamış hastalar çalışmaya dahil edildi. Daha önce aynı taraf kalça veya pelvisten opere olmuş (n=6), radyografik kayıtlarında eksikler olan (n=14) veya ulaşılamayan hastalar (n=5) çalışma dışında bırakıldı. Kriterlere göre çalışmaya 41 hastanın 50 kalçası dahil edildi.

#### 3.2. Cerrahi teknik ve klinik takip süreci

Ameliyat planlamasında preoperatif şablonlama sistemi kullanıldı ve anatomik kalça merkezinin restore edilmesi amaçlandı. Tüm hastalarda anterolateral yaklaşım ile kalça eklemine ulaşıldı. Asetabulum hazırlanırken asetabüler fossa referans kabul edilerek medial yönde derinleştirildi. Asetabüler komponentin küçük kullanılmasına yönelik tercihe rağmen displazi sebebiyle komponentin tam hemisferik örtümü sağlanamamakla birlikte asetabüler komponentin %60'dan fazla örtümünün sağlandığı durumlarda komponent stabil kabul edildi. Hiçbir hastada asetabüler greft kullanılmadı. Press-fit yerleştirilen asetabüler komponente 1 ila 3 kubbe vidası uygulandı. Asetabüler komponent olarak Reflection® (Smith&Nephew, Memphis, TN, ABD) veya EP-FIT PLUS™ (Smith&Nephew, Memphis, TN, ABD) kullanıldı. Asetabüler implantın 46 mm kullanılabilirdiği hastalarda seramik yüzey tercih edilirken, 46 mm'ye ulaşılamayan durumlarda seramik baş opsiyonu olmadığı için ileri derecede çapraz bağlı polietilen yüzey kullanıldı. Kalçanın redükte edilmesi amacıyla gereğinde anterior kapsül eksizyonu ve linea asperadan iliopsoas ve gluteus maksimus kası gevşetmesi yapıldı. Subtrokanterik femur kısaltma osteotomisi için tüm hastalarda transvers osteotomi tercih edildi. Kısaltma miktarı preoperatif ölçümler göz önünde bulundurularak intraoperatif faktörler ve örtüşme (overlapping) tekniği ile belirlendi. Femoral komponentin

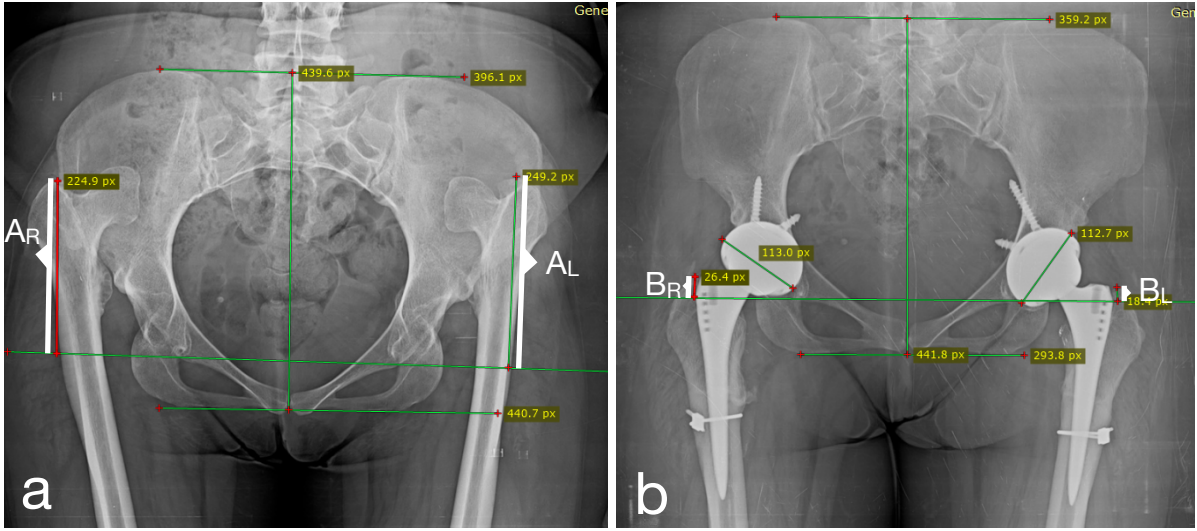
osteotomi hattını en az %50 oranında geçmesi planlandı. Osteotomi hattını tespit etmek için bir fiksasyon yöntemi veya osteotomi hattında greft kullanılmadı. Osteotomi hattı distalindeki parçada kırık riskine karşı bazı hastalarda profilaktik serklaj kablosu kullanıldı. Proksimal parçada kırık veya kırık oluşma riski farkedilmesi durumunda serklaj kablosu kullanıldı.

Postoperatif dönemde hastalar erken dönemde pasif egzersizlere başlatıldı ve 6 hafta boyunca çift koltuk değneği ile mobilize edildi. Kaynama için klinik ve radyografik değerlendirme birlikte yapıldı. Radyografik olarak AP pelvis ve AP kalça grafilerinde ilerleyici kallus görülmesi, osteotomi hattının korteks bütünlüğünün sağlanması, klinik olarak yük verme ile ağrı olmaması kaynama lehine değerlendirildi. Bu şekilde hastalar 6 haftadan sonra basarak mobilize edildi ve seri takiplere devam edildi. Tüm hastalara postoperatif olarak aynı rehabilitasyon protokolü uygulandı.

### **3.3. Klinik ve radyografik verilerin toplanması, radyografik ölçüm ve değerlendirmeler**

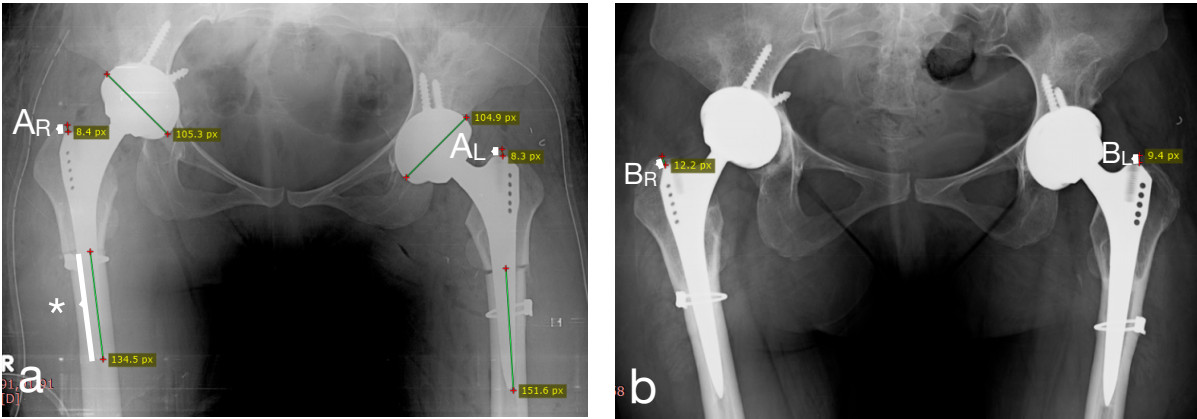
Hastaların demografik bilgileri, taraf bilgileri, ameliyat notlarından kullanılan komponent boyutları ve çeşitleri ile osteotomi ile çıkarılan segment uzunluğu kaydedildi. Hastaların preoperatif ve postoperatif Harris kalça skoru ile (HKS) vizüel analog skala (VAS) skorları tespit edildi. Postoperatif HKS sonuçları >90 ise mükemmel, 80-89 ise iyi, 70-79 ise makul, <70 ise kötü olarak kategorize edildi (117). Preoperatif, erken postoperatif, seri takip ve son kontrol AP grafileri belirlendi. Preoperatif ve postoperatif ölçümler arası karşılaştırma için grafilerde ölçülen ortak parametre olan pelvis yüksekliği ölçümü kullanıldı. Postoperatif grafilerdeki ölçümlerde büyütme katsayısı asetabüler komponent ölçülerek hesaplandı.

Radyografik incelemelerde Crowe tipi, preoperatif ve postoperatif radyografik bacak uzunluk farkı, trokanter indirme miktarı (Şekil 11), ilk 6 ay ve son kontrolde femoral komponent çökme (subsidence) miktarı ve bunların birbirine oranı, femoral komponentin osteotomi hattını geçme miktarı (Şekil 12) ve bunun tüm komponent uzunluğuna oranı, osteotomi hattının 1 cm proksimali ve distalinde medullanın femoral komponentle dolum oranı yüzdesi (Şekil 13), asetabüler inklinasyon açısı (Şekil 14) ölçüldü.



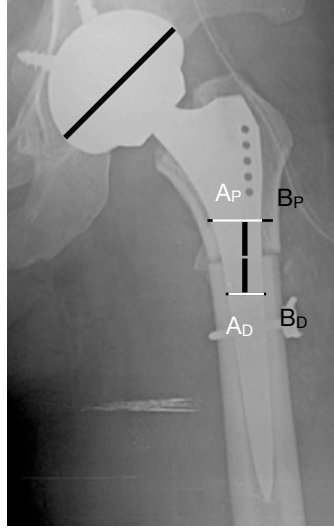
**Şekil 11. Radyolojik uzunluk farkı ve trokanter indirme miktarı ölçümleri**

*Preoperatif (a) ve postoperatif (b) pelvis AP görüntülerinde radyolojik bacak uzunluk farkı ( $|A_R-A_L|$ ;  $|B_R-B_L|$ ) ve trokanter indirme miktarı ( $A_R-B_R$ ;  $A_L-B_L$ ) ölçüldü.*



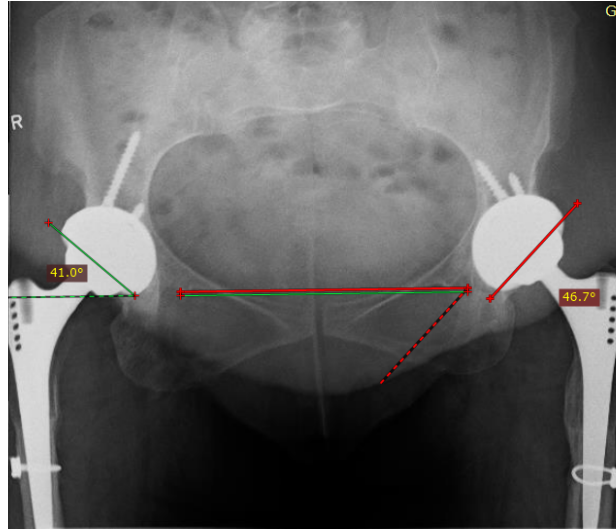
**Şekil 12. Çökme ve femoral komponentin osteotomi hattını geçme miktarının ölçümü**

*Postoperatif pelvis AP görüntülerinde çökme (subsidence) (asetabüler komponente göre orantılanarak  $A_R-B_R$ ;  $A_L-B_L$ ) ve femoral komponentin osteotomi hattını geçme miktarı (a;\*) ölçüldü.*



### Şekil 13. Femoral kanal dolum oranlarının ölçümü

*Osteotomi hattının 1 cm proksimali ( $A_P/B_P$ ) ve distalinde ( $A_D/B_D$ ) femoral komponentin genişliğinin medüller kanal genişliğine oranı hesaplandı.*



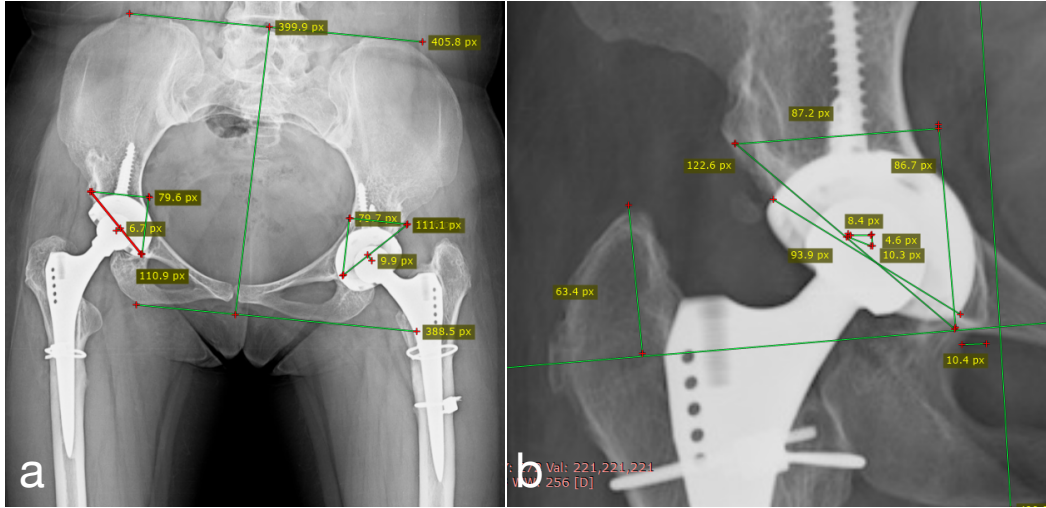
### Şekil 14. İnklinasyon açısı ölçümü

*Postoperatif pelvis AP görüntülerinde asetabüler inklinasyon açısı belirlendi.*

Radyolojik gevşeme kriteri olarak femoral komponent için osteoliz veya metafizyel Gruen bölgelerinde radyolüsen hat görülmesi, asetabüler komponent için osteoliz veya tüm DeLee ve Charnley bölgelerinde  $>2$  mm radyolüsen hat varlığı,  $4^\circ$ 'nin üzerinde açı değişimi veya 3 mm üzerinde migrasyon olması durumunda asetabüler komponent gevşemesi lehine değerlendirildi. Klinik olarak ise radyolojik bulgulara eşlik eden ağrının değerlendirilmesi planlandı.



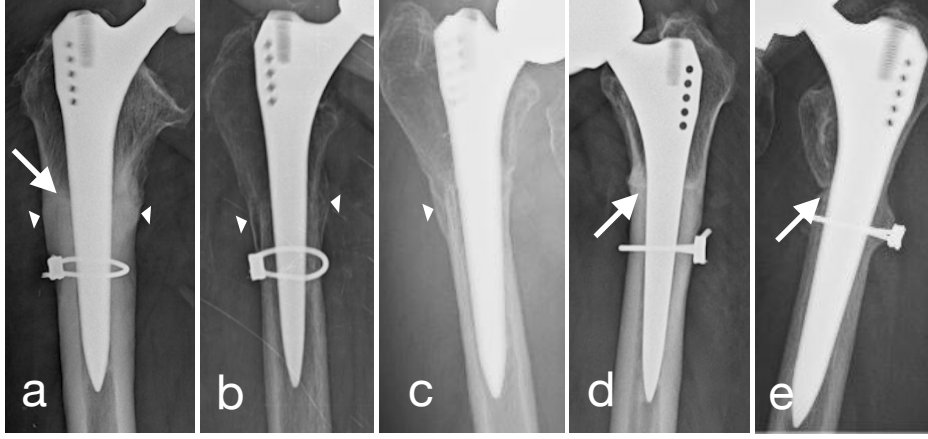
Ayrıca femoral komponent dizilimi, rekonstrükte femur başı rotasyon merkezinin Ranawat üçgenine göre konumu (Şekil 15) (118), son radyografik görüntülemelerde Gruen bölgelerine göre femoral (25); DeLee ve Charnley (26) bölgelerine göre asetabüler komponent çevresinde radyolüsen ve radyodens hat mevcudiyeti ile femoral komponentte kemik atrofisi veya dansite artışı mevcudiyeti değerlendirildi. Femoral komponent diziliminde klinik olarak anlamlı kabul edilen  $>5^\circ$  varus dizilimi saptanan hastalar belirlendi (119).



### Şekil 15. Femur başı rotasyon merkezi rekonstrüksiyonunun değerlendirilmesi

*Postoperatif pelvis AP görüntülerinde Ranawat'a göre femur başı rotasyon merkezini gösteren üçgen çizilerek rekonstrükte femur başının bu üçgene göre pozisyonu değerlendirildi.*

Seri radyografik görüntülemelerde osteotomi hattında  $<2$  mm lineer radyolüsen hat görülmesi, takip görüntülerinde herhangi bir zamanda osteotomi hattında kallus dokusunun hipertrofik olması veya son kontrol grafisinde Gruen bölgelerine göre femoral komponent çevresinde radyolüsen hat görülmesi durumları hasta bazında belirlendi (Şekil 16).



### Şekil 16. Değerlendirme kriteri olarak kullanılan bazı radyolojik bulgular

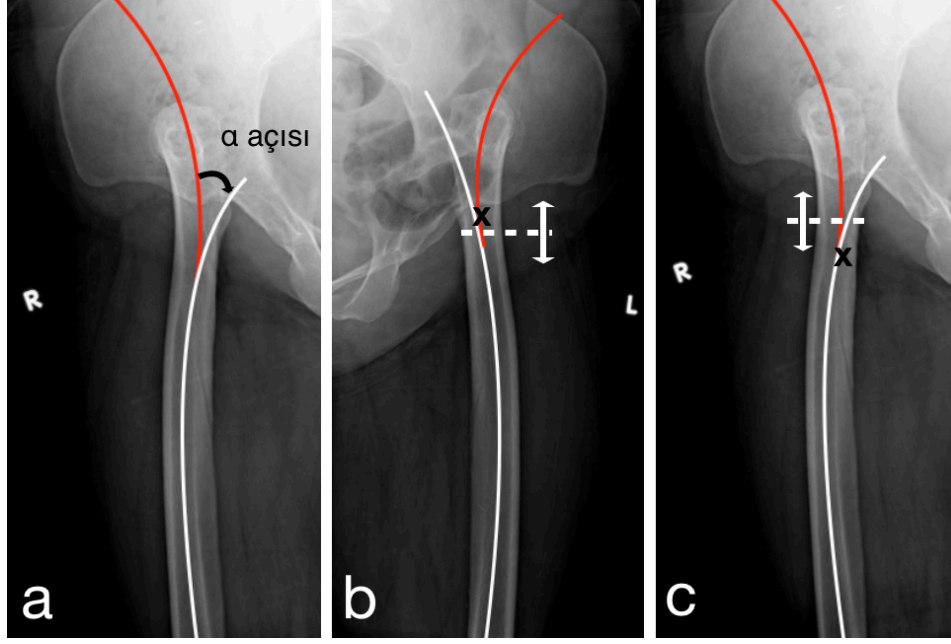
Bazı hastaların seri rutin takiplerinde pelvis AP graflerinde hipertrofik kallus (a, b, c; ok ucu) veya son kontrol graflerinde en az 1 kortekste osteotomi hattında <2 mm lineer radyolüsen hat (a, d, e; ok) gözlemlendi.

Ek olarak altı aylık graflerde kortekslerden en az birinde kallus eksikliği veya belirgin (>2mm) açıklık saptanması durumu bir kaynamanın tamamlanmaması lehine bir radyografik değerlendirme kriteri olarak uygulandı.

Zweymüller prensibindeki femoral komponentin lateral grafide 3 nokta tutunum özelliğinin, planlanan osteotomi hattına göre preoperatif şablonlama ile değerlendirilmesi için lateral grafisi olan hastalar belirlendi.

İleri düzeyde displastik kalçaların anatomik ve pozisyonel varyasyonlarından dolayı ancak 23 kişinin lateral grafisi ölçüm yapılmak üzere seçildi. Bu 23 kişilik alt grubun tüm grubu temsiliyetini teyit etmek üzere kalan 27 kişi ile ameliyat yaşı, Crowe tipi, ameliyat edilen taraf, VKİ, radyolojik ekstremitte uzatma miktarı, trokanter indirme miktarı, komplikasyon varlığı, preoperatif ve postoperatif HKS ve takip süresi değişkenlerine göre ilişkisi değerlendirildi.

Lateral graflerde Noble ve ark. (34) tarafından gösterilen şekilde diyafizer posterior eğimi ve metafizer anterior eğimi takip eden arklar arasındaki alfa ( $\alpha$ ) açısı ölçümü ile bu arkların kesişim noktasının trokanter minöre göre konumu belirlendi (Şekil 17) (35).

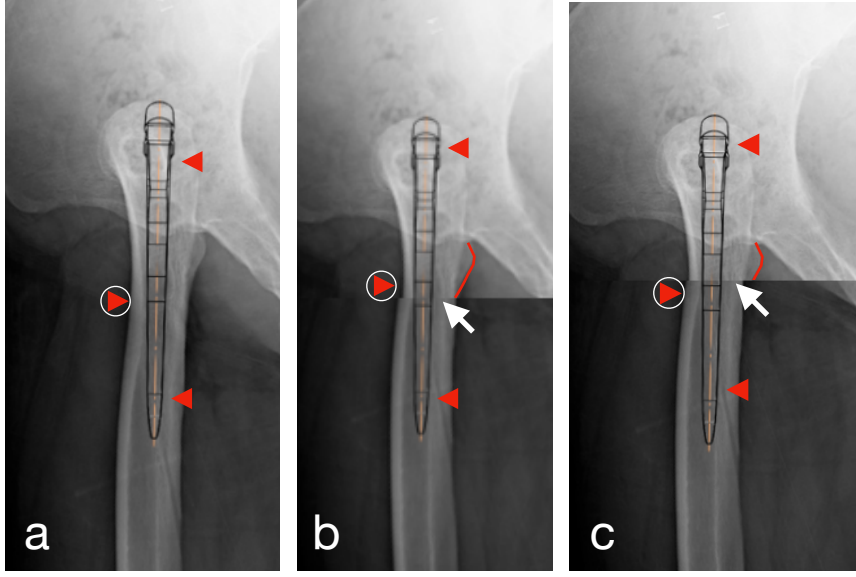


**Şekil 17. Alfa açısı ölçümü ve femoral arkların kesişim seviyesinin belirlenmesi**

*Femoral diyafizer anterior eğimi ve metafizer posterior eğimi takip eden, medullayı ikiye ayıracak şekilde arklar çizilerek bu arklar arasında kalan alfa açısı (a) ile kesişim noktalarının (x) trokanter minörün en alt noktasından geçen horizontal çizgiye göre daha proksimalde (b) veya distalde (c) olup olmadığı belirlendi.*

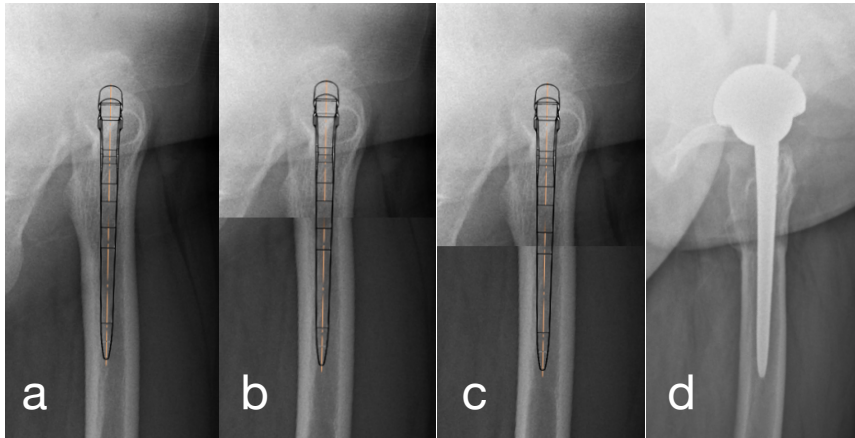
Bu konumun nominal bir veri olarak trokanter minör seviyesinin bitimine kadar veya daha distalinde olmasına göre kaydı alındı.

Ayrıca dijital ortama aktarılmış femoral komponentin lateral şablonlarının radyografik preoperatif lateral görüntülere şablonlanmasıyla 3 nokta tutunumunun sağlanıp sağlanmadığı ve 2. nokta tutunumunun durumu değerlendirildi. Hastaların tamamında osteotomi planlandığından; 2. tutunum noktasının osteotomi hattının seviyesinden etkilenip etkilenmediği ek olarak incelendi. Bu inceleme sonucunda hasta bazlı proksimal femur anatomisindeki varyasyonlara bağlı olarak osteotomi seviyesinin lateral plandaki 3 nokta tutunumuna etkili olabileceği görüldü (Şekil 18). Bunun yanında bazı hastalarda anatomik özelliklerden dolayı 2. noktanın osteotomi seviyesinden bağımsız olarak osteotomi hattı proksimalinde korteks ile sıkı (<2 mm) bir temas sağlayamadığı (Şekil 19), bazı hastalarda ise bunun aksine muhtemel osteotomi seviyesinden bağımsız olarak 2. noktanın korteks ile sıkı temasının osteotomi seviyesi proksimalinde sağlanabildiği (Şekil 20) görüldü.



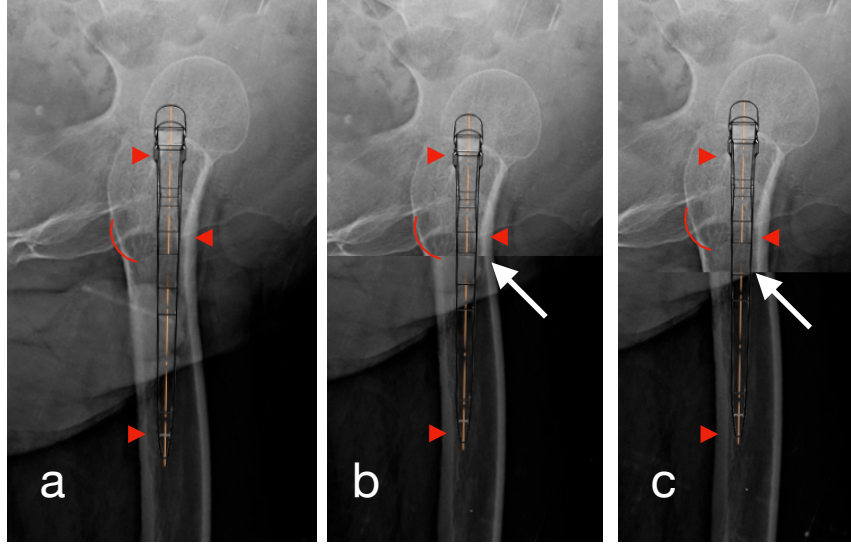
**Şekil 18. Osteotomi seviyesine göre 2. tutunum noktasının konumu**

*Lateral grafide 3 tutunum noktasından orta seviyedeki 2. tutunum noktasının (a; çemberlenmiş ok ucu) osteotomi hattının proksimali (b) veya distalinde (c) kalması, hasta anatomisine bağlı faktörlere ve osteotomi hattının (b ve c; ok) hangi seviyede (çizilmiş hat: trokanter minör) yapılacağına bağlı olarak değişiklik gösterebilmektedir. Şekil 18-c ile karşılaştırıldığında şekil 18-b'de görüldüğü gibi osteotominin trokanter minör hizasından daha distalde yapılması ile 2. tutunum noktası osteotomi hattının proksimalinde kalmıştır.*



**Şekil 19. Üç nokta tutunumu osteotomi seviyesinden bağımsız simüle edilemeyen durumlar**

*Bazı hastalarda preoperatif osteotomi planlaması trokanter minörün alt hizasından (b) veya daha distalinden (c) yapılacak olsa da ikinci nokta tutunumunun osteotomi hattı proksimalinde korteks ile sıkı bir temas sağlayamadığı görülmüştür. Hastanın postoperatif lateral grafisinde de 2. tutunum noktasının korteks ile yakın temas gerçekleştirilemediği görülmektedir (d).*



**Şekil 20. Üç nokta tutunumu osteotomi seviyesinden bağımsız simüle edilebilen durumlar**

*Bazı hastalarda preoperatif osteotomi planlaması trokanter minörün (çizgiyle sınırlanmış) alt hizasından (b) veya daha distalinden (c) yapılacak olsa da ikinci nokta tutunumunun osteotomi hattı (ok) proksimalinde korteks ile sıkı bir temas sağlayabildiği görülmüştür.*

Bu faktörlerden dolayı preoperatif şablonlamadan sonra ayrıca intraoperatif çıkarılan segment uzunluğu, osteotomi seviyesi ve implantın bu seviyeyi geçme miktarı göz önüne alınarak şablonlama tekrarlandı ve sonuçlar nominal veriler olarak not edilerek radyografik ve klinik bulgularla ilişkisi istatistiki olarak değerlendirildi.

### **3.4. İstatiksel değerlendirme**

Veriler SPSS 23.0 istatistik paket programı aracılığıyla değerlendirildi. Ölçüm ile belirtilen değişkenlerin normal dağılıma uygunluğuna Shapiro-Wilkinson testi ile bakıldı. Normal dağılıma uygun çıkan değişkenlerin tanımlayıcı istatistikleri ortalama±standart sapma, normal dağılıma uymayan değişkenlerin tanımlayıcı istatistikleri ortanca (min, mak) olarak hesaplandı.

Hastalarda osteotomi hattında kaynama değerlendirmesi ve pre- ve postoperatif HKS ve VAS skor sonuçlarında ve pre- ve postoperatif bacak uzunluk farklarında anlamlı değişim olup olmadığı istatistiki olarak incelendi. Bağımlı grupların analiz edildiği ameliyat öncesi ve sonrası değerlerin karşılaştırıldığı bu testlerde Wilcoxon testi kullanılmıştır.

Hastaların şablonlama sonuçları, femoral komponentin osteotomi hattını geçme miktarı ve bunun tüm komponent uzunluğuna göre yüzdesi, takip süresi, lateral grafide alfa açısı sayısal değerleri ve alfa açısının ortalama değerinden  $\pm 2,5^\circ$  sapma gösteren uç değerlerin ve arkların kesişim noktasının konumunun nominal veri olarak istatistiki ilişki açısından ilk 6 ayda kaynamanın tamamlanıp tamamlanmamış olması, son kontrolde osteotomi hattında  $< 2$  mm lineer radyolüsen hat görülmesi, iyileşme aşamasında hipertrofik kallus görülmesi, son kontrolde Gruen bölgelerinin herhangi birinde radyolüsen hat görülmesi durumları ve son HKS, HKS'deki değişim miktarı, son VAS skoru, VAS skorundaki değişim miktarı ve femoral komponentte görülen çökme (subsidence) miktarı ile ilişkisinin analizi yapıldı. Bu amaçla kategorik değişkenlerin analizinde Pearson ki-kare testi ve Fisher'in kesin testi kullanılırken bağımsız grupların analizinde normal dağılıma uygunluğuna göre Student-t testi veya Mann-Whitney U testi kullanıldı. İki ölçüm değişkeninin kıyaslanmasında Spearman korelasyon testi kullanıldı. İstatistiksel anlamlılık değeri  $p < 0.05$  olarak kabul edildi.

## 4. Bulgular

### 4.1. Demografik ve tanımlayıcı bulgular

Çalışmaya dahil edilen 41 hastadan 9 kişi bilateral opere edilmişti ve toplamda 29 sol, 21 sağ kalça operasyonu yapılmıştı. Kalçaların 45'i Crowe tip 4 (%90), 5'i Crowe tip 3 (%10) idi. Ortalama takip süresi  $41,6 \pm 17,8$  aydı (min:24, mak:87, med:39).

Demografik bilgiler Tablo 1'de paylaşılmıştır.

Tablo 1. Demografik bilgiler

Değişken	Değer
Yaş (ort $\pm$ SS)	40,5 $\pm$ 12
Cinsiyet, sayı (%)	
Kadın	47 (%94)
Erkek	3 (%6)
VKİ (kg/m <sup>2</sup> , ort $\pm$ SS)	25,2 $\pm$ 3,8

Elli hastanın tamamında SL-PLUS™ femoral ve EP-FIT PLUS™ (n:37) veya Reflection® (n:13) asetabüler komponent kullanılmış olup, kullanılan asetabüler ve femoral implantlara ait boyut ve materyal bilgileri Tablo 2'de gösterilmiştir.

Tablo 2. Kullanılan femoral ve asetabüler komponentlerin ve linerların boyut ve materyal bilgileri

Komponent	Femoral komponent					Asetabüler komponent				Liner	
	-3	-2	-1	0	1	40 mm	42 mm	44 mm	46 mm	Seramik	PE
Hasta sayısı (%)	31 (%60)	10 (%19)	6 (%12)	3 (%6)	2 (%4)	10 (%19)	5 (%10)	1 (%2)	36 (%69)	35 (%67)	17 (%33)

PE: Polietilen

## 4.2. Klinik sonuçlar

Hastaların preoperatif Harris kalça skoru ortalaması  $44,2 \pm 14,5$  iken son kontrolde  $92,5 \pm 7,8$  olarak tespit edildi ( $p < 0,05$ ). Ağrı değerlendirme için yapılan VAS (Visual analog skalası) skoru preoperatif olarak  $8,3 \pm 1,7$  iken postoperatif dönemdeki son kontrolde  $1 \pm 0,9$  olarak tespit edildi ( $p < 0,05$ ) (Tablo 3).

Tablo 3. Pre- ve postoperatif skorların karşılaştırılması

Skor	Preoperatif sonuç	Postoperatif sonuç	p-değeri*
HKS*	$45 \pm 14$	$92 \pm 7,8$	$p=0,0001$
VAS*	$8,3 \pm 1,7$	$1 \pm 0,9$	$p=0,0001$

Ort  $\pm$  SS. \*: Wilcoxon testi uygulanmıştır.

Son kontrolde HKS, 34 (%68) hastada mükemmel ( $>90$ ), 10 (%20) hastada iyi (80-89), 6 (%12) hastada makul (70-79) seviyedeydi.

Preoperatif olarak hastaların tamamında Trendelenburg bulgusu pozitif iken postoperatif olarak 2 hastada pozitif olarak saptandı.

## 4.3. Radyografik sonuçlar

### 4.3.1. Preoperatif ve postoperatif AP grafiye göre yapılan ölçümler

#### 4.3.1.1. Radyografik değerlendirme kriterlerinin sonuçları

Preoperatif radyolojik bacak boyu uzunluk farkı tüm hastalar için ortalama  $2,9 \pm 2,5$  cm, unilateral displazisi olan hastalar için ortalama  $5,9 \pm 1,7$  cm idi. Postoperatif radyolojik bacak boyu uzunluk farkı tüm hastalar için ortalama  $0,8 \pm 0,6$  cm idi ( $p < 0,05$ ) (Tablo 4).

Tablo 4. Bacak boyu uzunluk farkı

Değişken	Preoperatif fark	Postoperatif fark	p-değeri*
Bacak boyu farkı (cm)	$2,9 \pm 2,5$	$0,8 \pm 0,6$	* $p=0,0001$

Ort  $\pm$  SS. \*: Wilcoxon testi uygulanmıştır.



Radyolojik ölçülen trokanter indirme miktarı  $6,6\pm 1,6$  cm idi. İntraoperatif kısaltılan segment  $2,8\pm 0,4$  cm, radyolojik ekstremité boyu uzatma miktarı  $3,2\pm 1,3$  cm idi.

Bir hasta (%2) dışında tüm hastalarda osteotomi hattında kaynama görüldü. Hastaların 17'sinde (%34) posteoperatif seri röntgenlerden en az birinde hipertrofik kallus saptandı. Hastaların 22'sinde (%44) 6 aylık kontrol grafisinde kortekslerden en az birinde kallus eksikliği veya belirgin ( $>2$ mm) açıklık saptandı. Kaynamama olan 1 hasta dışında tüm hastalarda (%98) 12 aylık dönemde klinik ve radyolojik olarak kaynama tamamlanmış olarak değerlendirildi. Klinik ve radyolojik olarak kaynama tamamlanmış kabul edilen hastaların 19'unda (%38) son kontrol grafisinde en az bir kortekste  $<2$  mm lineer radyolüsen hat tespit edildi. Kriter olarak analizi yapılan radyografik bulgular Tablo 5'te gösterilmiştir.

Tablo 5. Radyografik bulgular

<b>Bulgu</b>	<b>Hasta sayısı (%)</b>
İlk 6 ayda kaynama tamamlanmamış	27 (%54)
Herhangi bir zamanda hipertrofik kallus	17 (%34)
Son kontrol grafisinde osteotomi hattında $<2$ mm lineer radyolüsen hat	22 (%44)
Son kontrolde grafisinde femoral komponent çevresinde radyolüsen hat	19 (%38)

Kalçanın AP grafisinde medullanın femoral stem ile dolum oranının veya femoral komponentin osteotomi hattını geçme yüzdesinin radyografik bulgular olarak değerlendirilen parametrelerin hiçbiri ile anlamlı ilişkisi olmadığı tespit edildi ( $p>0,05$ ).

Takip süresinin radyografik bulgular olarak değerlendirilen parametrelerin hiçbiriyle anlamlı ilişkisi saptanmadı ( $p>0,05$ ).

Hiçbir hastada klinik bulgu veren heterotopik ossifikasyon saptanmamış olmakla beraber hastaların son kontrol grafilerinde Brooker sınıflamasına göre 3 hastada (%6) tip 1, 5 hastada (%10) tip 2 heterotopik ossifikasyon gözlemlendi.

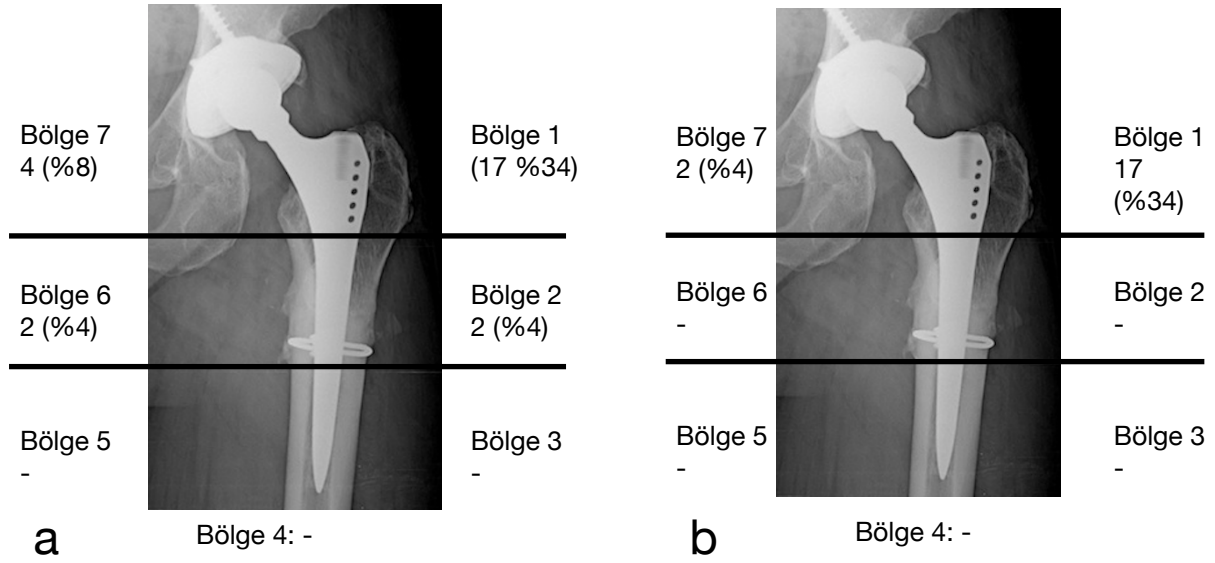
#### 4.3.1.2. Asetabüler komponente yönelik sonuçlar

Asetabüler komponenti çevreleyen kemik bölgede DeLee ve Charnley bölgelerine göre herhangi bir bölgede radyolüsen hat görülen hasta sayısı 5 (%10) idi. Bu hastaların 1'inde (%2) bölge 1'de, 4'ünde (%8) bölge 2'de, 5'inde (%10) bölge 3'te radyolüsen hat gözlemlendi. Saptanan radyolüsen hatların tamamı <2 mm idi. Radyolüsen hatlar tüm hastalarda radyodens hat ile çevrili bulundu. Hiçbir hastada osteoliz veya gevşeme saptanmadı.

Asetabüler komponent inklınasyon açısı ortalama  $44,1^{\circ} \pm 8^{\circ}$  olarak ölçüldü.

#### 4.3.1.3. Femoral komponente yönelik sonuçlar

Femoral komponenti çevreleyen herhangi bir Gruen bölgesinde radyolüsen hat bulunan hasta sayısı 19 (%38) idi. Radyolüsen hatların tamamı 2 mm'nin altında idi. Bölgelere göre dağılım Şekil 21'de gösterilmiştir.



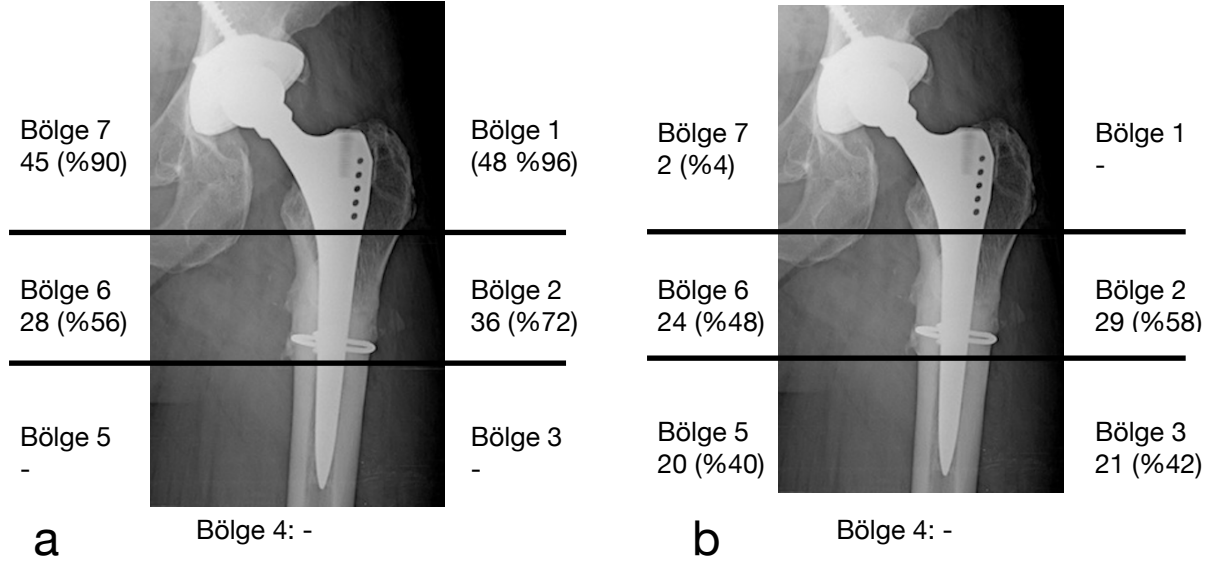
**Şekil 21. Gruen bölgelerine göre femoral komponent çevresindeki radyolüsen ve radyodens hatların dağılımı**

*Gruen bölgelerine göre femoral komponent çevresinde radyolüsen (a) ve çevreleyen radyodens hat (b) en çok bölge 1'de gözlenmiştir.*

Bir hasta dışında radyolüsen hat tespit edilen tüm hastalarda bu hattı çevreleyen radyodens hat tespit edildi. Herhangi bir Gruen bölgesinde radyodens hat bulunan hasta sayısı

18 (%36) idi. Sadece kaynamama olan hastada radyolüsen hattın radyodens hat ile çevrelenmediği görüldü. Hiçbir hastada osteoliz veya gevşeme saptanmadı.

Hastaların 48'inde (%96) herhangi bir Gruen bölgesinde kemik atrofisi saptandı. Bu durumun Gruen bölgelerine göre dağılımı Şekil 22'te gösterilmiştir.



**Şekil 22. Gruen bölgelerine göre kemik atrofisi ve hipertrofisi görülen bölgelerin dağılımı**

*Gruen bölgelerine göre femoral komponent çevresinde kemik atrofisi (a) en sık bölge 1 ve 7'de görülürken, kemik hipertrofisi (b) en sık osteotomi bölgesine denk gelen bölge 2 ve 6'da görülmüştür.*

Femoral komponenti çevreleyen kemikte dansite artışı açısından Gruen bölgelerine göre değerlendirilen hastaların herhangi bir bölgede dansite artışı görülenler 34 kişiydi (%68). Bölgelere göre dağılım Şekil 22'te gösterilmiştir.

Femoral komponent diziliminde  $>5^\circ$  varus dizilimi saptanan 2 hasta (%4) oldu. Her ikisinde de varus dizilimi  $6^\circ$  idi. Bu hastalarda radyolojik veya klinik gevşeme bulgusu saptanmadı. Osteotomi hattının 1 cm üzerinde medullanın femoral komponent ile dolum oranı  $\%75\pm 8$  iken, 1 cm altında  $\%92\pm 3$  idi.

Erken postoperatif ve son grafideki görünümüne göre ölçülen çökme (subsidence) miktarı son kontrolde  $\geq 5$  mm olan hasta yoktu. Son kontrol grafilerine göre çökme (subsidence)

miktarı ise  $2,1\pm 1,4$  mm iken ilk 6 ay sonundaki grafilere göre çökme miktarı  $1,7\pm 1,2$  mm idi. İlk 6 ayda görülen çökmenin son kontroldeki çökmeye oranı  $\%75\pm 20$  idi (Tablo 6).

Tablo 6. Çökme (Subsidence) miktarı

Ölçüm zamanı	Çökme miktarı
Altıncı ay	$1,7\pm 1,2$
Son kontrol	$2,1\pm 1,4$

*Ort ± SS*

Postoperatif grafilere osteotomi hattını geçen implant uzunluğu  $6,4\pm 0,7$  cm idi. Osteotomi hattını geçen implant uzunluğunun tüm femoral implantın uzunluğuna oranı  $\%51\pm 6$  idi. Femoral komponentin osteotomi hattını geçme oranı ile osteotomi hattının 1 cm üzerinde kanal dolmuş oranı negatif yönde anlamlı korelasyon gösterdi ( $p<0,05$ ). Femoral komponentin osteotomi hattını geçme miktarıyla son kontrol grafisinde en az bir kortekste  $<2$  mm lineer radyolüsen hat görülmesi arasında anlamlı ilişki olduğu gözlemlendi ( $p<0,05$ ). Analiz edilen bu ve diğer parametrelerin sonuçları Tablo 7’de yer almaktadır.

Tablo 7. Son kontrolde osteotomi seviyesinde lineer hat varlığının farklı etkenlerle ilişkisi

		Son kontrolde osteotomi seviyesinde lineer radyolüsen hat varlığı		p değeri*
		Evet	Hayır	
		22 (%44)	28 (%56)	
Femoral komponentin osteotomi hattını geçme miktarı (cm)	Medyan (min-mak)	6,61 (4,97-7,69)	6,19 (4,95-7,25)	<b>p=0,002</b>
Femoral komponentin osteotomi hattını geçme oranı	Medyan (min-mak)	0,53 (0,40-0,61)	0,49 (0,41-0,59)	p=0,059
Proksimal dolmuş oranı	Medyan (min-mak)	0,74 (0,60-0,86)	0,77 (0,60-0,88)	p=0,218
Distal dolmuş oranı	Medyan (min-mak)	0,92 (0,82-0,98)	0,91 (0,85-0,97)	p=0,687

\*: Mann-Whitney U testi uygulanmıştır.

#### 4.3.1.4. Femur başı rotasyon merkezinin rekonstrüksiyonu

Rekonstrükte femur başının Ranawat üçgeni metoduna göre 42 kalçada (%84) 5 mm hata payı ile anatomik olduğu, 8 kalçada (%16) nonanatomik olarak rekonstrükte edilebildiği gözlemlendi (Tablo 8).

Tablo 8. Femur başı rotasyon merkezi rekonstrüksiyonu

	<b>Hasta sayısı (%)</b>	<b>Miktar (mm)</b>
Anatomik	42 (%84)	-
Non-anatomik	8 (%16)	-
Kraniyalize	5 (%10)	12,4 ± 2,5
Kaudalize	3 (%6)	8±1,7
Medialize	1 (%2)	7
Lateralize	1 (%2)	8

Nonanatomik femur rotasyon merkezi rekonstrüksiyonu sağlanabilen hastaların 5'inde ortalama 12,4±2,5 mm kraniyalizasyon, 1'inde 7 mm medializasyon, 1'inde 8 mm lateralizasyon, 3'ünde ortalama 8±1,7 mm kaudalizasyon saptandı.

#### 4.3.2. Preoperatif lateral grafiye göre yapılan değerlendirmeler

Preoperatif lateral grafisi değerlendirilen hastalardan oluşturulan alt grubun (n:23) tüm grubu temsiliyetine yönelik yapılan incelemelerde 23 kişilik bu alt grup ile ana gruptaki diğer 27 kişilik grup arasında ameliyat yaşı, Crowe tipi, ameliyat edilen taraf, VKİ, radyolojik ekstremite uzatma miktarı, trokanter indirme miktarı, komplikasyon varlığı, preoperatif ve postoperatif HKS ve takip süresi değişkenlerine göre anlamlı fark bulunmadı (p>0,05).

Uygun lateral grafisi bulunan 23 kişilik alt grupta femoral diyafizer anterior eğim ile metafizer posterior eğimi takip eden arklar arasındaki alfa açısı  $16,8^{\circ} \pm 5,2^{\circ}$  (min:10°, mak:28°) idi. İki ark arasındaki kesişim noktası 7 kişide (%30) trokanter minörün en alt seviyesinden daha distalde idi. Lateral grafisi bulunan alt grupta preoperatif şablonlamada üç nokta tutunum prensibinin hastaların 18'inde (%78) sağlanamayacağı ön görüldü.

Alfa açısı veya alfa açısının uç değerleri ile (alfa açısı  $<14^\circ$  veya  $>19^\circ$ ) tek tek değerlendirilen radyolojik bulgular arasında anlamlı ilişki saptanmadı ( $p>0,05$ ). Femurun posterior ve anterior eğimlerini takip eden arkların kesişim noktasının seviyesiyle tek tek değerlendirilen radyolojik bulgular arasında anlamlı ilişki saptanmadı ( $p>0,05$ ). Preoperatif şablonlamada üç nokta tutunum prensibinin sağlanamayacağı ön görülen hastalarla alfa açısının uç değerleri arasında (alfa  $<14^\circ$ ;  $>19^\circ$ ) veya radyolojik bulgularla tek tek değerlendirilmeleri halinde anlamlı ilişki saptanmadı ( $p>0,05$ ).

Osteotomi seviyesi ve femoral komponent geçiş yüzdesi üzerinden yapılan şablonlamada üç nokta tutunum prensibinin sağlanamayacağı ön görülen hastalar ile farklı radyolojik bulguların ve alfa açısı uç değerlerinin ilişkisi Tablo 9’da gösterilmiştir.

Tablo 9. Şablonlama ile radyografik bulguların ilişkisi

		Şablonlamaya göre lateralde üç nokta tutunumu riskli				P değeri**
		Evet		Hayır		
		Sayı	Yüzde*	Sayı	Yüzde*	
Son kontrolde osteotomi hattında en az bir kortekste $<2$ mm lineer radyolüsen hat veya herhangi Gruen bölgesinde radyolüsen hat	Evet	17	%94,4	1	%20	<b>p=0,003</b>
	Hayır	1	%5,6	4	%80	
Son kontrolde osteotomi hattında en az bir kortekste $<2$ mm lineer radyolüsen hat veya herhangi bir dönemde hipertrofik kallus	Evet	16	%88,9	1	%20	<b>p=0,008</b>
	Hayır	2	%11,1	4	%80	
Son kontrolde osteotomi hattında en az bir kortekste $<2$ mm lineer radyolüsen hat veya herhangi bir dönemde hipertrofik kallus veya ilk 6 ayda kaynamanın tamamlanmaması	Evet	16	%88,9	1	%20	<b>p=0,008</b>
	Hayır	2	%11,1	4	%80	
Alfa açısı uç değerleri ( $<14^\circ$ veya $>19^\circ$ )	Evet	13	%65,2	2	%40	p=0,297
	Hayır	5	%27,8	3	%60	

\*: Şablonlama sonucunun yüzdesi, \*\*: Fisher’in kesin testi uygulanmıştır.

Buna göre bu hastalarda postoperatif dönemde hipertrofik kallus veya son kontrolde en az bir kortekste <2 mm lineer radyolüsen hat görülmesiyle anlamlı ilişki bulundu ( $p=0,008$ ). Aynı grupta şablonlama sonucu ile son kontrolde en az bir kortekste <2 mm lineer radyolüsen hat görülmesi veya herhangi bir Gruen bölgesinde radyolüsen hat görülmesi arasında da anlamlı ilişki bulundu ( $p=0,003$ ). Benzer şekilde aynı gruptaki hastalarda ilk 6 ayda kaynamanın tamamlanmamış olması veya hipertrofik kallus veya son kontrolde en az bir kortekste <2 mm lineer radyolüsen hat görülmesi arasında da anlamlı ilişki bulundu ( $p=0,008$ ). Alfa açısı uç değerleriyle anlamlı ilişki saptanmadı ( $p>0,05$ ).

#### 4.4. Radyografik bulgular ve klinik sonuçlar arasındaki ilişki

Femoral komponentin osteotomi hattını geçme oranı, miktarı ve medullanın femoral komponent ile dolun oranlarının preoperatif döneme göre postoperatif HKS'deki değişim miktarı, son kontroldeki HKS sonucu veya radyolojik parametreler ile anlamlı ilişkisi saptanmadı ( $p>0,05$ ).

Son kontrol grafisinde osteotomi seviyesinde lineer radyolüsen hat görülmesiyle HKS skorunun düşük olması arasında istatistiki anlamlı ilişki ( $p=0,027$ ) saptandı (Tablo 10).

Tablo 10. Postoperatif HKS sonuçlarının son kontrol grafisinde osteotomi seviyesinde lineer radyolüsen hat görülmesi ile ilişkisi

		Son kontrol grafisinde osteotomi seviyesinde lineer radyolüsen hat		p değeri*
		Evet	Hayır	
		<b>22 (%44)</b>	<b>28 (%56)</b>	
<b>Postoperatif HKS</b>	Medyan (min-mak)	91 (75-100)	97 (79,6-100)	<b>p=0,027</b>

\*: Mann-Whitney U testi uygulanmıştır.

VAS skoru değişiklik miktarının fazla olması ile femoral implant çevresinde radyolüsen hat görülmesi arasında anlamlı ilişki bulundu ( $p=0,003$ ) (Tablo 11).

Tablo 11. VAS skorundaki değişimin femoral komponent çevresinde radyolüsen hat görülmesi ile ilişkisi

		Son kontrol grafisinde femoral komponent çevresinde radyolüsen hat		p değeri*
		Evet	Hayır	
		<b>19 (%38)</b>	<b>31 (%62)</b>	
<b>VAS skorundaki değişim</b>	Medyan (min-mak)	7 (2-10)	8 (3-10)	<b>p=0,003</b>

\*: Mann-Whitney U testi uygulanmıştır.

#### 4.5. Komplikasyonlar

Herhangi bir komplikasyon görülen hasta sayısı 16 idi (%32). Görülen komplikasyonlar ve sıklıkları Tablo 12’te gösterilmiştir.

Tablo 12. Komplikasyonlar

Komplikasyon	Hasta sayısı (%)
İntraoperatif kırık	7 (%14)
Parestezi	3 (%6)
Düşük ayak	2 (%4)
İskiofemoral sıkışma	2 (%4)
Asetabüler protrüzyon	2 (%4)
Kaynamama	1 (%2)
Çıkık	1 (%2)

Beş kişide postoperatif olarak sinir arazı saptandı (%10). Bu hastaların 3’ünde (%6) femoral sinir alanında sınırlı parestezi varken 2’sinde (%6) düşük ayak son kontrolde mevcuttu.



Bir hastada (%2) düşme sonucunda postoperatif 2. ayda çıkık gözlendi ve açık redüksiyon yapıldı. Aynı hastada son kontrolde osteotomi hattında kaynamama mevcuttu. Şikâyeti olmayan hastaya ek bir cerrahi girişimde bulunulmadı.

İki hastada (%4) asetabüler komponentin protrüzyonu saptandı; her iki hastanın asetabüler komponenti takip sürecinde revize edildi.

Yedi hastada (%14) intraoperatif olarak proksimal parçada kırık oluştu ve bir adet serklaj kablosu kullanılarak tespit edildi. Postoperatif rehabilitasyon protokolünde değişiklik yapmayan bu durum tüm hastalarda başka bir komplikasyon olmadan iyileşti.

## 5. Tartışma

Bu çalışma ile Crowe tip 3 ve 4 displastik kalçalarda transvers kısaltma osteotomi yaparak ve dikdörtgen kesitli femoral komponent kullanılarak, osteotomi hattına yönelik ek bir girişim yapılmadan klinik ve radyolojik olarak başarılı sonuçlar elde edilebileceği gösterilmiştir. Ayrıca femoral komponentin osteotomi hattını geçiş miktarı gibi osteotomi seviyesi ve femoral komponentin osteotomi hattını geçiş miktarına göre yapılan preoperatif lateral şablonlamanın radyolojik bulgularla anlamlı ilişkisi olduğu saptanmıştır. Saptanan bazı radyolojik bulguların klinik sonuçlarla anlamlı ilişkisi olduğu görülmüştür.

Çalışmamızda aynı cerrahi teknik ve prensiplerle opere edilmiş 50 hastanın tamamında aynı tipte femoral komponent kullanılmıştır. Hastaların tamamında kısaltma osteotomisi yapılmış ve hiçbirinin osteotomi hattına greft veya başka bir tespit materyali uygulanmamıştır. Bu yaklaşımlarla hastalarımızda başarılı klinik sonuçlar elde edilmiştir.

Literatürde primer koksartrozun tedavisinde Zweymüller tipi femoral komponent kullanılması ile uzun dönem takiplerde yüksek başarı düzeyi ile memnuniyet verici sonuçlar alınabildiği pek çok kez bildirilmiştir (1, 3, 4, 110, 120-122). Farklı ülkelerin artroplasti verilerini derleyen bir makalede Laber ve ark. 10684 primer ve 122 revizyon kalça protezi cerrahisinde kullanılmış olan SL-PLUS™ (Smith&Nephew, Memphis, TN, ABD) implantların sonuçlarını analiz etmiş ve sonuçlara etkisi olacak bir üretim kusuruna işaret eden bulgu olmadığını bildirmiştir. Yazarlar ayrıca SL-PLUS implantların cerrahin tecrübesinden bağımsız olarak iyi sonuç vaadeden yüksek kaliteli ürünler olduğunu ifade etmiştir (123). Ancak Zweymüller tipi femoral implant ile kısaltma osteotomisi yapılmış displastik kalçalı hasta serisi bildiren yayın ve hasta sayıları azdır. Bu anlamda hasta grubunda tek tip Zweymüller femoral komponent kullanan ve osteotomi yapılmış hastaları inceleyen bir çalışmada hasta sayısı 7 olup (11) başka çalışmalarda ise aynı hasta grubu içinde farklı komponentler kullanılmıştır (10, 23). Bu çalışmalarda da hasta sayısı 20'nin altındadır. Mu ve ark. ise 71 tane Crowe tip 4 kalçada cerrahi girişimlerinin sonuçlarını bildirdikleri çalışmalarında osteotomi yaptıkları ve yapmadıkları hastaların sonuçlarını birlikte yayınlamıştır (9). Toplam 121 displastik kalçanın ortalama 9,3 yıl takibinin sonuçlarını bildirdikleri çalışmalarında Perka ve ark., tüm kalçalarda Zweymüller femoral komponent kullanmış olsa da kısaltma amaçlı osteotomi yaptıkları Crowe tip 4 kalça sayısını 6 olarak

bildirmiştir (84). Bunlar göz önüne alındığında çalışmamızın literatürde aynı cerrahi tekniğin uygulandığı ve femoral komponentlerin kullanıldığı en yüksek sayıda homojen hasta kohortuna sahip çalışma olduğu ortaya çıkmaktadır.

Zweymüller femoral komponent ile başarılı sonuçlarını bildiren yayınların aksine kısaltma osteotomisi yapılmış displastik kalçalarda dikdörtgen kesitli femoral komponent kullanıldığında osteotomi bölgesinde daha fazla komplikasyon görüldüğünü bildiren bir yayın da mevcuttur. Mutlu ve ark. hastalarında daha fazla kaynamama veya geç kaynama sorunu ile karşılaştıklarını belirttikleri yayınlarında silindirik femoral komponent kullanımıyla bu sorunların daha az olduğunu ifade etmiştir. Ancak yazarlar çalışmalarındaki açıklamalarında Zweymüller femoral komponentin kemik ile metafizer bölgede tam kortikal temas kurduğunu, diafizde ise medüller kanalı doldurmadığını belirtmiştir (124). Zweymüller femoral komponenti tasarımı itibariyle metafizodiyafizer bileşke ve distaline oturmaktadır (101, 102, 105). Çalışmamızda da tüm hastaların postoperatif grafilerinde bu durum teyit edilmiş olup implantın özellikle de diyafizer kesimde kanalı yüksek oranda doldurarak tespit olduğu görülmüştür.

Hasta serimizde tüm hastalarda transvers kısaltma osteotomisi uygulanmıştır. Literatürde kısaltma osteotomisi planlanan hastalar için farklı osteotomi teknikleri tanımlanmıştır. Transvers, basamaklı (step-cut), Chevron tipi, oblik bunlardan bazılarıdır (15, 20, 21, 112, 113). Transvers osteotomi diğer osteotomi tiplerine göre rotasyonel instabilite oluşturması açısından dezavantajlı, ancak ameliyat sırasında kısaltma miktarının veya rotasyon miktarının anlık olarak değiştirilmesine imkân tanınması ve daha kolay bir teknik olması sebebiyle avantajlı görünmektedir. Ayrıca osteotomi hattında periosta daha az zarar verdiği iddia edilmiştir (20). Transvers osteotominin teorik olarak rotasyonel instabiliteye sebep olduğu hipotezi, kullanılan protezlerin dizaynının sağladığı primer stabilite sayesinde biyomekanik açıdan önemsiz görünmektedir. Muratlı ve ark. 4 farklı osteotomi tipini karşılaştırdıkları biyomekanik çalışmada osteotomi tipleri arasında stabiliteye etkili anlamlı bir fark saptamadıklarını bildirmiştir (21). Ayrıca pek çok yayında transvers kısaltma osteotomisi yapılan ve dikdörtgen kesitli femoral implant kullanılan displastik kalçalı hastalarda başarılı radyolojik ve klinik sonuçlar elde edildiği de bildirilmiştir (8-11, 13). Li ve ark. metaanalizlerinde transvers kısaltma osteotomisini, oblik, Chevron ve basamaklı

osteotomi uygulanan gruplarla karşılaştırmış ve benzer kaynamama oranları olduğunu belirtip diğer osteotomi metodları kadar güvenilir ve etkili olduğu çıkarımını yapmışlardır (113).

Çalışmamızda osteotomi hattına greft uygulanmamış ve ayrıca bir fiksasyon materyali de kullanılmamıştır. Bir hasta dışında tüm hastalarda osteotomi hattında kaynama saptanmıştır. Literatürdeki çalışmalarda kısaltma osteotomisi yapılan yüksekte kalça sebebiyle opere edilmiş hastalarda osteotomi hattına yönelik farklı yaklaşımlar bulunmaktadır. Buna göre bazı yazarlar osteotomi hattının plak ile fikse edilmesi gerektiğini belirtmiştir (6, 125, 126). Başka çalışmalarda ise osteotomi hattına herhangi bir fiksasyon yöntemi uygulanmasına gerek kalmadan başarılı klinik sonuçlar sağlanabileceği bildirilmiştir (8, 10, 11, 14, 17, 22-24). Bu yayınların içinde bir kısmı osteotomi hattına kısaltma yapılarak çıkarılan kemik fragmandan hazırlanmış kemik parçaların serklaj teli ile sarılmasını önerirken (14-20), bir kısmı ise bunun da gerekli olmadığını ve femoral komponentin yeterli primer stabiliteyi sağlayabileceğini bildirmiştir (8, 10, 11, 22-24). Bazı yazarlar (14, 16, 18, 127, 128) serklaj kabloyla greft uygulanması durumunda osteotomi hattında rotasyonel stabilitenin artacağını iddia etmiştir. Krych ve ark. tanımladıkları cerrahi teknikte kısaltma yapılarak çıkarılan femoral segmentin ikiye ayrılarak serklaj kabloyla osteotomi hattı çevresinde sarılması ile stabilitenin artacağını ve biyolojik iyileşmenin hızlanacağını bildirmiştir (16). Bu cümlelerini dayandırdıkları makalede ise böyle bir bildirimde bulunulmamıştır (129). Literatürdeki başka bir makalede ise Krych ve arkadaşlarına atıfta bulunularak bu iddia yinelenmiştir (128). Kılıçoğlu ve ark. Krych ve ark. tarafından tarif edilen tekniğe benzer bir yöntemle greft uygulanmasını önerip stabilitenin böylece artırılabilceğini ifade etmiştir (18). Çatma ve ark. ise klinik ve radyolojik olarak osteotomi hattına plak veya serklaj kablo ile greft uyguladıkları hastaları karşılaştırdıkları çalışmalarında serklaj ile greft uygulandığında rotasyonel stabilitenin arttığını bildirmiştir. Ne var ki çalışmalarında stabilite ile ilgili bir veri yayınlamamışlardır. Çalışmalarında kaynamanın nasıl değerlendirildiği konusu da açıklığa kavuşturulmamıştır (127). Literatürde bu konu hakkında bulunan tek biyomekanik karşılaştırmalı çalışmada Muratlı ve ark. ise osteotomi yapılmış hastalarda osteotomi tipinden bağımsız olarak serklaj kablo ile greft uygulamanın stabiliteye anlamlı katkısı olmadığını göstermiştir. Bu çalışmalarında yazarlar her ne kadar kısaltma esnasında çıkarılması mümkün olan segment uzunluğundan çok daha uzun olan 7 cm uzunluğunda kompozit silindirlere hazırladıkları greftleri kullanmış olsalar da bu çalışmalarını şu an için bu konuda bildirilmiş tek

makale özelliği taşımaktadır (21). Bu açıdan greft uygulaması primer stabilitede etkili olmaktan ziyade iyileşme sürecini hızlandırarak sekonder stabilitede etkili bir faktör olabilir.

Randelli ve ark. cerrahi deneyimlerini paylaştıkları çalışmalarında Zweymüller femoral komponent kullanarak osteotomi yapılan hastalarında torsiyonel instabilitenin bir problem teşkil etmediğini ve Zweymüller komponentin bu metotla intramedüller bir çivi görevi gördüğünü ifade etmiştir (10). Rollo ve ark. modüler veya Zweymüller femoral komponent kullandıkları kısıltma osteotomisi yapılan hiçbir hastalarında osteotomi hattına greft uygulamadıklarını ve hiçbir hastada kaynamama ile karşılaşmadıklarını bildirmiştir (8). Zweymüller femoral komponenti kullandıkları hastalarında osteotomi yapan Gotze ve ark. osteotomi hattında fiksasyona lüzum olup olmadığını sorguladıkları 7 hastalık klinik çalışmalarında dikdörtgen kesitli protezlerin primer stabilitesinin test edildiği biyomekanik çalışmaları gerekçe (109, 130) göstererek osteotomi hattına greft uygulamamışlardır. Çalışmalarında başarılı sonuçlar elde eden ve tüm hastalarda osteotomi hattının en geç altı aya kadar kallus ile köprülendiğini bildiren yazarlar osteotomi hattına greft uygulanmasına gerek olmadığı, dikdörtgen kesidin femoral komponentin diyafizer bölgede yerleşimi ile yeterli primer stabilite sağladığı çıkarımında bulunmuştur (11). Osteotomi hattına serklaj kablosu ile greft uygulamayı kemiğin biyolojik iyileşmesine katkı için tercih ettiğini bildiren Mu ve arkadaşlarının (9) hipotezi, Muratlı ve arkadaşlarının çalışması (21) göz önüne alındığında osteotomi bölgesine biyomekanik stabilite sağlama iddiasından daha olası görünmektedir. Onodera ve ark. ise farklı bir modüler femoral komponent kullandıkları serilerinde sadece ek instabilite bulguları olan hastalarda greft kullanma gereği duyduklarını ve sadece bir hastada greft kullandıklarını bildirmiştir (23). Kliniğimizde de intraoperatif olarak ek instabilite bulguları olan seçili hastalara serklaj kablosu ile otogreft uygulanmış olup çalışma amacına bağlı olarak bu hastalar çalışmaya dahil edilmemiştir.

Çalışmamızda transvers osteotomi tekniği uygulanmasına ve osteotomi hattında tespit yöntemi kullanılmamasına rağmen başarılı radyolojik ve klinik sonuçlar elde edilmesi kullanılan femoral komponentin sağladığı primer ve sekonder stabiliteye bağlı görünmektedir. Dikdörtgen kesitli femoral komponentlerin yeterli primer stabilite sağladıklarına yönelik biyomekanik çalışmalar mevcuttur (109, 111). Osteotomi yapılmış hastalarda sağladıkları primer stabilite konusunda ise Tuncay ve ark. iki farklı femoral komponent tasarımını

karşılaştırdıkları makalelerinde beklentilerinin aksine dikdörtgen kesitli femoral komponentin değil silindirik düz implantların daha yüksek primer stabilite sağladığını bildirmişlerdir. Bu sonucun çıkmasına yönelik olarak broşlama esnasında korteksin zarar görüyor olabileceğini bildirmişlerdir (131). Düz yapılı dikdörtgen kesitli incelen femoral protezlerin sagittal planda 3 nokta tutunumu ile fiksasyon sağladığı göz önüne alındığında, primer stabilite değerlendirmesinde sadece koronal düzlemdeki yerleşime göre yapılan ve osteotomi hattının seviyesini belirleme konusunda gerekçelendirme yapmayan analizlerin konu hakkında birden fazla sonuca etkili değişken sebebiyle hatalı sonuç verebileceğini düşünüyoruz. Ayrıca ihmal edilen kas kuvvetlerinin de osteotomi hattının iyileşmesinde rolü olabilir. Buna ek olarak Zweymüller femoral komponentin tasarımında ve uygulanmasında dikkat çeken noktalardan biri de “doldurmadan fikse et” prensibidir. Oyma yapılmadan sıkıştırma yöntemi ile kanal hazırlığı yapmanın, hayvan testlerindeki in situ implantasyonlarda ek stabilite sağladığı gösterilmiştir (132, 133). Kansellöz kemiğin çıkartılmaması sayesinde kemik kütesinin korunması, sıkıştırma sayesinde kan dolaşımının bozulmamasıyla beraber kanalı doldurmayan kesit yapısının medullada kemik iyileşmesi ve böylece sekonder iyileşme için de avantaj sağlayacağı varsayımı bildirilmiştir (103). Böhm ve ark. ise bu teoriyi destekler şekilde, Zweymüller tip femoral komponent implante edilmiş 34 hastada postmortem yaptıkları histolojik çalışmada kemik implant arayüzünün yeni oluşan kemik ile tamamen dolduğunu göstermişlerdir (108). Bu anlamda Zweymüller femoral komponentin klinik ve radyolojik başarılı sonuç sağlayan pek çok yayını destekler şekilde hem primer stabiliteyi sağlayan hem de sekonder stabilite artırıcı faktörleri destekleyen bir tasarımı ve prensibi olduğu anlaşılmaktadır. Bu çıkarımlar komponenti geliştiren Zweymüller’in hedefleriyle örtüşmektedir. Zweymüller ve Semlitsch çalışmalarında sekonder fiksasyonu artıracak unsurların varlığı yanında primer fiksasyonun komponentin tasarımındaki ana faktör olduğunu bildirmiştir (104). Çalışmamızda da düşmeye bağlı dislokasyon sonrası kaynamama gelişen bir hasta dışında tüm hastalarda kaynama görülüş olup tüm hastalarda başarılı klinik sonuçlar elde edilmiştir.

Çalışmamızda hastaların 31’nde (%60) 122 mm uzunluğundaki en küçük boyut seçeneği olan -3 boy femoral implant kullanılmış olup 40 ila 46 mm’lik asetabüler komponentler implante edilmiştir. Asetabüler implantın 46 mm kullanılabildiği hastalarda seramik, 46 mm’ye ulaşamayan durumlarda ileri derecede çapraz bağlı polietilen yüzey

kullanılmıştır. Literatürde de Zweymüller dikdörtgen kesitli femoral implantların kullanıldığı hastalarda implant boyutlarının displastik kalça anatomisi sebebiyle küçük seçilmesi gerektiği bildirilmiştir (9, 13). Mu ve ark. -3 ila 0 boyutlu femoral implant, 38 ila 44 mm asetabüler implant kullandıklarını bildirmiştir. Ayrıca polietilen aşınmasının gevşeme için bir sebep teşkil edebileceğini, bu sebeple aşınmaya daha dirençli seramik veya ileri derecede çapraz bağlı polietilen (XLPE) kullanılmasını önermişlerdir (9). Gotze ve ark. bir hasta hariç tüm hastalarında boyut 1 ve altında femoral implant kullandıklarını bildirmiştir (11). Can ve ark. ise tüm hastalarında en küçük implant olan -3 femoral komponent ile 44 ila 46 mm asetabüler komponent kullandıklarını bildirmiştir (13).

Çalışmamızda hastaların tamamına anatomik femur başı rotasyon merkezi rekonstrüksiyonu hedeflenmiş olup hastalara medializasyon ve bu mümkün olmadığında kranializasyon uygulanmıştır. Literatürde mümkün olan her vakada anatomik femur başı rekonstrüksiyonu yapılması yönünde bir görüş birliği vardır (9, 66, 83, 92, 112, 134). Bicanic ve ark. displastik kalçalarda femur başı rotasyon merkezinin olabildiğince medialize ve bu sağlanamazsa kranialize edilmesini önermiştir (66). Heller ve ark. da telemetrik implantlardan elde ettikleri veriler ile femur rotasyon merkezinin medialize veya kranialize olması durumunda aşınmanın daha az olacağını bildirmişlerdir (83). Watts ve ark. ise uzun dönem takipli çalışmalarında 1 cm üzerinde lateralizasyonun aseptik gevşeme ve asetabüler komponent gevşeme oranlarını artırdığını bildirmiştir (92). Çalışmamızdaki hiçbir hastada da herhangi bir yöndeki sapmanın literatürde aşınmayı anlamlı arttıracığı saptanan düzeyde olmadığı görülmüştür (92). Ayrıca medializasyon sayesinde hiçbir hastada asetabüler çatı grefti kullanılmasına gerek kalmamıştır.

Çalışmamızda seri radyografik incelemelerde osteotomi hattında ilerleyici kallus oluşması ile kortikal devamlılığın sağlanması ve klinik olarak ağrısız yük verme kaynama lehine değerlendirilmiştir. Literatürde osteotomi hattında kaynama ve implantın biyolojik fiksasyon şeklinin değerlendirilmesinde farklı kriterlerin kullanıldığı ve kaynama için farklı zaman aralıklarının bildirildiği görülmüştür (11, 12, 18, 124, 135). Wang ve ark. (12) seri radyografilerde kallus varlığı, kortikal devamlılık görülmesi ve osteotomi hattında artan aralık görülmemesini kriter olarak kullanmışken, Mu ve ark. lateral grafi örneği paylaşmadıkları çalışmalarında kaynamayı AP ve lateral grafilerde en az 3 kortekste olgun kemik köprüleme

görme olarak tanımlamıştır (9). Götze ve ark. kemik köprüleme görülmesini kaynama olarak tanımlamış, Kılıçoğlu ve ark. da benzer şekilde AP ve lateral grafilerde osteotomi hattında kallus görülmesini kaynama olarak kabul etmiştir (11, 18). Rollo ve ark. ise kortikal devamlılık ve ağrısız yürümeyi kaynama kriteri olarak kullanmıştır (8). Ayrıca literatürdeki çalışmalarda genel olarak 6 aylık sürede kaynama görüldüğü ifade edilmiştir (11, 20). Bu sebeple çalışmamızda da 6 aylık radyografi incelemeleri ek analizlere konu edilmiştir.

Çalışmamızda hastaların radyografik değerlendirme sonuçları paylaşılan kemik atrofi, hipertrofi ve radyolüsen hat varlığı sıklığı ve miktarlarının ve hiçbir hastada femoral komponentte instabilite saptanmamış olmasının femoral komponentin primer tutunumunu sağladığı diyafizyel kesimde kemik dokusu ile biyolojik fiksasyon oluşturduğuna yönelik en önemli bulgular olduğunu düşünüyoruz. Bu konuda pek çok yazar çalışmalarında Engh'e göre femoral komponentin fiksasyonunun değerlendirildiğini bildirmiştir (1, 4, 18, 32). Ancak Engh biyolojik fiksasyonun çeşitlerini bildirdiği makalelerinde sadece proksimal 2/3'ü poröz kaplı metafizyel tutunumlu çimentosuz femoral komponentlerle çalışmıştır (136). Histolojik çalışmalarının sonuçlarını ayrıca basan yazarların bir protezin farklı noktalarında farklı biyolojik fiksasyon tanımladıkları da görülmüştür. Bu çalışmaları incelendiğinde yazarların histolojik olarak inceleyebildiği 11 hastanın sadece 4'ünün implantasyon sonrası >2 yıl süre geçirdiği görülmektedir. Yazarlar bu çalışmalarında histolojik olarak sadece fibröz iyileşme gördükleri tek vaka göstermiştir (137). Lester ve ark. ise 10 ileri yaşlı (ort. yaş: 87) hastanın postmortem Zweymüller femoral komponentini incelediği çalışmasında ortalama 27 aylık bir in situ süre sonrası tüm hastalarda farklı oranlarda da olsa klinik ve radyolojik olarak memnuniyet verici düzeyde primer ve sekonder stabilite sağlayacak şekilde kemik doku fiksasyonu görüldüğünü; hiçbir hastada ise fibröz doku fiksasyonu görmediklerini bildirmiştir (107). Lintner ve ark. 4 hastadaki otopsi çalışmalarında yine Zweymüller femoral komponentlerin biyolojik fiksasyonunu incelemiş ve implantın in situ geçirdiği zamana göre erken dönemde fibröz doku özelliği saptansa bile ilerleyen süreçte kemik dokunun fiksasyondaki yerini aldığını ifade etmiştir (106). Bu görüşü destekler şekilde Gröbl ve ark. da klinik serilerinde Zweymüller femoral komponentin radyolojik görüntüsünün Engh'e göre ancak kemik dokusu ile stabil veya gevşek olabileceğini; fibröz stabil olamayacağını ifade etmiştir (32). Böhm ve ark. ise 34 hastanın postmortem histolojik incelemesini yaptıkları çalışmalarında yine tüm hastalarda implant üzerine kemik dokusu oluşumunu ve bunun



ameliyat sonrası erken dönemde başladığını göstermişler; ayrıca yaklaşık 5 seneye kadar implant ile kemik teması yüzey alanının kemik dokusu oluşması sayesinde artış gösterip sonrasında sabit kaldığını bildirmişlerdir (108). Bu anlamda yüksek basınçta alüminyum oksit püskürtülerek, kum püskürtme (grit-blasting) olarak bilinen teknikle kemik üzerine büyüme sağlanması amacıyla kaplaması yapılan implantların (121) radyolojik stabilite ve biyolojik fiksasyonlarını değerlendirmek üzere adapte edilmiş bir sınıflama sistemi bulunmamaktadır. Engh sisteminde instabilite kriteri olarak anılan radyolüsen hat görülmesi veya implantta çökme olması gibi durumların Zweymüller komponentlerde doğal sürecin beklenen radyolojik sonuçları olarak kabul edildiği de göz önüne alındığında Engh sistemi ile biyolojik fiksasyon değerlendirmenin bu implant tipinde uygun olmadığına kanaat getirilmiştir. Ayrıca herhangi bir sebeple osteotomi yapılması sebebiyle muhtemelen femoral komponentin osteotomi proksimali ve distalindeki parçalarla farklı biyolojik fiksasyon ilişkisi gösterebileceğinin de göz önüne alınarak bu hastalarda postmortem veya revizyon esnasında alınacak materyallerden histolojik incelemeler yapılmasının yol gösterici olacağı kanaatindeyiz.

Çalışmamızda kemik atrofi hastaların tamamına yakınında proksimal femura sınırlı olmak kaydıyla görülmüştür. Hipertrofi ise Gruen'e göre bölge 2 ve 6'da, bölge 3 ve 5'ten bir miktar daha yüksek bulunmuştur. Bölge 2 ve 6 osteotomi hattını içermektedir. Femoral implantların yerleştirilmesini takiben implant dizaynına bağlı olarak kemikte bir takım radyolojik değişiklikler görülmesi beklenmektedir. Buna göre tutunum bölgesi proksimalinde kemikte atrofi, tutunum bölgesi ve distalinde ise kemikte hipertrofi görülebileceği ifade edilmiştir (101, 111). Zweymüller femoral protezin kemiğe distal tutunumuna rağmen kanalı doldurmayan yapısı ve oyma yapılmadan hazırlanan kanal sebebiyle stres kalkanı etkisinin daha az olacağı iddia edilmiştir (103). Bu anlamda proksimal femurdaki kemik atrofisini değerlendiren çalışmalarda farklı oranlarda sıklık bildirilmiştir (1, 27, 120). Gröbl ve ark. femoral komponentin proksimal bölgesi çevresinde kortikal atrofi görülmesini kendi serileri için tipik bir bulgu olarak nitelmiş ve stres kalkanı etkisi olarak görüp stabilite ile ilgisi olmadığını bildirmiştir (120). Delaunay ve Kapandji ise Gruen bölge 7'ye denk gelen kalkan atrofisinin neredeyse tüm hastalarında görüldüğünü belirtmiştir (1). Wick ve Lester daha düşük oranlarda olmakla birlikte bölge 1 ve 7'de kemik atrofisinin daha fazla olduğunu bildirmiştir (27). Karachalios ve ark. ise Zweymüller femoral komponent sebebiyle proksimal femurda

oluşan atrofinin 2 seneye kadar kemik mineral yoğunluğunda azalmaya sebep olduğunu, ancak takip eden süreçte bu sürecin tersine dönüp tekrar kemik mineral yoğunluğunun artmaya başladığını göstermişlerdir. Bu çalışmada kemik mineral yoğunluğunun tekrar ameliyat öncesi seviyeye gelmesinin 8 yıl sürdüğü gözlenmiştir (138). Buna ek olarak Delaunay ve Kapandji ile Pospischill ve Knahr implantın distal tutunum bölgesinde özellikle Gruen 3. ve 5. bölgelerinde kemikte %70'e varan oranlarda hipertrofi görüldüğünü belirtmiştir. Gruen 2. ve 6. bölgelerinde ise bir çalışmada %30, diğerinde ise %7'ye kadar hipertrofi bildirilmiştir (1, 33). Suckel ve ark. görülen stres kalkanı etkisinin klinik sonuçlara etkisi olmadığını bildirmiştir (139). Riviera ve ark. ise ciddi stres kalkanı etkisinin çok nadir olduğunu, protezin yapısının stres kalkanı etkisini azaltmayı başardığını ifade etmiştir (101). Literatürde osteotomi yapılmış hastalarda Gruen bölgelerine göre atrofi ve hipertrofi bildiren yayın yoktur. Dolayısıyla sonuçlarımızın ancak dolaylı olarak karşılaştırılması mümkün olmuştur. Literatürde görüldenden farklı olarak kemik hipertrofisi çalışmamızda osteotomi seviyesini içeren Gruen bölgelerinde daha fazla çıkmıştır. Osteotomi hattında oluşan kallusun bu bölgede kortikal kalınlaşma oluşturmasından dolayı oranların çalışmamızda beklediğimiz gibi bu bölgelerde daha fazla çıkmış olduğunu düşünüyoruz. Çalışmamızda kemik atrofisine yönelik elde edilen sonuçlar ise bildirilen verilerle benzer seviyededir (1, 27, 120). Ancak atrofi bulgusu olan hastalarda kemik kütesinin tekrar kazanılmasıyla ilgili bir çıkarım yapılması daha uzun süre radyolojik takip yapılmasını gerektirmektedir.

Çalışmamızda femoral komponent komşuluğunda radyolüsen ve bunları çevreleyen radyodens hatlar özellikle proksimal femur bölgesinde görülmüştür. İlerleyici olmayan benign radyolüsen hatların Gruen 1 ve 7 bölgelerinde gözlenebildiği, bunun da intraoperatif broş yönünün değiştirilmesine veya distal fikse sistemin proksimal mikrohareketine bağlı olduğu iddia edilmiştir (101). Zweymüller ve ark. ise radyolüsen hatların sadece proksimal bölgelerde görülmesinden dolayı mikrohareket teorisinin rahatlıkla dışlanabileceğini ifade etmiştir (3). Ancak çalışmamızdaki hastalarda erken dönem kontrol grafilerinde radyolüsen hat izlenmemiş olduğundan bu bulgu hastalarımızda intraoperatif broşlamaya bağlı değildir. Dolayısıyla bu bulgunun komponentin stabilitesi ile ilişkisi ayrıca analiz edilmiştir. Zweymüller ve ark. ise Gruen bölge 1 ve 7'de saptanan bu bulguların 6 ile 10 senelik takiplerdeki değişimini incelemiş; bir ilerleme olmadığını göstererek bu bulguların sağkalım üzerine etkisi olmadığını bildirmiştir. Zweymüller ve ark. bu çalışmalarında 6 yıllık takiplerde

hastaların %31'inde bölge 1'de, %25'inde bölge 7'de <2 mm radyolüsen hat saptadıklarını bildirmiştir. Yazarlar bölge 1'de radyolüsen hat görülmesini gluteal kasların kemik parçayı implant üzerinde relatif hareket ettirme ihtimaliyle açıklamıştır. Ancak bölge 7 için bir açıklama oluşturamamıştır (3). Buna karşın Delaunay ve Kapandji hastaların %15'inde bölge 1, %12'sinde bölge 7'de radyolüsen hat saptadıklarını bildirmiştir (1). Pospischill ve Knahr ise bölge 1'de %35, bölge 7'de %14,5 oranlarda <2 mm radyolüsen hat bildirmişlerdir (33). Çalışmamızda sonuçlar özellikle bölge 1 için (%34) literatürle yakın benzerlik göstermekte, bölge 7'de ise (%8) daha düşük oranlar içermektedir. Subtrokanterik bölgede osteotomi yapılmış olmasına bağlı olarak proksimal fragmanın distal parçadan bağımsız olarak gluteus tarafından abduksiyona çekilmesi ile Gruen bölge 7'de kemik-implant temasının daha sıkı olmasına bağlı olarak bu sonuçların elde edilmiş olabileceğini düşünüyoruz.

Çalışmamızda femoral komponentin osteotomi seviyesini geçme miktarı ile osteotomi hattında radyolüsen hat görülmesi arasında anlamlı ilişki bulunmuştur. Bu durumun muhtemel sebebi femoral implantın osteotomi hattını geçme miktarının fazla olduğu durumlarda bunun osteotomi seviyesinin proksimalde kaldığını gösteren bir bulgu olması olabilir. Bu teori implantın osteotomi hattını geçme oranı ile osteotomi hattının 1 cm üzerindeki kanal dolun oranının negatif anlamlı korelasyonu ile dolaylı olarak doğrulanmıştır. Osteotomi hattının proksimal yerleşimli olması sagittal planda ikinci nokta tutunumunun osteotomi hattı distalinde kalmasına sebep olmuş olabilir. Bu anlamda çalışmamızda kurduğumuz hipotezle uyumlu sonuçlar elde edilmiştir. Osteotomi hattında yeterli primer stabilite sağlanması açısından femoral komponentin transvers osteotomi hattını ne kadar geçmesi veya osteotomi seviyesinin nerede olması gerektiği konusunda literatürde biyomekanik incelemelere dayanan bir öneri bulunmamaktadır. Bu konuda Can ve ark. femoral komponentin osteotomi hattını 6 cm geçmesini hedeflediklerini bildirdikleri hasta serilerinde başarılı sonuçlar bildirmiştir (13). Kısaltma osteotomisi yapılan hastalarda femoral komponentlerin primer stabilitesini belirtmek ve farklı dizaynları karşılaştırmak için kemik modeller üzerinde yapılan çalışmalarda ise osteotomi hattının yüksekliğinin etkisi incelenmemiş, osteotomi hattının bir çalışmada sebep gösterilmeksizin trokanter minörün 2 cm altından (131), diğerinde ise trokanter minörün alt seviyesinden (21) yapıldığı bildirilmiştir. Uzun kemiklerin intramedüller çivilemesiyle ilgili makalelerde çivinin osteotomi veya kırık hattını en az 5 cm geçmesi önerilmiş olmakla birlikte (140, 141) revizyon kalça protezlerinde uzun femoral komponent kullanıldığında

istmusu >3 cm (142), osteotomi flebi yapıldığında da osteotomi distaline en az 4-5 cm geçen komponent kullanılması önerilmiştir (143). Tek uçtan destekli bükülme (cantilever bending) kuvvetlerinin muhtemel instabilite yaratıcı etkisine karşı yeterli stabiliteyi sağlamada osteotomi seviyesinin yüksekliğinin önemi biyomekanik olarak araştırılmayı beklemektedir.

Çalışmamızda ortalama 2,4 mm femoral komponent çökmesi ölçülmüş olup bunun %75 oranında ilk 6 ayda gerçekleştiği saptanmıştır. Hiçbir hastada >5 mm çökme saptanmamıştır. Her iki planda incelen profilli dikdörtgen kesitli femoral komponentlerin bu özellikleri veya yetersiz kalan erken press-fit sebebiyle postoperatif dönemde bir miktar çökmeye maruz kalacağı bildirilmiştir (2, 29, 30). Bu konuda belli bir miktar belirtilmese de instabilite açısından klinik anlamlı çökme miktarı olarak 5 mm ölçü olarak kabul edilmiş ve çalışmaların büyük kısmı çökme miktarını belirtmeden sadece 5 mm üzeri çökme olan hasta sayısını belirtmeyi tercih etmiştir (2, 18, 27, 31). Garcia-Cimbrello ve ark. 5 mm üzerinde çökme görülen hastalarında ortalama 8,9 mm çökme olduğunu bildirip bunların da tamamında radyolojik stabil fiksasyonun bulgusu olduğunu, klinik olarak da instabilite bulgusu olmadığını ifade etmiştir (2). Wick ve Lester ortalama değer paylaşmadan 79 kalçadan 4'ünde 5 mm'ye kadar çökme görüldüğünü bildirmiştir. Sivananthan ve ark. ise 11 yıllık takiplerinde bazı hastalarda erken dönemde çökme görülmesine rağmen bunların da takip eden aylarda stabil hale geldiğini bildirmiştir (30). Delaunay ve Kapandji da seri röntgeni olan hastalarında 1. yıl sonunda ölçtükleri çökmenin ortalama 3 mm ve maksimum 9 mm olduğunu gösterip hiçbir hastada bu miktarın 2 seneden sonra artmadığını bildirmiş ve klinik sonuçlarla çökme miktarı arasında anlamlı ilişki olmadığını belirtmişlerdir (1). Ayrıca İlchmann ve arkadaşları radyografik ölçümlerde femurun pozisyonuna bağlı olarak çalışmamızda kullanılan tekniğe göre 0,4 mm ortalama hata payının göz önünde bulundurulmasını önermiştir (144). Çalışmamızda ölçülmüş olan ortalama 2,14 mm çökme miktarı Delaunay ve Kapandji tarafından bildirilen çökme miktarından bir miktar az olmakla birlikte literatürde karşılaştırma yapılacak başka veri bulunmamaktadır. İlchmann ve arkadaşlarının belirttiği hata payı göz önüne alınarak sonuçlar incelendiğinde de çalışmamızda klinik anlamlı bir çökme miktarı olmadığı anlaşılmaktadır. Ayrıca çökme miktarı ile klinik sonuçlar arasında literatürle uyumlu şekilde anlamlı bir ilişki de saptanmamıştır. İki yıldan sonra çökmenin ilerlemediği konusunda ise daha uzun süreli klinik takip yapılması gerekmektedir.

Çalışmamızda da 3 nokta prensibinin sorgulanması esnasında özellikle 2. tutunum noktasının durumu analiz edilmiş olup bu noktanın osteotomi varlığı sebebiyle proksimal parçanın primer stabilitesinde önemli olduğuna işaret eden bulgular elde edilmiştir. Bu bulgulara göre preoperatif şablonlamada sagittal planda ideal yerleşimin uygun olarak simüle edilebildiği hastalarda kaynama sürecinin aksamasına işaret eden radyolojik bulguların saptanmadığı görülmüştür. Zweymüller femoral komponentin sagittal planda 3 nokta tutunumu, aksiyel planda ise 4 köşesi ile korteks tutunumu sağladığına yönelik fiksasyon prensibi çeşitli çalışmalarda anılmıştır (3, 103, 106). Ancak lateral görüntüleme veya preoperatif şablonlamanın preoperatif kalça artroplastisi planlamasındaki önemini analiz eden bir yayın bulunamamıştır. Displastik kalçalı hastalarda kalçanın varyasyon gösteren yapısı sebebiyle tam AP veya lateral görüntü almak her zaman mümkün olmamaktadır (35, 145). Bundan dolayı bilgisayarlı tomografi kesidi alınması düşünülebilir. Ancak bu konunun klinik öneminin karşılaştırmalı çalışmalarla ortaya konulması gerekmektedir. Böhm ve Zweymüller, 4 köşesi ile korteks teması kuran implantın rotasyonel stabiliteyi sağladığını iddia ettikleri çalışmalarındaki histolojik incelemelerde kemik implant temas bölgelerinde bu temas noktalarından implant kenarlarına yayılan yaygın kemik oluşumu olduğunu göstermiştir (108). Kalça protezleri hakkında derleme şeklindeki makalelerinde Khanuja ve ark. (102) ve Kim ve Yoo (105) tip 3 femoral komponentlerin C alt grubunda anılan dikdörtgen kesitli femoral komponentlerin sagittal planda metafizodiyafizer geçiş bölgesinde ve proksimal diyafizde tutunarak 3 nokta tutunumu ile stabilize olduğu ifade edilmiştir. Bir başka derlemede Riviere ve ark. (101) protezin “doldurmadan tespit et” prensibi ile aksiyel görüntüde posterior-anterior-posterior kortikal temas sağladığını bildirmiştir. Avrupa’da kullanımı giderek artan ve çok başarılı sonuçlar bildirilen Zweymüller femoral komponentin bu başarısı Amerika’ya ise Swanson tarafından yazılan bir makalede aktarılmıştır. Bu makalede Swanson, Zweymüller komponentin AP grafide proksimal kesimde kortikal temasının az görünmesine rağmen lateral grafideki 3 nokta tutunumu ile mükemmel kemik teması sağladığını, 4 noktalı kortikal temas ile de rotasyonel stabilite sağladığını ifade etmiştir (103). Dohle ve ark. AP grafilerde medüller kanalı doldurmadığını farkettileri klinik hasta serilerinde protezlerin çökmeye de uğramadığını ve stabil bir fiksasyon sağladığını; bu durumun lateralde 3 nokta fiksasyonu ile mümkün olduğu çıkarımını yapmışlardır (146). Innmann ve ark. ise retrospektif olarak farklı femoral komponentlerin hastanın kalça

anatomisini ne şekilde rekonstrükte ettiğini değerlendirdikleri çalışmalarında lateralde anterior-posterior-anterior tutunum şeklinde 3 nokta teması ile fiksasyon sağlayarak yerleşen protezler olduğunu bildiklerini ancak bunu değerlendirmelerinde ihmal ettiklerini ifade etmişlerdir (147). Mu ve ark. ise klinik serilerinde 3 nokta tutunumu ve dikdörtgen kesit sayesinde implantın iyi rotasyonel stabilite ve primer mekanik fiksasyon ile yerleştirilebildiğini teorik olarak ifade etmiş olup bu konuda bir değerlendirme yapmamıştır (9). Noble ve ark. sağlıklı bireylerde anatomik ölçüm yaptıkları çalışmalarında medüller aksın boyun kesisi yapılan aksa göre 8 mm posteriordan geçtiğini saptayarak simetrik yapıları femoral komponent kullanıldığında bu komponentlerin proksimal femura posteriordan tutunacaklarını ifade etmiştir (34). Literatürdeki makalelerde düz yapıları implantların kullanılması durumunda lateral planlamanın ve fiksasyon prensibinin sadece teorik olarak ele anıldığı anlaşılmaktadır. Ne var ki 3 nokta tutunum prensibinden teorik olarak bahseden makalelerde bile bu konuda bazı hatalar olduğu görülmektedir. Innmann ve ark. (147) tutunumun anterior-posterior-anterior planda olduğunu bildirmişken aslında sagittal planda tutunum metafizyel posterior eğim ve diyafizyel anterior eğim sebebiyle posterior-anterior-posterior kortekslerledir. Swanson ise makalesinde 3 nokta tutunumunun öneminden bahsettiği bölümde kullandığı şekilde en proksimal bölümde femoral komponent korteks temasını olması gerektiği gibi posteriorda değil anterior kesimde resmetmiştir (103). Bu anlamda literatürde teorik olarak sayılı makalede anılmış olmasına rağmen kapsamlı bir şekilde hiç analiz edilmediği anlaşılan sagittal düzlemde femoral komponentin yerleşimine ilişkin değerlendirmelerin ilk kez bu çalışma ile değerlendirmeye alındığı anlaşılmaktadır. Çalışmamızdaki bu konuda incelenmiş ilk bulgulara göre femoral implantın ideal yerleşimi sagittal planda 3 nokta tespitinin sağlanması ve 2. nokta desteğinin osteotomi seviyesi proksimalinde olmasına bağlı olabilir. Ancak preoperatif şablonlamada bu durumlar sağlanamadığında da klinik başarılı sonuçlar ve radyolojik kaynama görülebilmektedir. Bunun sebebi çeşitli faktörlere bağlı olabilir. Bunlar arasında en önemli faktör olarak femoral implantın primer stabiliteyi sağlaması sayılmalıdır. Zira kemik implant arayüzünde çimentosuz implantlar için kritik hareket miktarı 150 µm olarak bildirilmiştir (109). Bu stabilitenin sağlanması kemik iyileşme dokusu üretiminde en önemli faktördür. İkincil kolaylaştırıcı faktör olarak subtrokanterik bölgedeki osteotomi sebebiyle kas yapıları osteotomi hattı proksimali ve distalinde kemik parçalara uyguladığı çekme kuvvetleri olabilir. Addüktör kaslar distal parçaya aksiyel traksiyon ve varus kuvveti

uygulamaktadır. Bu anlamda addüktör kasların uyguladığı aksiyel traksiyonun osteotomi bölgesine kaynamayı kolaylaştırıcı etki gösterdiği düşünülebilir. Bu konuda kas kuvvetlerinin birlikte değerlendirildiği biyomekanik modellemelerin kullanılması ile elde edilebilecek veriler faydalı olacaktır.

Çalışmamızda displastik kalçalarda preoperatif lateral görüntülemeye göre ölçülen alfa açısı değerleriyle anterior ve posterior femoral eğimlerin kesişim seviyesi noktasının femoral komponentin yerleşimiyle veya radyolojik bulgularla ilişkisi istatistiki olarak anlamlı bulunmamıştır. Ancak gözlemlerimize göre, kanal genişliği, femoral anterior ve posterior eğimlerin tek tek miktarları ve bu eğimlerin kesişim noktası femoral komponentin yerleşimine etki etmektedir. İstatistiki anlamlı p değeri elde etmek için 23 hastanın 20'sinde aynı yönde sonuç elde edilmesi gerektiği göz önüne alındığında; daha geniş sayılı bir hasta grubunda ve tercihen bilgisayarlı tomografi incelemesiyle daha anlamlı sonuçlara ulaşılması muhtemel görünmektedir. Kalça protezi tasarımında en önemli veriler sağlıklı bireylerden elde edilmiş BT görüntüleri üzerinden yapılan çalışmalara dayanmaktadır (34). Bu veriler displastik kalçalı bireylerinki ile karşılaştırmalı incelendiğinde displazi evresi ile anatomik bazı parametrelerde farklılıklar görülmüştür (35). Noble ve ark. sağlıklı bireylerde yaptıkları araştırmada femoral komponent dizaynında etkili anatomik ölçümleri irdelemiştir. Bu amaçla yazarlar femoral diyafizdeki anterior eğim ile bunu dengeleyen metafizyel bölgedeki posterior eğimin özelliklerinden bahsetmiştir. Yazarlar bu iki eğriyi ortadan ikiye ayıran birer ark çizip bu arklar arasındaki alfa açısını ölçerek sonucunu bildirmiştir (34). Ayrıca yine Noble ve ark. femoral anterior eğimin kanal içine yerleştirilecek düz implantlara etkisini belirlemek üzere özel bir metotla eğimin trokanter minöre göre konumunu belirlemiş ve displastik kalçalarda bu konumun distale doğru kaydığını raporlamıştır. Yazarların bildirdiğine göre displazi evresi arttıkça anterior eğimin pozisyonu distale kaymakta ve böylece düz yapılı implantların girmesi için daha fazla proksimal kemik uzunluğu kalmaktadır. Ayrıca yazarlar lateral grafide daha dar görünmesine rağmen kanalın displazik hastalarda sağlıklı bireylere göre sadece AP grafide anlamlı derecede daha dar olduğunu belirtmiştir (35). Bu bulgulara göre, literatürde başka hiçbir makalede buna benzer veri paylaşılmadığından çalışmamızdaki verilerin ancak dolaylı olarak karşılaştırması mümkündür. Crowe Evre 3 ve 4 displastik kalçaları içeren çalışmamızda eğimler arasında ölçülen ortalama alfa açısı sağlıklı bireylerde Noble ve ark. tarafından bildirilen ölçümlerden yüksektir (34). Her ne kadar Noble ve ark. bu açının

displastik kalçalardaki ölçümlerini paylaşmamış olsa da displastik kalçalarda anterior diyafizyel eğimin daha distalde olduğunu bildirmiş oldukları göz önüne alındığında bu durumun alfa açısında artmaya sebep olacağı öngörülebilir. Bu anlamda sağlıklı bireylere göre daha yüksek alfa değerleri elde edilmesi beklenen sonuçtur. Ayrıca Noble ve ark. tarafından ifade edildiği gibi displazi evresi ilerledikçe distale kayan anterior eğimin düz yapılı femoral komponentlerin ileri displastik kalçalarda başarıyla uygulanabilmeleri için anatomik bir zemin hazırladığı da anlaşılmaktadır. Displastik kalçalarda farklı anatomik değişikliklerin gözlenmesinin femoral komponent yerleşimine etkilerinin araştırılması gerekmektedir.

Tanımlanan radyolojik bulguların görülme sıklığının takip sürelerinin uzamasıyla azalacağı hipotezi bu çalışma ile doğrulanamamıştır. Literatürde proksimal femuru çevreleyen Gruen bölgelerinde kemik atrofi görülmesinin 2 yıldan sonra ilerlemeyeceği ve takip eden dönemde kemik mineral yoğunluğunun da 8 seneye kadar geri kazanılacağı bildirilmiştir (27, 138). Görülen radyolüsen hatların ise ilerleme göstermediği ve uzun süreli takiplerde gevşeme ile ilişkili olmadığı gösterilmiştir (3, 146). Çalışmamızda irdelenen osteotomi hattında takip sürecinde hipertrofik kallus görülmesi ve osteotomi hattında radyolüsen lineer hat görülmesi ise literatürde bildirilmemiş radyolojik bulgulardır. Ancak başka yazarların makalelerindeki radyografik takip şekillerinde bu tür bulgular tespit edilmesi mümkündür (9, 11). Çalışmamızda hasta bazında takip süresi uzadıkça bu tür bulguların kaybolduğu gözlenmiş olsa da bu konuda da istatistiki anlam saptanamamıştır. Bu anlamda daha uzun takip süreli inceleme yapılması gerekli görünmektedir.

Çalışmamızda son kontrol grafisinde osteotomi hattında lineer radyolüsen hat görülmesiyle HKS sonucu arasında ilişki saptanmıştır. Buna göre hat görülen hastaların son HKS skorları yine çok iyi (Medyan:91, min:75, mak:100) olmakla birlikte hat görülmeyen hastalardan (Medyan:97, min:79,6, mak:100) daha düşüktür. Literatürde ise bu konuda bir veri paylaşılmamıştır. Bu anlamda çalışmamızda femoral komponentin osteotomi hattını geçme miktarıyla osteotomi seviyesinde radyolüsen hat görülmesi arasında saptadığımız anlamlı ilişkiye rağmen femoral komponentin osteotomi hattını geçme miktarının HKS skoruyla anlamlı korelasyonu saptanamamıştır. Bu durum osteotomi hattında radyolüsen lineer hat görülmesi bulgusunun başka sebeplerinin varlığına işaret ediyor olabilir. Ayrıca son kontrol grafisinde femoral implant çevresinde Gruen bölgelerine göre radyolüsen hat



görülmesiyle VAS skorundaki değişim arasında da anlamlı ilişki saptanmıştır. Hat görülen hastalarda VAS skorundaki iyileşme yönündeki değişim daha az olmuştur. Literatürde radyolüsen hat görülmesinin uzun dönemde sağkalıma etkisi olmadığı ifade edilmiş olsa da klinik ağrı üzerine etkisi hakkında bir değerlendirme saptanmamıştır (1, 3, 33). Bu anlamda sebebi net olarak açıklığa kavuşturulmamış olan bu radyolojik bulgunun klinik sonuçlara da etkisinin olabileceği çalışmamızda gösterilmiştir. Çalışmamızdaki bu sonuçlara göre radyolojik bulgulara sebep olabilecek farklı sebeplerin de irdelenip bu mikroinstabilite sebeplerinin ideal olarak gözlemciler ve gözlemler arası değişkenliğinin analiz edilerek düşük olduğu saptanan radyografik bulgularla ve daha geniş hasta serilerinde değerlendirilmesi gerekmektedir.

Çalışmamızdaki en sık komplikasyon proksimal femurdaki kırık (%14), ikinci en sık komplikasyon sinir arazi bulgularının olması (%10) olarak saptanmıştır. Literatürdeki hasta serilerinin homojen olmamasına ve farklı cerrahi teknikler uygulanmasına bağlı olarak farklı oranlarda ve çeşitlerde komplikasyonlar bildirilmiştir. Mu ve ark. 20 hastada (%28) intraoperatif kırık saptandığını ve bunların 15'inin (%21) proksimal femurda olduğunu bildirmiştir. Genel olarak literatürde Crowe tip 4 displastik kalçalarda bildirilen intraoperatif kırık oranları %5 ile %28 arasında değişim göstermektedir (8, 9, 19, 20). Çalışmamızda osteotomi hattı distalinde profilaktik serklaj teli cerrahi tekniğin bir parçası olarak cerrahın tercihine bağlı olarak hastaların %82'sinde kullanılmış olup görülen intraoperatif kırıkların tamamı proksimal tarafta gerçekleşmiştir. Çalışmamızda görülen %14'lük intraoperatif kırık oranı literatür ile benzerlik göstermektedir. Hiçbir hastada bu durum intraoperatif serklaj kablosu uygulama dışında bir tedavi gerektirmemiş ve postoperatif rehabilitasyon sürecini etkilememiştir. Osteotomi hattında kaynamama oranı olarak literatürde %0 ile 29 arasında oranlar verilmiştir (20, 112, 148). Zweymüller femoral komponent ve osteotomi hattına herhangi bir fiksasyon materyali veya greft uygulamayan serilerde Götze ve ark %0, Onodera ve ark. %7, Mu ve ark. %3 kaynamama bildirmiş olup çalışmamızdaki %2'lik kaynamama oranı literatür ile uyumludur (9, 11, 23). Mu ve ark. vaka serilerinde kaynamama görülen bir hastanın kalça fonksiyonlarından memnun olması sebebiyle ek bir girişim yapılmadığını ifade etmiştir (9). Çalışmamızda bir hastada görülen kaynamama durumunda hastanın şikâyetinin de olmaması sebebiyle revizyon yapılmamıştır. Pleji veya parestezi görülme sıklığı literatürde %0 ile 13 arasında bildirilmiştir (9, 148). Farklı yazarlar sinir bulgusu gelişmesini farklı

sebeplere bağlamıştır. Eggi ve ark. cerrahi olarak bacak uzatma miktarının etkisi olmadığını savunup cerrahi esnasında sinirin direkt veya indirekt yaralandığını iddia etmiştir (149). Öte yandan çeşitli yazarlar bacak uzatma uzunluğunda farklı güvenli aralıklar belirtmiş olup 3, 4, 5 cm ya da femurun boyunun %10'undan fazla uzatma yapılmamasını savunmuşlardır (9, 18, 150-152). Çalışmamızdaki bacak uzatma miktarı  $3,2\pm 1,3$  cm iken sinir arazi bulunan hasta oranı olan %10 literatürdeki çalışmalarla uyumludur. Ayrıca çalışmamızda ölçülen trokanter major distalizasyon mesafesi ve osteotomi distalindeki kanal dolum oranları da literatürdeki yayınlarla benzerlik göstermektedir (9, 18, 29, 145).

Çalışmamızın bazı zayıf noktaları bulunmaktadır. İlk olarak çalışmamızın hasta sayısı radyolojik bulgular üzerinden istatistiki güçlü anlam çıkarılması bakımından düşük kalmaktadır. Yine de çalışmamız konuyla ilgili çalışmalara göre çok daha fazla sayıda ve en önemlisi de homojen bir hasta kohortuna sahip olmasıyla literatürdeki en geniş serili çalışmadır (9, 11). İkinci olarak çalışmamızda hastaların preoperatif ve postoperatif dönemdeki kalça eklemine lateral grafilerinde eksikler bulunmaktadır. Preoperatif olarak grafilerde femoral eğimlerin değerlendirilebildiği ve proksimal femurun tam lateral görüldüğü grafiler hastaların ancak yarısına yakınında elde edilebilmiştir. Ancak displastik kalçalı hastalarda ideal anlamda AP veya lateral görüntü almanın mümkün olmayabileceği literatürde de daha önce anılmıştır (35, 145). Postoperatif dönemde ise klinik protokolümüz hasta bazında gerekli görülmedikçe sadece anteroposterior radyografileri içermekte olup literatürde de buna benzer yaklaşımlar ifade edilmiştir (33). Mulliken ve ark. da lateral grafide elde edilen verilerin daha silik olduğunu ve AP grafideki verileri ancak teyit ettiğini; bu sebeple de literatürde paylaşılmadığını ifade etmiştir (153). Literatürde konuyla ilgili klinik ve radyolojik sonuçların bildirildiği çalışmalarda da lateral grafi çekilmiş olduğu ifade edilse de lateral grafideki bulgulara yönelik herhangi bir analiz veya sonuç paylaşılmadığı görülmüştür (9, 18, 84, 110, 124). İdeal olarak bu tür bir inceleme için hastaların pre- ve postoperatif dönemde BT ile görüntülenmesi gerekmektedir. Üçüncü olarak çalışmamızdaki ölçümler radyografik görüntüler üzerinden yapıldığından ölçüm hataları içeriyor olabilir (147). Bu konuda yapılan çalışmalarda proksimal femuru ilgilendiren ölçümlerde 2,4 mm'ye kadar ölçüm hatası olabildiği gibi (154) çökme hesaplanmasında da 0,4 mm'ye kadar ölçüm hatası olabileceği bildirilmiştir (144). Ancak retrospektif bir değerlendirme olan çalışmamızda rutin klinik protokolü olan radyografik incelemeler dışında radyolojik inceleme yapılmamış olup

literatürdeki benzer makalelerdeki tüm veriler de radyografik incelemelere dayandığından (1, 9, 18, 20, 104, 108, 153) karşılaştırma yapmak için yeterli güvenilirlikte veri elde ettiğimizi düşünüyoruz. Son olarak bu çalışmada değerlendirilen radyolojik bulguların gözlemciler ve gözlemler arası değişkenliğinin analiz edilmesi gereklidir. Radyolojik bulgular klinik sonuçlardan bağımsız değerlendirilmiş olsa da radyolojik bulguların varlığına dayalı araştırmalarda gözlemciler ve gözlemler arası değişkenliklerin yüksek olması teorik olarak sonuçlara etki edebilir.

## 6. Sonuç

Çalışmamızda Crowe tip 3 ve 4 displastik kalçalarda transvers kısaltma osteotomisi yapılarak ve dikdörtgen kesitli femoral komponent kullanılarak; osteotomi hattına yönelik greftleme dahil hiçbir ek girişimde bulunmadan başarılı radyolojik ve klinik sonuçlar sağlanabileceği gösterilmiştir.

Ek analizler ile femoral komponentin başarılı klinik ve radyolojik bulgular sağlayacak şekilde primer ve sekonder stabilite oluşturduğu, ancak bazı durumlarda bu sonuçlara kısıtlı şekilde etki eden mikroinstabilite sebepleri olabileceği anlaşılmıştır.

Gruen bölgelerine göre femoral komponent çevresinde görülen radyolüsen hatların VAS skorundaki değişim ile anlamlı ilişkisi saptanmıştır. Böylece literatürdeki çalışmalarda sebebi tam olarak belirlenememiş olan bu radyolojik bulgunun klinik sonuçlarla ilişkisi ilk kez ortaya konulmuştur.

Femoral komponentin osteotomi seviyesini geçme miktarının artmasının osteotomi hattında radyolüsen hat görülmesi ve son kontroldeki düşük HKS ile ilişkili olduğu saptanmıştır. Bu ilişkinin sebeplerine yönelik incelemede, AP grafiplerde kanal dolum miktarları ve lateral grafiplerde preoperatif şablonlama değerlendirilmiştir. Femoral implantın sagittal planda 3 nokta tutunumunun sağlanamamasının bazı radyolojik bulgularla ilişkili olabileceği gösterilmiştir. Bu radyolojik bulgular osteotomi hattında son kontrol grafisinde lineer radyolüsen hat görülmesi, femoral komponent çevresinde Gruen bölgelerinde radyolüsen hat görülmesi veya osteotomi hattında hipertrofik kallus ile iyileşmedir. Kanal dolum oranları ise bu bulgularla ilişkili bulunmamıştır. Bu sonuçlar sagittal plandaki yerleşimin stabilite üzerindeki muhtemel etkisine yönelik ilk bulgular olup bu konuda istatistiki anlamlı güçte sonuca varılması ve güvenli osteotomi seviyesi pozisyonu belirtilebilmesi için seri röntgen bulguları üzerinden daha yüksek hasta sayısı ile araştırma yapılması gerektiği anlaşılmıştır.

## 7. Kaynakça

1. Delaunay CP, Kapandji AI. Primary total hip arthroplasty with the Karl Zweymuller first-generation cementless prosthesis. A 5- to 9-year retrospective study. *J Arthroplasty*. 1996;11(6):643-52.
2. Garcia-Cimbrelo E, Cruz-Pardos A, Madero R, Ortega-Andreu M. Total hip arthroplasty with use of the cementless Zweymuller Alloclassic system. A ten to thirteen-year follow-up study. *J Bone Joint Surg Am*. 2003;85-A(2):296-303.
3. Zweymuller KA, Schwarzingler UM, Steindl MS. Radiolucent lines and osteolysis along tapered straight cementless titanium hip stems: a comparison of 6-year and 10-year follow-up results in 95 patients. *Acta Orthop*. 2006;77(6):871-6.
4. Cruz-Pardos A, Garcia-Rey E, Garcia-Cimbrelo E. Total Hip Arthroplasty with Use of the Cementless Zweymuller Alloclassic System: A Concise Follow-up, at a Minimum of 25 Years, of a Previous Report. *J Bone Joint Surg Am*. 2017;99(22):1927-31.
5. Park MS, Kim KH, Jeong WC. Transverse subtrochanteric shortening osteotomy in primary total hip arthroplasty for patients with severe hip developmental dysplasia. *J Arthroplasty*. 2007;22(7):1031-6.
6. Ozan F, Uzun E, Gurbuz K, Koyuncu S, Altay T, Kayali C. Total hip arthroplasty in the developmental dysplasia of the hip using transverse subtrochanteric osteotomy. *J Orthop*. 2016;13(4):259-63.
7. Li H, Xu J, Qu X, Mao Y, Dai K, Zhu Z. Comparison of Total Hip Arthroplasty With and Without Femoral Shortening Osteotomy for Unilateral Mild to Moderate High Hip Dislocation. *J Arthroplasty*. 2017;32(3):849-56.
8. Rollo G, Solarino G, Vicenti G, Picca G, Carrozzo M, Moretti B. Subtrochanteric femoral shortening osteotomy combined with cementless total hip replacement for Crowe type IV developmental dysplasia: a retrospective study. *J Orthop Traumatol*. 2017;18(4):407-13.

9. Mu W, Yang D, Xu B, Mamtimin A, Guo W, Cao L. Midterm Outcome of Cementless Total Hip Arthroplasty in Crowe IV-Hartofilakidis Type III Developmental Dysplasia of the Hip. *J Arthroplasty*. 2016;31(3):668-75.
10. Randelli F, Randelli P, Visentin O, Monteleone M, Brianza G, Randelli G. Arthroplasty in high grade congenital hip dislocation: Personal experience and review of the literature. *Hip Int*. 2002;12(2):139-41.
11. Gotze C, Winkelmann W, Gosheger G, Rodl R. [Is there a need of an additional extramedullary fixation in transverse subtrochanteric shortening in primary total hip arthroplasty for patients with severe hip dysplasia? Short-term experience in seven patients with congenital dislocation]. *Z Orthop Unfall*. 2007;145(5):568-73.
12. Wang D, Li DH, Li Q, Wang HY, Luo ZY, Yang Y, et al. Subtrochanteric shortening osteotomy during cementless total hip arthroplasty in young patients with severe developmental dysplasia of the hip. *BMC Musculoskelet Disord*. 2017;18(1):491.
13. Can A, Sarikaya IA, Yontar NS, Erdogan AO, Gorgun B, Erdogan F. High-Riding Congenital Hip Dislocation: THA With Unilateral vs Bilateral Transverse Femoral Shortening Osteotomy. *J Arthroplasty*. 2018;33(5):1432-6.
14. Yasgur DJ, Stuchin SA, Adler EM, DiCesare PE. Subtrochanteric femoral shortening osteotomy in total hip arthroplasty for high-riding developmental dislocation of the hip. *J Arthroplasty*. 1997;12(8):880-8.
15. Sener N, Tozun IR, Asik M. Femoral shortening and cementless arthroplasty in high congenital dislocation of the hip. *J Arthroplasty*. 2002;17(1):41-8.
16. Krych AJ, Howard JL, Trousdale RT, Cabanela ME, Berry DJ. Total hip arthroplasty with shortening subtrochanteric osteotomy in Crowe type-IV developmental dysplasia: surgical technique. *J Bone Joint Surg Am*. 2010;92 Suppl 1 Pt 2:176-87.
17. Baz AB, Senol V, Akalin S, Kose O, Guler F, Turan A. Treatment of high hip dislocation with a cementless stem combined with a shortening osteotomy. *Arch Orthop Trauma Surg*. 2012;132(10):1481-6.

18. Kilicoglu OI, Turker M, Akgul T, Yazicioglu O. Cementless total hip arthroplasty with modified oblique femoral shortening osteotomy in Crowe type IV congenital hip dislocation. *J Arthroplasty*. 2013;28(1):117-25.
19. Ollivier M, Abdel MP, Krych AJ, Trousdale RT, Berry DJ. Long-Term Results of Total Hip Arthroplasty With Shortening Subtrochanteric Osteotomy in Crowe IV Developmental Dysplasia. *J Arthroplasty*. 2016;31(8):1756-60.
20. Wang D, Li LL, Wang HY, Pei FX, Zhou ZK. Long-Term Results of Cementless Total Hip Arthroplasty With Subtrochanteric Shortening Osteotomy in Crowe Type IV Developmental Dysplasia. *J Arthroplasty*. 2017;32(4):1211-9.
21. Muratli KS, Karatosun V, Uzun B, Celik S. Subtrochanteric shortening in total hip arthroplasty: biomechanical comparison of four techniques. *J Arthroplasty*. 2014;29(4):836-42.
22. Reikeraas O, Lereim P, Gabor I, Gunderson R, Bjerkreim I. Femoral shortening in total arthroplasty for completely dislocated hips: 3-7 year results in 25 cases. *Acta Orthop Scand*. 1996;67(1):33-6.
23. Onodera S, Majima T, Ito H, Matsuno T, Kishimoto T, Minami A. Cementless total hip arthroplasty using the modular S-ROM prosthesis combined with corrective proximal femoral osteotomy. *J Arthroplasty*. 2006;21(5):664-9.
24. Takao M, Ohzono K, Nishii T, Miki H, Nakamura N, Sugano N. Cementless modular total hip arthroplasty with subtrochanteric shortening osteotomy for hips with developmental dysplasia. *J Bone Joint Surg Am*. 2011;93(6):548-55.
25. Gruen TA, McNeice GM, Amstutz HC. "Modes of failure" of cemented stem-type femoral components: a radiographic analysis of loosening. *Clin Orthop Relat Res*. 1979(141):17-27.
26. DeLee JG, Charnley J. Radiological demarcation of cemented sockets in total hip replacement. *Clin Orthop Relat Res*. 1976(121):20-32.
27. Wick M, Lester DK. Radiological changes in second- and third-generation Zweymuller stems. *J Bone Joint Surg Br*. 2004;86(8):1108-14.

28. Brooker AF, Bowerman JW, Robinson RA, Riley LH, Jr. Ectopic ossification following total hip replacement. Incidence and a method of classification. *J Bone Joint Surg Am.* 1973;55(8):1629-32.
29. Li X, Lu Y, Sun J, Lin X, Tang T. Treatment of Crowe Type-IV Hip Dysplasia Using Cementless Total Hip Arthroplasty and Double Chevron Subtrochanteric Shortening Osteotomy: A 5- to 10-Year Follow-Up Study. *J Arthroplasty.* 2017;32(2):475-9.
30. Sivananthan S, Lim CT, Narkbunnam R, Sox-Harris A, Huddleston JI, 3rd, Goodman SB. Revision Hip Arthroplasty Using a Modular, Cementless Femoral Stem: Intermediate-Term Follow-Up. *J Arthroplasty.* 2017;32(4):1245-9.
31. Montalti M, Castagnini F, Giardina F, Tassinari E, Biondi F, Toni A. Cementless Total Hip Arthroplasty in Crowe III and IV Dysplasia: High Hip Center and Modular Necks. *J Arthroplasty.* 2018;33(6):1813-9.
32. Grubl A, Chiari C, Gruber M, Kaider A, Gottsauner-Wolf F. Cementless total hip arthroplasty with a tapered, rectangular titanium stem and a threaded cup: a minimum ten-year follow-up. *J Bone Joint Surg Am.* 2002;84-A(3):425-31.
33. Pospischill M, Knahr K. Cementless total hip arthroplasty using a threaded cup and a rectangular tapered stem. Follow-up for ten to 17 years. *J Bone Joint Surg Br.* 2005;87(9):1210-5.
34. Noble PC, Alexander JW, Lindahl LJ, Yew DT, Granberry WM, Tullos HS. The anatomic basis of femoral component design. *Clin Orthop Relat Res.* 1988(235):148-65.
35. Noble PC, Kamaric E, Sugano N, Matsubara M, Harada Y, Ohzono K, et al. Three-dimensional shape of the dysplastic femur: implications for THR. *Clin Orthop Relat Res.* 2003(417):27-40.
36. Tachdjian MO, Herring JA, Texas Scottish Rite Hospital for C. Tachdjian's pediatric orthopaedics. Philadelphia: Saunders/Elsevier; 2014.



37. Clinical practice guideline: early detection of developmental dysplasia of the hip. Committee on Quality Improvement, Subcommittee on Developmental Dysplasia of the Hip. American Academy of Pediatrics. *Pediatrics*. 2000;105(4 Pt 1):896-905.
38. Shaw BA, Segal LS, Section On O. Evaluation and Referral for Developmental Dysplasia of the Hip in Infants. *Pediatrics*. 2016;138(6).
39. Elbourne D, Dezateux C, Arthur R, Clarke NM, Gray A, King A, et al. Ultrasonography in the diagnosis and management of developmental hip dysplasia (UK Hip Trial): clinical and economic results of a multicentre randomised controlled trial. *Lancet*. 2002;360(9350):2009-17.
40. Jackson RW, Pollo FE. The legacy of Professor Adolf Lorenz, the “bloodless surgeon of Vienna”. *Proceedings (Baylor University Medical Center)*. 2004;17(1):3-7.
41. Mubarak SJ. In search of Ortolani: the man and the method. *J Pediatr Orthop*. 2015;35(2):210-6.
42. Dickson JW. Pierre Le Damany on congenital dysplasia of the hip. *Proceedings of the Royal Society of Medicine*. 1969;62(6):575-7.
43. Pavlik A. Stirrups as an aid in the treatment of congenital dysplasias of the hip in children. By Arnold Pavlik, 1950. *J Pediatr Orthop*. 1989;9(2):157-9.
44. Mubarak SJ, Bialik V. Pavlik: the man and his method. *J Pediatr Orthop*. 2003;23(3):342-6.
45. Loder RT, Skopelja EN. The epidemiology and demographics of hip dysplasia. *ISRN Orthop*. 2011;2011:238607.
46. Cekic B, Erdem-Toslak I, Sertkaya O, Filiz S, Kilar Y, Koroglu M, et al. Incidence and follow-up outcomes of developmental hip dysplasia of newborns in the Western Mediterranean Region. *Turk J Pediatr*. 2015;57(4):353-8.
47. Hoaglund FT, Steinbach LS. Primary osteoarthritis of the hip: etiology and epidemiology. *J Am Acad Orthop Surg*. 2001;9(5):320-7.

48. Ulucay C, Ozler T, Guven M, Akman B, Kocadal AO, Altintas F. Etiology of coxarthrosis in patients with total hip replacement. *Acta Orthop Traumatol Turc.* 2013;47(5):330-3.
49. Panagiotopoulou N, Bitar K, Hart WJ. The association between mode of delivery and developmental dysplasia of the hip in breech infants: a systematic review of 9 cohort studies. *Acta Orthop Belg.* 2012;78(6):697-702.
50. Sarkissian EJ, Sankar WN, Baldwin K, Flynn JM. Is there a predilection for breech infants to demonstrate spontaneous stabilization of DDH instability? *J Pediatr Orthop.* 2014;34(5):509-13.
51. Fox AE, Paton RW. The relationship between mode of delivery and developmental dysplasia of the hip in breech infants: a four-year prospective cohort study. *J Bone Joint Surg Br.* 2010;92(12):1695-9.
52. Mulpuri K, Song KM, Goldberg MJ, Sevarino K. Detection and Nonoperative Management of Pediatric Developmental Dysplasia of the Hip in Infants up to Six Months of Age. *J Am Acad Orthop Surg.* 2015;23(3):202-5.
53. Clarke NM. Swaddling and hip dysplasia: an orthopaedic perspective. *Arch Dis Child.* 2014;99(1):5-6.
54. Dogruel H, Atalar H, Yavuz OY, Sayli U. Clinical examination versus ultrasonography in detecting developmental dysplasia of the hip. *Int Orthop.* 2008;32(3):415-9.
55. Engesaeter IO, Lehmann T, Laborie LB, Lie SA, Rosendahl K, Engesaeter LB. Total hip replacement in young adults with hip dysplasia: age at diagnosis, previous treatment, quality of life, and validation of diagnoses reported to the Norwegian Arthroplasty Register between 1987 and 2007. *Acta Orthop.* 2011;82(2):149-54.
56. Engesaeter IO, Lie SA, Lehmann TG, Furnes O, Vollset SE, Engesaeter LB. Neonatal hip instability and risk of total hip replacement in young adulthood: follow-up of 2,218,596 newborns from the Medical Birth Registry of Norway in the Norwegian Arthroplasty Register. *Acta Orthop.* 2008;79(3):321-6.

57. Sink EL, Ricciardi BF, Torre KD, Price CT. Selective ultrasound screening is inadequate to identify patients who present with symptomatic adult acetabular dysplasia. *J Child Orthop.* 2014;8(6):451-5.
58. Paton RW. Screening in Developmental Dysplasia of the Hip (DDH). *Surgeon.* 2017;15(5):290-6.
59. Köse N, Ömeroğlu H, Dağlar B. Gelişimsel Kalça Displazisi Ulusal Erken Tanı Ve Tedavi Programı, 2010. Erişim Adresi: <https://dosyaism.saglik.gov.tr/Eklenti/11153,299836ulusal-gelisimsel-kalca-displazisi-erken-tani-ve-tedavi-programi-egitim-kitapcigi-2pdf.pdf?0> Erişim tarihi: 31.1.19.
60. Köse N, Ömeroğlu H, Dağlar B. Gelişimsel Kalça Displazisi Ulusal Erken Tanı Ve Tedavi Programı, 2013. Erişim Adresi: <https://dosyaism.saglik.gov.tr/Eklenti/11153,299836ulusal-gelisimsel-kalca-displazisi-erken-tani-ve-tedavi-programi-egitim-kitapcigi-2pdf.pdf?0> Erişim tarihi: 31.1.19.
61. Rosendahl K, Markestad T, Lie RT. Ultrasound screening for developmental dysplasia of the hip in the neonate: the effect on treatment rate and prevalence of late cases. *Pediatrics.* 1994;94(1):47-52.
62. Holen KJ, Tegnander A, Bredland T, Johansen OJ, Saether OD, Eik-Nes SH, et al. Universal or selective screening of the neonatal hip using ultrasound? A prospective, randomised trial of 15,529 newborn infants. *J Bone Joint Surg Br.* 2002;84(6):886-90.
63. Kosuge D, Yamada N, Azegami S, Achan P, Ramachandran M. Management of developmental dysplasia of the hip in young adults: current concepts. *Bone Joint J.* 2013;95-B(6):732-7.
64. Cordry R, Santore R. Hip dysplasia. *Surgery of the hip.* Philadelphia, PA: Elsevier/Saunders; 2013. p. 928-40.
65. Dunn HK, Hess WE. Total hip reconstruction in chronically dislocated hips. *J Bone Joint Surg Am.* 1976;58(6):838-45.

66. Bicanic G, Delimar D, Delimar M, Pecina M. Influence of the acetabular cup position on hip load during arthroplasty in hip dysplasia. *Int Orthop*. 2009;33(2):397-402.
67. Yiannakopoulos CK, Chougle A, Eskelinen A, Hodgkinson JP, Hartofilakidis G. Inter- and intra-observer variability of the Crowe and Hartofilakidis classification systems for congenital hip disease in adults. *J Bone Joint Surg Br*. 2008;90(5):579-83.
68. Crowe JF, Mani VJ, Ranawat CS. Total hip replacement in congenital dislocation and dysplasia of the hip. *J Bone Joint Surg Am*. 1979;61(1):15-23.
69. Hartofilakidis G, Stamos K, Ioannidis TT. Low friction arthroplasty for old untreated congenital dislocation of the hip. *J Bone Joint Surg Br*. 1988;70(2):182-6.
70. Hartofilakidis G, Yiannakopoulos CK, Babis GC. The morphologic variations of low and high hip dislocation. *Clin Orthop Relat Res*. 2008;466(4):820-4.
71. Eskelinen A, Remes V, Ylinen P, Helenius I, Tallroth K, Paavilainen T. Cementless total hip arthroplasty in patients with severely dysplastic hips and a previous Schanz osteotomy of the femur: techniques, pitfalls, and long-term outcome. *Acta Orthop*. 2009;80(3):263-9.
72. Chen M, Shang XF. Surgical treatment for young adult hip dysplasia: joint-preserving options. *Int Orthop*. 2016;40(5):891-900.
73. Ganz R, Slongo T, Siebenrock KA, Turchetto L, Leunig M. Surgical technique: The capsular arthroplasty: a useful but abandoned procedure for young patients with developmental dysplasia of the hip. *Clin Orthop Relat Res*. 2012;470(11):2957-67.
74. Duda GN, König C, Bergmann G, Tohtz S, Perka C, Heller M. Biomechanics of the Artificial Hip Joint. In: Berry DJ, Lieberman JR, editors. *Surgery of the hip*. Philadelphia, PA: Elsevier/Saunders; 2013. p. 19-34.
75. Harkess JW, Crockarell Jr. JR. Arthroplasty of the Hip. In: Canale ST, Beaty JH, Campbell WC, editors. *Campbell's operative orthopaedics*. Philadelphia, PA: Elsevier/Mosby; 2013. p. 211-6.
76. Bergmann G, Graichen F, Rohlmann A. Is staircase walking a risk for the fixation of hip implants? *J Biomech*. 1995;28(5):535-53.

77. Bergmann G, Deuretzbacher G, Heller M, Graichen F, Rohlmann A, Strauss J, et al. Hip contact forces and gait patterns from routine activities. *J Biomech.* 2001;34(7):859-71.
78. Bergmann G, Graichen F, Rohlmann A. Hip joint contact forces during stumbling. *Langenbecks Arch Surg.* 2004;389(1):53-9.
79. Bergmann G, Graichen F, Rohlmann A, Bender A, Heinlein B, Duda GN, et al. Realistic loads for testing hip implants. *Biomed Mater Eng.* 2010;20(2):65-75.
80. Taylor ME, Tanner KE, Freeman MA, Yettram AL. Stress and strain distribution within the intact femur: compression or bending? *Med Eng Phys.* 1996;18(2):122-31.
81. Duda GN, Schneider E, Chao EY. Internal forces and moments in the femur during walking. *J Biomech.* 1997;30(9):933-41.
82. Duda GN, Heller M, Albinger J, Schulz O, Schneider E, Claes L. Influence of muscle forces on femoral strain distribution. *J Biomech.* 1998;31(9):841-6.
83. Heller MO, Schroder JH, Matziolis G, Sharenkov A, Taylor WR, Perka C, et al. [Musculoskeletal load analysis. A biomechanical explanation for clinical results--and more?]. *Orthopade.* 2007;36(3):188, 90-4.
84. Perka C, Fischer U, Taylor WR, Matziolis G. Developmental hip dysplasia treated with total hip arthroplasty with a straight stem and a threaded cup. *J Bone Joint Surg Am.* 2004;86-A(2):312-9.
85. Johnston RC, Brand RA, Crowninshield RD. Reconstruction of the hip. A mathematical approach to determine optimum geometric relationships. *J Bone Joint Surg Am.* 1979;61(5):639-52.
86. Russotti GM, Harris WH. Proximal placement of the acetabular component in total hip arthroplasty. A long-term follow-up study. *J Bone Joint Surg Am.* 1991;73(4):587-92.
87. Flecher X, Parratte S, Brassart N, Aubaniac JM, Argenson JN. Evaluation of the hip center in total hip arthroplasty for old developmental dysplasia. *J Arthroplasty.* 2008;23(8):1189-96.

88. Dapuzzo MR, Sierra RJ. Acetabular considerations during total hip arthroplasty for hip dysplasia. *Orthop Clin North Am.* 2012;43(3):369-75.
89. Rogers BA, Garbedian S, Kuchinad RA, Backstein D, Safir O, Gross AE. Total hip arthroplasty for adult hip dysplasia. *J Bone Joint Surg Am.* 2012;94(19):1809-21.
90. Nawabi DH, Meftah M, Nam D, Ranawat AS, Ranawat CS. Durable fixation achieved with medialized, high hip center cementless THAs for Crowe II and III dysplasia. *Clin Orthop Relat Res.* 2014;472(2):630-6.
91. Komiyama K, Nakashima Y, Hirata M, Hara D, Kohno Y, Iwamoto Y. Does High Hip Center Decrease Range of Motion in Total Hip Arthroplasty? A Computer Simulation Study. *J Arthroplasty.* 2016;31(10):2342-7.
92. Watts CD, Martin JR, Fehring KA, Griffin WL. Inferomedial Hip Center Decreases Failure Rates in Cementless Total Hip Arthroplasty for Crowe II and III Hip Dysplasia. *J Arthroplasty.* 2018;33(7):2177-81.
93. Song JH, Ahn TS, Yoon PW, Chang JS. Reliability of the acetabular reconstruction technique using autogenous bone graft from resected femoral head in hip dysplasia: Influence of the change of hip joint center on clinical outcome. *J Orthop.* 2017;14(4):438-44.
94. Galea VP, Laaksonen I, Donahue GS, Fukui K, Kaneuji A, Malchau H, et al. Developmental Dysplasia Treated With Cementless Total Hip Arthroplasty Utilizing High Hip Center Reconstruction: A Minimum 13-Year Follow-up Study. *J Arthroplasty.* 2018;33(9):2899-905.
95. Dorr LD, Faugere MC, Mackel AM, Gruen TA, Bognar B, Malluche HH. Structural and cellular assessment of bone quality of proximal femur. *Bone.* 1993;14(3):231-42.
96. Delaunay C. Effect of hydroxyapatite coating on the radio-clinical results of a grit-blasted titanium alloy femoral taper. A case-control study of 198 cementless primary total hip arthroplasty with the Alloclassic system. *Orthop Traumatol Surg Res.* 2014;100(7):739-44.

97. Harkess JW, Crockarell Jr. JR. Design and Selection of Total Hip Components. In: Canale ST, Beaty JH, Campbell WC, editors. *Campbell's operative orthopaedics*. Philadelphia, PA: Elsevier/Mosby; 2013. p. 163-78.
98. Heller MO, Bergmann G, Deuretzbacher G, Claes L, Haas NP, Duda GN. Influence of femoral anteversion on proximal femoral loading: measurement and simulation in four patients. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 2001;16(8):644-9.
99. Cross MB, Nam D, Mayman DJ. Ideal femoral head size in total hip arthroplasty balances stability and volumetric wear. *HSS J*. 2012;8(3):270-4.
100. Banerjee S, Pivec R, Issa K, Kapadia BH, Khanuja HS, Mont MA. Large-diameter femoral heads in total hip arthroplasty: an evidence-based review. *Am J Orthop (Belle Mead NJ)*. 2014;43(11):506-12.
101. Riviere C, Grappiolo G, Engh CA, Jr., Vidalain JP, Chen AF, Boehler N, et al. Long-term bone remodelling around 'legendary' cementless femoral stems. *EFORT Open Rev*. 2018;3(2):45-57.
102. Khanuja HS, Vakil JJ, Goddard MS, Mont MA. Cementless femoral fixation in total hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am*. 2011;93(5):500-9.
103. Swanson TV. The tapered press fit total hip arthroplasty: a European alternative. *J Arthroplasty*. 2005;20(4 Suppl 2):63-7.
104. Zweymuller K, Semlitsch M. Concept and material properties of a cementless hip prosthesis system with Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> ceramic ball heads and wrought Ti-6Al-4V stems. *Arch Orthop Trauma Surg*. 1982;100(4):229-36.
105. Kim JT, Yoo JJ. Implant Design in Cementless Hip Arthroplasty. *Hip Pelvis*. 2016;28(2):65-75.
106. Lintner F, Zweymuller K, Brand G. Tissue reactions to titanium endoprostheses. Autopsy studies in four cases. *J Arthroplasty*. 1986;1(3):183-95.
107. Lester DK. Cross-section radiographic analysis of 10 retrieved titanium alloy press-fit femoral endoprostheses. *J Arthroplasty*. 1997;12(8):930-7.

108. Bohm G, Lintner F, Auterith A, Lester DK, Zweymuller KA. Morphometric examination of straight, tapered titanium stems: a retrieval study. *Clin Orthop Relat Res.* 2001(393):13-24.
109. Gotze C, Steens W, Vieth V, Poremba C, Claes L, Steinbeck J. Primary stability in cementless femoral stems: custom-made versus conventional femoral prosthesis. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2002;17(4):267-73.
110. Korovessis P, Repantis T. High medium-term survival of Zweymuller SLR-plus stem used in femoral revision. *Clin Orthop Relat Res.* 2009;467(8):2032-40.
111. Effenberger H, Heiland A, Ramsauer T, Plitz W, Dorn U. A model for assessing the rotational stability of uncemented femoral implants. *Arch Orthop Trauma Surg.* 2001;121(1-2):60-4.
112. Erdemli B, Yilmaz C, Atalar H, Guzel B, Cetin I. Total hip arthroplasty in developmental high dislocation of the hip. *J Arthroplasty.* 2005;20(8):1021-8.
113. Li C, Zhang C, Zhang M, Ding Y. Comparison of transverse and modified subtrochanteric femoral shortening osteotomy in total hip arthroplasty for developmental dysplasia of hip: a meta-analysis. *BMC Musculoskelet Disord.* 2014;15:331.
114. Papachristou G, Hatzigrigoris P, Panousis K, Plessas S, Sourlas J, Levidiotis C, et al. Total hip arthroplasty for developmental hip dysplasia. *Int Orthop.* 2006;30(1):21-5.
115. Harkess JW, Crockarell Jr. JR. Arthroplasty of the Hip. In: Canale ST, Beaty JH, Campbell WC, editors. *Campbell's operative orthopaedics.* Philadelphia, PA: Elsevier/Mosby; 2013. p. 216.
116. Canale ST, Beaty JH, Campbell WC. *Campbell's operative orthopaedics.* Philadelphia, PA: Elsevier/Mosby; 2013.
117. Nilsson A, Bremander A. Measures of hip function and symptoms: Harris Hip Score (HHS), Hip Disability and Osteoarthritis Outcome Score (HOOS), Oxford Hip Score (OHS), Lequesne Index of Severity for Osteoarthritis of the Hip (LISOH), and American



Academy of Orthopedic Surgeons (AAOS) Hip and Knee Questionnaire. *Arthritis Care Res (Hoboken)*. 2011;63 Suppl 11:S200-7.

118. Ranawat CS, Dorr LD, Inglis AE. Total hip arthroplasty in protrusio acetabuli of rheumatoid arthritis. *J Bone Joint Surg Am*. 1980;62(7):1059-65.

119. de Beer J, McKenzie S, Hubmann M, Petruccelli D, Winemaker M. Influence of cementless femoral stems inserted in varus on functional outcome in primary total hip arthroplasty. *Can J Surg*. 2006;49(6):407-11.

120. Grubl A, Chiari C, Giurea A, Gruber M, Kaider A, Marker M, et al. Cementless total hip arthroplasty with the rectangular titanium Zweymuller stem. A concise follow-up, at a minimum of fifteen years, of a previous report. *J Bone Joint Surg Am*. 2006;88(10):2210-5.

121. Grubl A, Kolb A, Reinisch G, Fafilek G, Skrbensky G, Kotz R. Characterization, quantification, and isolation of aluminum oxide particles on grit blasted titanium aluminum alloy hip implants. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*. 2007;83(1):127-31.

122. Studers P, Belajevs D, Jurkevics V, Likums P. Ten to fifteen-year clinical and radiographic follow-up with a third-generation cementless stem in a young patient population. *Int Orthop*. 2016;40(3):465-71.

123. Labek G, Kovac S, Levasic V, Janda W, Zagra L. The outcome of the cementless tapered SL-Plus stem: an analysis of arthroplasty register data. *Int Orthop*. 2012;36(6):1149-54.

124. Mutlu T, Cicek H, Yalcin N, Kilicarslan K, Tuhanioglu U. How do different designs of femoral stem affect total hip arthroplasty applied to Crowe type III and type IV dysplastic hips. *Hip Int*. 2016;26(4):374-9.

125. Park M-S, Kim K-H, Jeong W-C. Transverse Subtrochanteric Shortening Osteotomy in Primary Total Hip Arthroplasty for Patients With Severe Hip Developmental Dysplasia. *The Journal of Arthroplasty*. 2007;22(7):1031-6.

126. Sofu H, Kockara N, Gursu S, Issin A, Oner A, Sahin V. Transverse Subtrochanteric Shortening Osteotomy During Cementless Total Hip Arthroplasty in Crowe Type-III or IV Developmental Dysplasia. *J Arthroplasty*. 2015;30(6):1019-23.
127. Catma MF, Unlu S, Ozturk A, Aksekili AM, Ersan O, Ates Y. Femoral shortening osteotomy in total hip arthroplasty for severe dysplasia: a comparison of two fixation techniques. *Int Orthop*. 2016;40(11):2271-6.
128. Altay M, Demirkale I, Catma MF, Sesen H, Unlu S, Karaduman M. Results of Crowe Type IV Developmental Dysplasia of Hip Treated by Subtrochantric Osteotomy and Total Hip Arthroplasty. *Indian J Orthop*. 2018;52(4):374-9.
129. Becker DA, Gustilo RB. Double-chevron subtrochanteric shortening derotational femoral osteotomy combined with total hip arthroplasty for the treatment of complete congenital dislocation of the hip in the adult. Preliminary report and description of a new surgical technique. *J Arthroplasty*. 1995;10(3):313-8.
130. Schneider E, Kinast C, Eulenberger J, Wyder D, Eskilsson G, Perren SM. A comparative study of the initial stability of cementless hip prostheses. *Clin Orthop Relat Res*. 1989(248):200-9.
131. Tuncay I, Yildiz F, Bilsel K, Uzer G, Elmadag M, Erden T, et al. Biomechanical Comparison of 2 Different Femoral Stems in the Shortening Osteotomy of the High-Riding Hip. *J Arthroplasty*. 2016;31(6):1346-51.
132. Green JR, Nemzek JA, Arnoczky SP, Johnson LL, Balas MS. The effect of bone compaction on early fixation of porous-coated implants. *J Arthroplasty*. 1999;14(1):91-7.
133. Kold S, Rahbek O, Toft M, Ding M, Overgaard S, Soballe K. Bone compaction enhances implant fixation in a canine gap model. *J Orthop Res*. 2005;23(4):824-30.
134. Linde F, Jensen J, Pilgaard S. Charnley arthroplasty in osteoarthritis secondary to congenital dislocation or subluxation of the hip. *Clin Orthop Relat Res*. 1988;227:164-71.

135. Sofu H, V SA, Gursu S, Yildirim T, Issin A, Kockara N. Cementless total hip arthroplasty in patients with Crowe type-4 developmental dysplasia. *Hip Int.* 2013;23(5):472-7.
136. Engh CA, Massin P, Suthers KE. Roentgenographic assessment of the biologic fixation of porous-surfaced femoral components. *Clin Orthop Relat Res.* 1990(257):107-28.
137. Engh CA, Bobyn JD, Glassman AH. Porous-coated hip replacement. The factors governing bone ingrowth, stress shielding, and clinical results. *J Bone Joint Surg Br.* 1987;69(1):45-55.
138. Karachalios T, Tsatsaronis C, Efraimis G, Papadelis P, Lyritis G, Diakoumopoulos G. The long-term clinical relevance of calcar atrophy caused by stress shielding in total hip arthroplasty: a 10-year, prospective, randomized study. *J Arthroplasty.* 2004;19(4):469-75.
139. Suckel A, Geiger F, Kinzl L, Wulker N, Garbrecht M. Long-term results for the uncemented Zweymuller/Alloclassic hip endoprosthesis. A 15-year minimum follow-up of 320 hip operations. *J Arthroplasty.* 2009;24(6):846-53.
140. Kapoor SK, Kataria H, Boruah T, Patra SR, Chaudhry A, Kapoor S. Expandable self-locking nail in the management of closed diaphyseal fractures of femur and tibia. *Indian J Orthop.* 2009;43(3):264-70.
141. Burghardt RD, Manzotti A, Bhave A, Paley D, Herzenberg JE. Tibial lengthening over intramedullary nails: A matched case comparison with Ilizarov tibial lengthening. *Bone Joint Res.* 2016;5(1):1-10.
142. Fink B, Urbansky K, Schuster P. Mid term results with the curved modular tapered, fluted titanium Revitan stem in revision hip replacement. *Bone Joint J.* 2014;96-B(7):889-95.
143. de Menezes DF, Le Beguec P, Sieber HP, Goldschild M. Stem and osteotomy length are critical for success of the transfemoral approach and cementless stem revision. *Clin Orthop Relat Res.* 2012;470(3):883-8.

144. Ilchmann T, Eingartner C, Heger K, Weise K. Femoral subsidence assessment after hip replacement: an experimental study. *Ups J Med Sci.* 2006;111(3):361-9.
145. Nishihara S, Sugano N, Nishii T, Tanaka H, Nakamura N, Yoshikawa H, et al. Clinical accuracy evaluation of femoral canal preparation using the ROBODOC system. *J Orthop Sci.* 2004;9(5):452-61.
146. Dohle J, Becker W, Braun M. [Radiological analysis of osseointegration after implantation of the Zweymuller-Alloclassic total hip system]. *Z Orthop Ihre Grenzgeb.* 2001;139(6):517-24.
147. Innmann MM, Spier K, Streit MR, Aldinger PR, Bruckner T, Gotterbarm T, et al. Comparative Analysis of the Reconstruction of Individual Hip Anatomy Using 3 Different Cementless Stem Designs in Patients With Primary Hip Osteoarthritis. *J Arthroplasty.* 2018;33(4):1126-32.
148. Neumann D, Thaler C, Dorn U. Femoral shortening and cementless arthroplasty in Crowe type 4 congenital dislocation of the hip. *Int Orthop.* 2012;36(3):499-503.
149. Eggli S, Hankemayer S, Muller ME. Nerve palsy after leg lengthening in total replacement arthroplasty for developmental dysplasia of the hip. *J Bone Joint Surg Br.* 1999;81(5):843-5.
150. Nercessian OA, Macaulay W, Stinchfield FE. Peripheral neuropathies following total hip arthroplasty. *J Arthroplasty.* 1994;9(6):645-51.
151. Tanoue M, Yamaga M, Ide J, Takagi K. Acute stretching of peripheral nerves inhibits retrograde axonal transport. *J Hand Surg Br.* 1996;21(3):358-63.
152. Bruzzone M, La Russa M, Garzaro G, Ferro A, Rossi P, Castoldi F, et al. Long-term results of cementless anatomic total hip replacement in dysplastic hips. *Chir Organi Mov.* 2009;93(3):131-6.
153. Mulliken BD, Bourne RB, Rorabeck CH, Nayak N. A tapered titanium femoral stem inserted without cement in a total hip arthroplasty. Radiographic evaluation and stability. *J Bone Joint Surg Am.* 1996;78(8):1214-25.

154. Rubin PJ, Leyvraz PF, Aubaniac JM, Argenson JN, Esteve P, de Roguin B. The morphology of the proximal femur. A three-dimensional radiographic analysis. *J Bone Joint Surg Br.* 1992;74(1):28-32.
155. Harris WH. Traumatic arthritis of the hip after dislocation and acetabular fractures: treatment by mold arthroplasty. An end-result study using a new method of result evaluation. *J Bone Joint Surg Am.* 1969;51(4):737-55.
156. Celik D, Can C, Aslan Y, Ceylan HH, Bilsel K, Ozdincler AR. Translation, cross-cultural adaptation, and validation of the Turkish version of the Harris Hip Score. *Hip Int.* 2014;24(5):473-9.

## 8. Ekler

### 8.1. Harris Kalça Skoru

#### I. AĞRI (44 puan)

- a) Yok veya göz ardı edilebilir (44)
- b) Hafif, arada sırada, aktiviteleri etkilemiyor (40)
- c) Normal aktivitelerden etkilenmeyen hafif ağrı, ya da arada sırada alışılmadık aktivitelerde orta dereceli ağrı var, hafif ağrı kesici alınabilir (30)
- d) Kendini hissettiren ama dayanılabilir orta dereceli ağrı. İşte veya normal aktivitelerde bazı kısıtlılıklar var. Arada sırada aspirinden daha güçlü ağrı kesici alınabilir. (20)
- e) Belirgin ağrı, aktivitelerde ciddi kısıtlılık var (10)
- f) Tamamen özürlü, topallayan, yatakta ağırlı, yatalak (0)

#### II. İŞLEV ( 47 puan)

##### A. Yürüme

1. Topallama (33)
  - a) Yok (11)
  - b) Hafif (8)
  - c) Orta (5)
  - d) Çok (0)
2. Destek
  - a) Yok (11)
  - b) Uzun yürüyüşler için baston (7)
  - c) Çoğu zaman baston (5)
  - d) Tek koltuk değneği (3)
  - e) İki koltuk değneği (0)
  - f) Yürümek imkânsız (0) (Sebebi belirtin)
3. Yürüme mesafesi
  - a) Limitsiz (11)
  - b) 1200 metre (20 dakika) (8)

- c) 600 metre (10 dakika) (5)
- d) Sadece ev içinde (2)
- e) Yataklak veya sandalyeye bağımlı (0)

## **B. Aktiviteler (14 puan)**

### **1. Merdiven**

- a) Genellikle tırabzan kullanmadan (4)
- b) Genellikle tırabzan kullanarak (2)
- c) Her hangi bir şekilde (1)
- d) Merdiven çıkmak imkânsız (0)

### **2. Ayakkabı ve Çorap**

- a) Kolay (4)
- b) Zor (2)
- c) İmkânsız (0)

### **3. Oturma**

- a) Herhangi bir sandalyede 1 saat problemsiz oturabilme (5)
- b) Yüksek bir sandalyede yarım saat oturabilme (3)
- c) Herhangi bir sandalyede rahat oturamama (0)

### **4. Otobüs, dolmuşa binebilme (1)**

## **III. HASTALARDAN ALINAN VERİLERLE DEFORMİTE DERECELERİ**

(Aşağıdaki 4 durum da mevcutsa 4 puan alınır, değilse 0 puan alınır)

- a) 30° az sabit fleksiyon kontraktürü
- b) 10° az sabit abduksiyon
- c) 10° az ekstansiyonda sabit internal rotasyon
- d) 3,2 cm den az bacak boyu eşitsizliği

## **IV. EKLEM HAREKET AÇIKLIĞI**

### **A. Fleksiyon**

- a) 0-45° (45°) \* 1.0
- b) 45°-90° (45°) \* 0.6
- c) 90°-110° (20°) \* 0.3

**B. Abduksiyon**

- a)  $0-15^{\circ} (15^{\circ}) * 0.8$
- b)  $15^{\circ}-20^{\circ} (5^{\circ}) * 0.3$
- c)  $20^{\circ}-45^{\circ} (25^{\circ}) * 0$

**C. Ekstansiyonda dış rotasyon**

- a)  $0-15^{\circ} * 0.4$
- b)  $15^{\circ}$  üstünde \* 0

**D. Ekstansiyonda iç rotasyon**

Herhangi bir açı \* 0

**E. Adduksiyon**

- a)  $0-15^{\circ} * 0.2$
- b)  $15^{\circ}$  üstünde \* 0

**F. Ekstansiyon**

Herhangi bir açı \* 0

TOPLAM HAREKET PUANI DEĞERİ: 100,5.

Hareket açıklığı için hesaplanan puan değeri 0.05 ile çarpılır (155, 156).



## 8.2. Telif hakları

### 8.2.1. Şekil 5 için telif hakkı

WOLTERS KLUWER HEALTH, INC. LICENSE TERMS AND CONDITIONS

Jan 04, 2019

This Agreement between Dr. Mahmut Enes Kayaalp ("You") and Wolters Kluwer Health, Inc. ("Wolters Kluwer Health, Inc.") consists of your license details and the terms and conditions provided by Wolters Kluwer Health, Inc. and Copyright Clearance Center.

License Number: 4501890588907

License date: Jan 04, 2019

Licensed Content Publisher: Wolters Kluwer Health, Inc.

Licensed Content Publication: Journal of Bone & Joint Surgery

Licensed Content Title: Cementless Femoral Fixation in Total Hip Arthroplasty.

Licensed Content Author: Khanuja, Harpal; Vakil, Jeffrey; Goddard, Maria; Mont, Michael

Licensed Content Date: Mar 2, 2011

Licensed Content Volume: 93

Licensed Content Issue: 5

Type of Use: Dissertation/Thesis

Requestor type: Individual

STM publisher name

Portion: Figures/table/illustration

Number of figures/tables/illustrations: 1

Figures/tables/illustrations used: Figure 1

Author of this Wolters: No

### 8.3. Özgeçmiş

#### **Mahmut Enes Kayaalp**

E-posta adresi: mek@mek.md

İnternet sitesi: [www.mek.md](http://www.mek.md)

#### **Doğum yılı, yeri**

1987, İstanbul/Türkiye

#### **Eğitim:**

##### ***Lisans öncesi***

2001-2006: İstanbul (Erkek) Lisesi (GNO: 5,00/5,00. Abitur: 1,9)

##### ***Lisans***

2006-2012: İstanbul Üniversitesi İstanbul Tıp Fakültesi (GNO: 3,38/4,00)

2010 Bahar s0mestri: Charité Tıp Üniversitesi, Berlin, Almanya

##### ***Lisans üstü***

2013 Temmuz - 2016 Nisan: İstanbul Medipol Üniversitesi Ortopedi ve Travmatoloji Anabilim Dalı

2016 Mayıs - : İstanbul Üniversitesi-Cerrahpaşa Cerrahpaşa Tıp Fakültesi Ortopedi ve Travmatoloji Anabilim Dalı

2017 Ekim - 2018 Temmuz: Brandenburg Tıp Üniversitesi Brandenburg Kliniđi Ortopedi ve Travmatoloji

##### ***Mezuniyet öncesi staj:***

Ađustos 2008: Szeged Üniversitesi Ortopedi Departmanı, Szeged, Macaristan

##### ***Klinik staj (fellowship):***

2015 Ađustos-Eylül: Berlin Buch Helios Kliniđi Ortopedi ve Travmatoloji ve Berlin-Brandenburg Sarkom Merkezi, Prof. Dr. Daniel Kendoff ve Doç. Dr. Per-Ulf Tunn gözetiminde.

2016 Eylül: Brandenburg Tıp Üniversitesi Brandenburg Kliniđi Ortopedi ve Travmatoloji, AGA Fellow'u olarak Prof. Dr. Roland Becker gözetiminde.

**Yabancı diller:**

İngilizce

ÖSYM YDS 2017 Bahar: 95

Almanca

Abitur (Alman Olgunluk Diploması): 1,9

Test-DAF 2018: C1

**Ödül ve burslar:**

2016: AGA (Gesellschaft für Arthroskopie und Gelenkchirurgie - Artroskopi ve Eklem Cerrahisi Derneği) Artroskopik Fellowship Programı Bursiyeri

2016: 26. Ulusal Türk Ortopedi ve Travmatoloji Kongresi En İyi Poster Ödülü

2017: European School for Training in Orthopaedics (ESTRO) Viyana Orthopaedic Basic Science Course Programı Bursiyeri

2017: TOTBİD Yurtdışı Araştırma Bursu

2017-18: DAAD (Alman Akademik Değişim Servisi) Yıllık Araştırma Bursu

2018: Lindau 68. Nobel Ödülü Sahipleri Toplantısı (68th Nobel Laureate Meeting) Bursiyeri

**Mesleki yeterlilik:**

2018: TOTEK Yeterlik Yazılı Sınavı

**Mesleki görevler:**

2019-: Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy (KSSTA) dergisi Web Editörü

2018-: Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy dergisi hakemliği

2018: British Medical Journal Case Reports dergisi hakemliği

2018: Acta Orthopaedica et Traumatologica Turcica dergisi hakemliği

## **Yayınlar:**

### ***Uluslararası Dergilerde Yayınlanmış Orijinal Çalışmalar:***

1. **Kayaalp ME**, Keller T, Fitz W, Scuderi GR, Becker R. Translation and Validation of the German New Knee Society Scoring System. Clin Orthop Relat Res. 2018 Dec 26. doi: 10.1097/CORR.0000000000000555. [Epub ahead of print]
2. Unlu MC, Kıvrak A, **Kayaalp ME**, Birsell O, Akgun I. Peritendinous injection of platelet-rich plasma to treat tendinopathy: A retrospective review. Acta Orthop Traumatol Turc. 2017 Nov 3. pii: S1017-995X(17)30416-9. doi: 10.1016/j.aott.2017.10.003.
3. Batmaz AG, **Kayaalp ME**, Oto O, Bulbul AM. Sealing of Femoral Tunnel with Autologous Bone Graft Decreases Blood Loss. Acta Chir Orthop Traumatol Cech. 2016;83(5):348-350. doi: 10.1155/2016/8598139.
4. Guler O, Mutlu S, Isyar M, Seker A, **Kayaalp ME**, Mahirogullari M. Comparison of short-term results of intraarticular platelet-rich plasma (PRP) and hyaluronic acid treatments in early-stage gonarthrosis patients. Eur J Orthop Surg Traumatol (2015) 25: 509. doi: 10.1007/s00590-014-1517-x.

### ***Uluslararası Dergilerde Yayınlanmış Olgu Sunumu, Editöre Mektup, Teknik Not vb. Çalışmalar:***

1. **Kayaalp ME**. Comment on: "French adaptation of the new Knee Society Scoring System for total knee arthroplasty". Orthop Traumatol Surg Res. 2018 Sep;104(5):733-734. doi: 10.1016/j.otsr.2018.04.007.
2. **Kayaalp ME**, Seker A. Acromioclavicular Joint Separation. N Engl J Med. 2017 Jan 5;376(1):e1. doi: 10.1056/NEJMicm1603316.
3. Kara A, **Kayaalp ME**, Isyar M, Sever C, Malkoc M, Mahirogullari M. An undescribed Monteggia type-3 equivalent lesion: Lateral dislocation of radial head with both-bone forearm fracture. Case Rep Orthop. 2016;2016;8598139. doi: 10.1155/2016/8598139.
4. Seker A, **Kayaalp ME**, Malkoc M, Kara A. Intrauterine lower extremity gangrene in a newborn with Tetralogy of Fallot. BMJ Case Rep. 2016 Mar 11;2016. pii: bcr2016214348. doi: 10.1136/bcr-2016-214348
5. Isyar M, **Kayaalp ME**, Mahirogullari M. Bankart lesion with a bony defect on glenoid. Cover Image. Arthroscopy. February 2016. doi:10.1016/S0749-8063(15)01056-7.

6. Malkoc M, **Kayaalp ME**, Kara A, Korkmaz O, Seker A. Synovial lipomatosis (Lipoma arborescens) of the knee joint. Cover image. Arthroscopy. December 2015. doi: 10.1016/S0749-8063(15)00842-7.

7. İsyar M, **Kayaalp ME**, Batmaz AG, Mahiroğulları M. Arthroscopic intraarticular giant cell tumor excision. Cover image. Arthroscopy. June 2015. doi:10.1016/S0749-8063(15)00408-9.

8. Kara A, Keskinbora M, **Kayaalp ME**, Seker A, Erdil M, Bülbül M. An atypical presentation of myopericytoma in palmar arch and review of the literature. Case Rep Orthop. 2014;2014:759329. doi: 10.1155/2014/759329. Epub 2014 Oct 2.

9. Gurses Ilke Ali, Kale Aysin, Gayretli Ozcan, Bayraktar Bulent, Usta Ahmet, **Kayaalp ME**, et al. Bilateral variations of renal and testicular arteries. IJAV. 2009; 2:45–47.

#### **Poster ve sunumlar:**

##### ***Uluslararası kongrelerde sunulan sözlü sunum ve posterler:***

1. **Kayaalp ME**, Becker R. Patient-Specific Unicondylar Knee Arthroplasty. 18th ESSKA Congress. (ePoster)

2. Akgun I, Kivrak A, **Kayaalp ME**, Birsnel O, Unlu MC. Platelet-Rich Plasma Injections as a Treatment for Refractory Tendinopathy: A Retrospective Review. ICRS 2018. 9-12 Nisan 2018. (Poster)

##### ***Ulusal kongrelerde sunulan sözlü sunum ve posterler:***

1. Sürücü S, Mahiroğulları M, Yalçın S, **Kayaalp ME**, İsyar M. Akut ön çapraz bağ yırtıklarında primer tamir etkin bir tedavi yöntemi midir? 14. TUSYAD Kongresi. 2-6 Ekim 2018. (Sözlü sunum)

2. **Kayaalp ME**, İsyar M, Sever C, Oltulu O, Mahiroğulları M. ACI as a regenerative treatment method of a large and deep osteochondral lesion of the glenohumeral joint. 26th National Turkish Orthopaedics and Traumatology Congress. 25-30 October 2016. (Poster) (*En iyi poster ödülü*)

3. Kara A, **Kayaalp ME**, İsyar M, Sever C, Malkoç M, Mahiroğulları M. An undescribed Monteggia type-3 equivalent lesion: Lateral dislocation of radial head with both

bone forearm fracture. 26th National Turkish Orthopaedics and Traumatology Congress. 25-30 October 2016. (Poster)

4. **Kayaalp ME**, İşyar M, Güler O, Batmaz G, Şeker A, Mahiroğulları M. Short- to mid-term results of arthroscopic rotator cuff repair with single-row suture technique and minimal anchor use. 25th National Turkish Orthopaedics and Traumatology Congress. 27 October-1 November 2015. (Sözlü sunum)

5. **Kayaalp ME**, İşyar M, Mahiroğulları M. Correlation of the preoperative MRI reports and the arthroscopic findings in arthroscopic rotator cuff repairs. 25th National Turkish Orthopaedics and Traumatology Congress. 27 October-1 November 2015. (Poster)

6. Kara A, Keskinbora M, **Kayaalp ME**, Şeker A, Erdil M, Bülbül M. Palmar ark yerleşimli atipik miyoperisitoma olgu sunumu. 25th National Turkish Orthopaedics and Traumatology Congress. 27 October-1 November 2015. (Poster)

7. Erdil M, Kara A, Kuyucu E, Yalçın S, Sürücü S, Mahiroğulları M, **Kayaalp ME**, Bülbül M. Türkiye’de ortopedi ve travmatoloji asistanlığı; çalışma koşulları, eğitim ve psikolojik değerlendirme. 25th National Turkish Orthopaedics and Traumatology Congress. 27 October-1 November 2015. (Poster)

8. Malkoc, M., Korkmaz, O., Seker, A., Erdil, M., Kara, A., Oltulu, I., **Kayaalp, ME**. (2014). Serious Anterior Cruciate Ligament Injuries at the Individuals who have Irregular Sport Activity on the Artificial Playing Surfaces. 12. TUSYAD Kongresi, Eylül 2014. *Orthopaedic Journal of Sports Medicine*, 2(3 Suppl), 2325967114S00264. doi: 10.1177/2325967114S00264. (Sözlü sunum)

9. Guler O, Mutlu S, İşyar M, Şeker A, **Kayaalp ME**. Comparison of short-term results of intraarticular platelet-rich plasma (PRP) and hyaluronic acid treatments in early-stage gonarthrosis patients. 12. Osteoporoz, Osteoartrit ve Eklem Cerrahisi Kongresi. 18-22 Nisan 2014. (Sözlü sunum)

10. Batmaz AG, **Kayaalp ME**, İşyar M, Şeker A, Kara A, Erdil M. Ailevi hemafagositik lenfositosis zemininde gelişen kompartman sendromu. 24th National Turkish Orthopaedics and Traumatology Congress. 12-16 November 2014. (Poster)

11. Malkoç M, Korkmaz Ö, İşyar M, Şeker A, Keskinbora M, **Kayaalp ME**. Plantar fasiitin tedavisinde medial ark destekli tabanlıklar ile topuk pedlerinin karşılaştırılması. 24th National Turkish Orthopaedics and Traumatology Congress. 12-16 November 2014. (Poster)

12. Batmaz AG, İşyar M, **Kayaalp ME**, Mahiroğulları M. Ekstansör digitorum longus tendonunda atlama. 24th National Turkish Orthopaedics and Traumatology Congress. 12-16 November 2014. (Poster)

13. İşyar M, **Kayaalp ME**, Batmaz AG, Mahiroğulları M. Artroskopik intraartiküler dev hücreli tümör eksizyonu. 24th National Turkish Orthopaedics and Traumatology Congress. 12-16 November 2014. (Poster)

**Kitap ve kitap bölüm yazarlığı:**

***Uluslararası yayımcı ya da derneklerce basılmış kitaplarda bölüm yazarı:***

1. Ergün S, **Kayaalp ME**, Güneş T. Half Hitches, Knots in Orthopedic Surgery, Springer, 2018, Berlin-Heidelberg.

***Ulusal yayımcı ya da derneklerce basılmış kitaplarda bölüm yazarı:***

1. Becker R, **Kayaalp ME**, Cırdı YU. Total diz artroplastisinde hastaya özel enstrümantasyon, Primer Diz Artroplastisi, TUSYAD, 2018, İstanbul.

2. Erdil M, **Kayaalp ME**, Yalçın S, Kara A. Ayak-ayak bileği hastalıkları, Ortopedik sınıflandırmalar ve skorlamalar, İstanbul Tıp Kitabevleri, 2017, İstanbul.

3. **Kayaalp ME**, Başçı O. Foto Teknik, A'dan Z'ye Rotator Manşet, Omuz ve Dirsek Cerrahisi Derneği, 2016, İstanbul.

4. **Kayaalp ME**, Mahiroğulları M. Primer ön çapraz bağ onarımı, Dizin Ligament ve Tendon Sorunları, TUSYAD, 2016, İstanbul.

**Kurs, kongre, çalıştay vb. görevlendirmeler:**

***Uluslararası kurslar veya çalıştaylarda eğitimlik ya da organizasyon desteği:***

1. Üçüncü European Basic Arthroscopy Course (Avrupa Temel Artroskopi Kursu), ESSKA, Nisan 2016, İstanbul.

2. Dördüncü European Basic Arthroscopy Course (Avrupa Temel Artroskopi Kursu), ESSKA, Nisan 2017, İstanbul.

***Ulusal kurslar veya çalıştaylarda eğitimlik ya da organizasyon desteği:***

1. Türkiye Futbol Federasyonu Sağlık Eğitim Programı 12. Bilgi Yenileme Kursu, 25-26 Aralık 2018, İstanbul.