



T.C.

SAĞLIK BİLİMLERİ ÜNİVERSİTESİ

METİN SABANCI BALTALİMANI KEMİK HASTALIKLARI EĞİTİM VE ARAŞTIRMA HASTANESİ ORTOPEDİ VE TRAVMATOLOJİ KLİNİĞİ

CROWE TİP 4 DİSPLASTİK KOKSARTROZLARDA ARTROPLASTİ ÖNCESİ ŞABLONLAMANIN DOĞRULUĞUNUN DEĞERLENDİRİLMESİ

Dr. Ahmet DANACI

(TIPTA UZMANLIK TEZİ)

İSTANBUL 2020

T.C.

SAĞLIK BİLİMLERİ ÜNİVERSİTESİ

METİN SABANCI BALTALİMANI KEMİK HASTALIKLARI EĞİTİM VE ARAŞTIRMA HASTANESİ ORTOPEDİ VE TRAVMATOLOJİ KLİNİĞİ

CROWE TİP 4 DİSPLASTİK KOKSARTROZLARDA ARTROPLASTİ ÖNCESİ ŞABLONLAMANIN DOĞRULUĞUNUN DEĞERLENDİRİLMESİ

Dr. Ahmet DANACI

Tez Danışmanı:

Prof. Dr. Ş. Sarper GÜRSU

İkinci Tez Danışmanı:

Op. Dr. Ferdi DIRVAR

(TIPTA UZMANLIK TEZİ)

İSTANBUL 2020

TEŞEKKÜR

Bu uzun ve bir o kadar da meşakkatli uzmanlık eğitimi sürecinde; tecrübe ve bilgisini aktararak, kendine güvenen ve iyi bir uzman olarak yetişmemde büyük katkıları olan hastanemiz Başhekimi Prof. Dr. Mehmet Akif Kaygusuz'a sonsuz saygı ve şükranlarımı sunarım.

Kliniğinde çalışma şansı yakaladığım, eğitimim sırasında bana her konuda destek olan saygıdeğer hocam, Prof. Dr. Vedat Şahin'e teşekkürlerimi sunarım.

Tezimin fikir aşamasından bitirdiğim güne kadar, her türlü konuda yardımcı olan, bilgi ve tecrübelerini esirgemeyen, değerli ağabeylerim ve tez danışmanlarım Prof. Dr. Şükrü Sarper Gürsu'ya ve Op. Dr. Ferdi Dırvar'a sonsuz saygı ve şükranlarımı sunarım.

Bilgi ve deneyimlerini her fırsatta bizlere aktararak, yetişmemde katkıları olan değerli hocalarım ve ağabeylerim; Prof. Dr. Kahraman Öztürk, Prof. Dr. Yavuz Selim Kabukçuoğlu, Prof. Dr. Bilal Demir, Doç. Dr. Mehmet Fırat Yağmurlu, Doç. Dr. Timur Yıldırım, Doç. Dr. Kubilay Beng, Doç. Dr. Akif Albayrak, Doç. Dr. Avni İlhan Bayhan, Doç. Dr. Mehmet Bülent Balioğlu, Doç. Dr. Umut Yavuz, Doç. Dr. Sami Sökücü, Doç. Dr. Merter Yalçınkaya, Doç. Dr. Yunus Emre Akman, Doç. Dr. Engin Çetinkaya ve Doç. Dr. Serkan Aykut, Doç. Dr. Yavuz Arıkan, Doç. Dr. Deniz Kargın, Doç. Dr. Devrim Özer, Doç. Dr. Murat Gül'e sonsuz saygı ve teşekkürlerimi sunarım.

Uzmanlık eğitimim boyunca birlikte çalışma fırsatı bulduğum değerli uzman ağabeylerim; Op. Dr. Yaşar Güneş, Op. Dr. Rahmi Yavuz Önem, Op. Dr. Mehmet Temel Tacal, Op. Dr. Ahmet Mutlu Vural, Op. Dr. Ramadan Öke, Op. Dr. Ümit Selçuk Aykut, Op. Dr. Osman Lapçin, Op. Dr. Ali Öner, Op. Dr. Murat Demiroğlu, Op. Dr. Seçkin Basılgan, Op. Dr. Mehmet Baydar, Op. Dr. Hakan Bahar, Op. Dr. Hüseyin Emre Akdeniz, Op. Dr. Kadir İlker Yıldız, Op. Dr. Evren Akpınar, Op. Dr. Murat Özel, Op. Dr. Ayşe Şencan, Op. Dr. Ömer Faruk Kümbüloğlu, Op. Dr. Mehmet Ali Uysal, Op. Dr. Avşin Öztürk, Op. Dr. Osman Orman, Op. Dr. Osman Nuri Özyalvaç, Op. Dr. Mehmet Selçuk Saygılı, Op. Dr. Turan Bilge Kızkapan, Op. Dr. Mustafa Akif Aşansu, Op. Dr. Gökhan Pehlivanoğlu, Op. Dr. Ahmet Kulduk, Op.

Dr. Cem Albay, Op. Dr. Ethem Ayhan Ünkar, Op. Dr. Murat İpteç, Op. Dr. Vakıf Keskinbıçkı, Op. Dr. Rüstem Halilov, Op. Dr. Muhammed Mert, Op. Dr. Mehmet Özbey Büyükkuşcu ve Op. Dr. Kutalmış Albayrak'a teşekkürlerimi sunarım.

Saygıdeğer ağabeylerim; Op. Dr. Osman Emre Aycan, Op. Dr. Raşit Özcafer, Op. Dr. Abdi Keskin, Op. Dr. Mehmet Coşkun, Op. Dr. Fatih Arslanoğlu, Op. Dr. Hanifi Üçpunar, Op. Dr. Ahmet Kocabıyık, Op. Dr. Furkan Yapıcı, Op. Dr. M. Coşkun Arslan, Op. Dr. Volkan Gür, Op. Dr. Ahmet Sevencan, Op. Dr. Abdülhamit Misir, Op. Dr. Bilge Özkan, Op. Dr. İsmet Oral, Op. Dr. Yasin Şahin, Op. Dr. Akay Kırat, Op. Dr. Deniz Akbulut, Op. Dr. Arifjan Hamrayev, Op. Dr. Cem Yetkin, Op. Dr. Süleyman Kasım Taş, Op. Dr. Emre Yılmaz, Op. Dr. Ramazan Hali, Op. Dr. Yakup Alpay, Op. Dr. Mustafa Çukurlu, Op. Dr. Osman Onaç, Op. Dr. Şuayip Akıncı, Op. Dr. Alper İncesoy, Op. Dr. Özgür İsmail Türk, Op. Dr. Emre Turgut, Op. Dr. Atakan Ezici, Op. Dr. Bilal Kürk ve Op. Dr. Erman Ulu'ya teşekkürlerimi sunarım.

Aynı klinikte yıllarca birlikte çalışmaktan gurur duyduğum asistan hekim kardeşlerim; Dr. Ömer Faruk Yılmaz, Dr. Mehmet Budak, Dr. Hakan Akgün, Dr. Abdurrahman Aydın, Dr. Murat Önder, Dr. Altar Çolak, Dr. Kerem Şencan, Dr. Ersin Demirkaynak, Dr. Ozan Kaya, Dr. Kemal Berkpınar, Dr. Sefa Selük, Dr. Serkan Doğan, Dr. M. Alptekin Kocaoğlu, Dr. Ümit Burak Alparslan, Dr. Kaan Erol, Dr. Ahmet Akdoğan, Dr. Levent Oğuzhan Demirel, Dr. Berkay Doğan, Dr. Abdurrahim Maimaitiaimaier, Dr. Anıl Erbaş, Dr. Cem Karataşlı, Dr. Berk Kıran, Dr. Sercan Bahadır, Dr. Elvin Jafarov, Dr. Mevlüthan Büyük, Dr.Mustafa Kavasoğlu, Dr. Onur Canıgüroğlu, Dr. Osman Ceyhan, Dr. Yener Solak, Dr. Cem Pekgül, Dr. Mert Demirci, Dr. Uğur Acıdemir'e teşekkür ederim.

Serviste, poliklinikte, idari kısımda ve ameliyathanede birlikte çalışma imkânı bulduğum tüm hemşire, sekreter, personel ve teknisyen arkadaşlarıma teşekkür ederim.

Desteklerini benden hiçbir zaman esirgemeyen, bugünlere gelmemde en büyük pay sahibi olan değerli annem Ayşen Danacı babam Fuat Danacı ve canım kardeşim Begüm Danacı'ya sonsuz saygı ve teşekkürlerimi sunarım.

i

Dr. Ahmet DANACI

2020

İÇİNDEKİLER

TEŞEKKÜR ..... **I**
İÇİNDEKİLER ..... **III**
KISALTMALAR DİZİNİ ..... **IV**
TABLO LİSTESİ ..... **V**
ŞEKİL LİSTESİ ..... **VII**
ÖZET ..... **IX**
ABSTRACT ..... **X**
1. GİRİŞ VE AMAÇ **1**
2. GENEL BİLGİLER **3**
2.1. KALÇA EMBRİYOLOJİSİ 3
2.2. TARİHÇE 4
2.3. KALÇA ANATOMİSİ 9
2.3.1. Asetabulum *11*
2.3.2.Femur *14*
2.3.3.Kalça eklemini ilgilendiren kaslar ve innervasyonları *14*
2.3.4 Kalça Çevresinin Nörovasküler Yapısı *18*
2.4.4. Transasetabuler Anatomi ve Fiksasyon *22*
2.4. KALÇA EKLEMİ BİYOMEKANİĞİ 26
2.5. GELİŞİMSEL KALÇA DİSPLAZİSİ (GKD) 31
2.5.1.Etiyoloji ve Epidemiyoloji *31*
2.5.2. Patoanatomi *33*
2.5.3. Hikâye ve Fizik Muayene *35*
2.5.4. Radyolojik Değerlendirme *40*
2.5.5. Sınıflandırma *42*
2.5.6. Gelişimsel Kalça Displazisine İkincil Yüksekte Kalça Çıkığının Tedavisi *48*
3. GEREÇ VE YÖNTEM **67**
4. BULGULAR **76**
5. TARTIŞMA **87**
6. SONUÇ **97**
7. VAKA ÖRNEKLERİ **98**

8. KAYNAKLAR..... 102
9. EKLER.....HATA! YER İŞARETİ TANIMLANMAMIŞ.
10. ÖZGEÇMİŞ.....HATA! YER İŞARETİ TANIMLANMAMIŞ.

KISALTMALAR DİZİNİ

GKD: Gelişimsel kalça displazisi

SİAS: Spina iliaka anterior superior

ESR: Eritrosit sedimentasyon hızı

CRP: C-Reaktif Protein

BT: Bilgisayarlı Tomografi

AP: Anteroposterior

HTE: Asetabular indeks açısı

VCE: Merkez kenar açısı

TKA: Total Kalça Artroplastisi

mm: milimetre

cm: santimetre

ICC: Interclass correlation (sınıf içi korelasyon)

PACS: Picture Archiving and. Communication System

Ark: Arkadaşları

TABLO LİSTESİ

Tablo 1: Epidemiyoloijk Çalışmalar 32

Tablo 2: Yaş ve taraf özellikleri 76

Tablo 3: Tecrübeli Uzman tarafından yapılan Asetabulum şablonlamasının gerçek değerler ile uyumunun değerlendirilmesi 77

Tablo 4: Tecrübeli Uzman tarafından yapılan Femur şablonlamasının gerçek değerler ile uyumunun değerlendirilmesi 77

Tablo 5: Tecrübeli Uzman tarafından yapılan Femur Baş şablonlamasının gerçek değerler ile uyumunun değerlendirilmesi 78

Tablo 6: Tecrübeli Uzman tarafından yapılan şablonlamaların aynı tabloda değerlendirilmesi 78

Tablo 7: Tecrübeli Uzman tarafından yapılan şablonlamaların aynı tabloda değerlendirilmesi 79

Tablo 8: Tecrübeli Uzman şablonlamasında Asetabular komponent büyük-küçük boy değerlendirmesi 79

Tablo 9: Tecrübeli Uzman şablonlamasında Femoral komponent büyük-küçük boy değerlendirmesi 80

Tablo 10: Tecrübeli Uzman şablonlamasında Femur başı büyük-küçük boy değerlendirmesi 80

Tablo 11: Kıdemli Asistan tarafından yapılan Asetabulum şablonlamasının gerçek değerler ile uyumunun değerlendirilmesi 81

Tablo 12: Kıdemli Asistan tarafından yapılan Femur şablonlamasının gerçek değerler ile uyumunun değerlendirilmesi 81

Tablo 13: Kıdemli Asistan tarafından yapılan Femur Başı şablonlamasının gerçek değerler ile uyumunun değerlendirilmesi 82

Tablo 14: Kıdemli Asistan tarafından yapılan şablonlamaların aynı tabloda değerlendirilmesi 82

Tablo 15: Kıdemli Asistan tarafından yapılan şablonlamaların aynı tabloda değerlendirilmesi 82

Tablo 16: Kıdemli Asistan şablonlamasında Asetabular komponent büyük-küçük boy değerlendirmesi 83

Tablo 17: Kıdemli Asistan şablonlamasında Femoral komponent büyük-küçük boy değerlendirmesi 84

Tablo 18: Kıdemli Asistan şablonlamasında Femur başı büyük-küçük boy değerlendirmesi 84

Tablo 19: Kısaltma miktarı ortalamaları 84
Tablo 20: Kısaltma miktarı uyumları 85
Tablo 21: Tecrübeli Uzman ve Kıdemli Asistan asetabulum şablonlamasının karşılaştırılması 85
Tablo 22: Tecrübeli Uzman ve Kıdemli Asistan femur şablonlamasının karşılaştırılması 86
Tablo 23: Tecrübeli Uzman ve Kıdemli Asistan femur başı şablonlamasının karşılaştırılması 86

ŞEKİL LİSTESİ

Şekil 1: Os koksa - lateral görünüm 10
Şekil 2: Kalça eklemi - lateral görünüm 11
Şekil 3: Kalça eklemi bağları 13
Şekil 4: A-Os koksaya arkadan tutunan kaslar B-Os Koksaya önden tutunan kaslar 16
Şekil 5: Kalça eklemi ve uyluk kasları – ön, arka görünüm 17
Şekil 6: Kalça posterior nörolojik yapıları(sakral pleksus) 19
Şekil 7: Kalça çevresinin vasküler görünümü 20
Şekil 8: Femur baş ve boynunun arteriel beslenmesi 21
Şekil 9: Wasielewski Asetabuler kadran sistemi 23
Şekil 10: Yüksekte kalça çıkığında tanımlanan asetabuler kadran sistemi 24
Şekil 11: 3 boyutlu şablonlamada vasküler yapılar ile asetabular kap ilişkisi 25
Şekil 12: Cerrahi sırasında potansiyel yaralanma riski olan damarlar 25
Şekil 13: Kalça abduksiyon ve adduksiyon momentleri 27
Şekil 14: A- Femurun üst ucunun yüklenmesi B- Femur başına etkiyen kuvvetler 28
Şekil 15: Displazik kalçada femur başının yukarı migrasyonuyla pelvifemoral kasların güçleri 34
Şekil 16: Displazik kalçada kapsül ile iliopsoas tendonu ilişkisi 35
Şekil 17: Kalça çıkığında trendelenburg işareti 39
Şekil 18: Wiberg'in tariflediği merkez kenar açısı 41
Şekil 19: Ranawat'ın tariflediği rotasyon merkezini belirleyen üçgen 42
Şekil 20: Crowe sınıflaması 44
Şekil 21: Hartofilakidis sınıflamasına göre displazik kalça 45
Şekil 22: Hartofilakidis sınıflamasına göre alçak dislokasyon 45
Şekil 23: Hartofilakidis sınıflamasına göre yüksek dislokasyon 46
Şekil 24: Eftekhar sınıflaması 47
Şekil 25: Gaston ve ark tarafından erişkin GKD için önerilen sınıflama 48
Şekil 26: Lorenz 'in bifurkasyon osteotomisi 49
Şekil 27: Schanz tipi osteotomilerden olan Blount tekniğinin uygulanışı 50
Şekil 28: Hass osteotomisinin uygulanışı 51
Şekil 29: Distal femurdan varizasyon ve uzatmanın eklendiği pelvik destek osteotomisinin unilateral eksternal fiksatör ile uygulanması 52

Şekil 30: Kanal çapı ve kortikal kalınlık ile korele, proksimal femur şekline göre kategorize edilmiş Dorr indeksi 54

Şekil 31: d2-d1=kemik boy farkı, L1+L2=anatomik boy farkı, d(ayak altı yükseklik boyu)=fonkisyonel boy farkı..... 59

Şekil 32: Asetabulum rekonstrüksüyon seçenekleri 61

Şekil 33: Femur kısaltma osteotomileri..... 63

Şekil 34: Subtrokanterik femoral osteotomi çeşitleri 64

Şekil 35: Daha önce pelvik destek osteotomisi yapılmış olguda basamaklı osteotomi ile kısaltma 65

Şekil 36: Pelvik aks belirlenmesi..... 70

Şekil 37: Kısaltma miktarı belirlenmesi. En fazla 3,5 cm uzatma yapabiliriz. 65mm-35mm=30mm kısaltma miktarımız. 71

Şekil 38: Subtrokanterik transvers osteotomi hattının belirlenmesi ve proksimal femur seçimi..... 73

Şekil 39: Proksimal femurun belirlenen kısaltma miktarı kadar inferiora taşınması. 74

Şekil 40: Asetabular ve femoral komponentin uygun şekilde seçilmesi 75

Şekil 41: Magnifikasyon değerinin belirlenmesi örneği..... 99

Şekil 42: Ameliyat öncesi şablonlanmış olan grafi örnek1 99

Şekil 43: Ameliyat sonrası grafi örnek1 100

Şekil 44: Ameliyat öncesi şablonlanmış grafi örnek2 101

Şekil 45: Ameliyat sonrası grafi örnek2 101

ÖZET

Amaç: Bu çalışmanın amacı gelişimsel kalça displazisine sekonder Crowe tip 4 koksartroz tedavisinde artroplasti öncesinde yapılan dijital şablonlamanın doğruluğunun ve güvenilirliğinin değerlendirilmesidir.

Yöntem: 2017 – 2020 yılları arasında, Crowe Tip 4 koksartroz nedeni ile hastanemizde total kalça artroplastisi ameliyatı olan 47 hastanın 50 kalçası çalışmaya dahil edildi. Hastaların ameliyat öncesi uygun çekilmiş pelvis AP grafileri üzerinde bir kıdemli asistan bir de kalça cerrahisi konusunda en az 5 yıl tecrübesi olan ortopedi uzmanı tarafından dijital şablonlama yapıldı. Ameliyatta kullanılan malzemelerin boyutları ve yapılan kısaltma miktarı ile karşılaştırıldı.

Bulgular: Tecrübeli uzman tarafından yapılan preoperatif dijital şablonlama gerçekte kullanılanla asetabulumda %88, femurda %87,3 doğruluk gösterdi. Kıdemli asistan şablonlamasında ise aynı sıra ile %62 ve %53,8 doğruluk gösterdi. Kıdemli asistan şablon kısaltma miktarı (mm) ile uzman şablon kısaltma miktarı (mm) arasında çok yüksek derecede uyum tespit edildi (ICC: 0,978). Uzman şablon kısaltma miktarı (mm) ile gerçek kısaltma miktarı (mm)arasında yüksek derecede uyum tespit edilmiştir (ICC: 0,708). Kıdemli asistan şablon kısaltma miktarı (mm) ile gerçek kısaltma miktarı (mm)arasında orta derecede uyum tespit edilmiştir (ICC:0,571).

Sonuç: Crowe tip 4 koksartroz tedavisinde artroplasti öncesinde yapılan dijital şablonlama, tecrübeli kişiler tarafından yapıldığında doğru ve güvenilirdir. Asistan şablonlama yaparken tecrübeli kişilerin denetimine tabi olmalıdır. Ameliyat öncesi grafi üzerinde hesaplanan kısaltma miktarı bize gerçekte yapacağımız kısaltma miktarı ile ilgili önemli ipuçları verecektir.

Anahtar kelimeler: Dijital şablonlama, Total kalça artroplastisi, Yüksekte kalça çıkığı , Erişkin gelişimsel kalça displazisi , Crowe tip 4

ABSTRACT

Aim: The aim of this study is to evaluate the accuracy and reliability of digital templating for Crowe type 4 coxarthrosis arthroplasty secondary to developmental hip dysplasia.

Materials And Method: Between 2017 and 2020, 50 hips of 47 patients who underwent total hip arthroplasty in our hospital due to Crowe Type 4 coxarthrosis were included in the study. Digital templating was performed by a senior assistant and an orthopedic surgeon who has at least 5 years of experience in hip surgery on the preoperative appropriate pelvis AP radiographs of the patients. The sizes of the materials used in the surgery and the amount of shortening were compared.

Results: Preoperative digital templating by the experienced orthopedic surgeon showed an accuracy of 88% in the acetabulum and 87.3% in the femur with what was actually used. In the senior assistant template, it showed an accuracy of 62% and 53.8%, respectively. A very high degree of concordance was detected between the senior assistant template shortening amount (mm) and the orthopedic surgeon template shortening amount (mm) (ICC: 0,978). A high degree of concordance was determined between the orthopedic surgeon template shortening amount (mm) and the actual shortening amount (mm) (ICC: 0,708). A moderate concordance was determined between the senior assistant template shortening amount (mm) and the actual shortening amount (mm) (ICC:0,571).

Conclusions: Digital templating prior to arthroplasty in Crowe type 4 coxarthrosis treatment is accurate and reliable when performed by experienced people. The resident should be under the supervision of experienced people when making templates. The amount of shortening calculated on preoperative radiography will give us important clues about the amount of shortening we will actually make.

Keywords: Digital templating, Total hip arthroplasty, High riding hip, Adult dysplasia of hip, Crowe type 4

1. GİRİŞ ve AMAÇ

Kalça çıkığı, femur başının asetabulum ile ilişkisinin bozulmasıdır. Bununla birlikte hastalığın prenatal dönemden erişkin döneme kadar farklı özelliklerinin olması, bu tanımı yetersiz kılmıştır. Kalça çıkığı genel bir ifadedir. Bu ifade asetabuler displazi, kalçanın subluksasyonu ve yüksekte kalça çıkığı gibi birçok patolojiyi de içermektedir, bunların tedavileri hastanın yaşına ve hastalığın evresine göre birbirinden farklılıklar gösterir. Son yıllarda, gelişimsel kalça displazisi (GKD) olarak tanımlanan bu hastalık, kalça ekleminin gelişimindeki bir yetersizlikten tam çıkığa kadar, çok farklı biçimlerde karşılaşılabilen bir patolojidir.

Kalça displazisi tüm dünyada sıklıkla görülen, ülkemizde de sıklığı dünya ortalamasının üzerinde olan bir hastalıktır[1]. Erken dönemde tedavi edildiğinde oldukça başarılı sonuçları olmasına rağmen, ihmal edildiğinde oldukça zor ve pahalı bir tedavi gerektirebilmektedir. Gelişimsel kalça displazisi, son yıllarda hastalığın yaygın olarak bilinmesi ve ultrasonografi gibi tanı araçlarının kullanıma girmesiyle tüm dünyaya paralel olarak ülkemizde de çok erken yaşlarda teşhis ve tedavi edilmektedir[2]. Son yıllarda böyle sevindirici gelişmeler olsa da gelişimsel kalça displazisinin sıklıkla görüldüğü ülkelerde erişkin yaşlarda ihmal edilmiş gelişimsel kalça displazili hastalarla karşılaşmak çok nadir bir durum değildir[3].

Gelişimsel kalça displazisi tedavisinde çocuk yaş grubunda pavlik bandaj, traksiyon, açık veya kapalı redüksiyon, femoral ve pelvik osteotomiler tedavi alternatifleri olarak sayılabilir. İhmal edilmiş gelişimsel kalça displazisi olan hastalar için de literatürde farklı tedavi yöntemleri tanımlanmıştır. Tanımlanmış tedavi yöntemlerini tarihsel olarak incelediğimizde gelişen implant teknolojilerinin tedavi seçeneklerini artırdığını görmekteyiz. Artroplasti malzemelerindeki gelişmeler anatomisi bozulmuş ve görece daha genç yaşta olan bu gruptaki hastaların tedavilerini daha başarılı hale getirmiştir.

Total kalça artroplastisi tüm tıp bilimleri içinde en başarılı cerrahi tedavi uygulamasıdır[4]. Elektif bir işlem olması ve maliyetli olması, sonuçların sürekli

olarak iyi olmasını gerektirmektedir. Cerrahların kontrolünde olan maliyeti etkileyen durumlar; ameliyat masasının kullanım süresi, hastanede kalış zamanı, fiziksel ve mesleki rehabilitasyon gibi fizik tedavi servisleri, implantlar ve uygulama araçları olarak sayılabilir. Gereksiz harcamaları minimuma indiren aynı zamanda ameliyatın başarısını arttıran durumlar arasında; enfeksiyon, çıkık, kırık ve nörovasküler yaralanma gibi komplikasyonlardan kaçınılması sayılabilir. Etkili ve en iyi sonucun elde edilmesinde anahtar rol, dikkatli ve sürekli preoperatif planlama yapılmasıdır. Bu davranış şekli cerrahın öğrenme eğrisini kısalttığı gibi, cerrahi uygulama sırasında meydana gelebilecek muhtemel problemlerin de tahmin edilmesi ve bunların yönetilmesine olanak verir[5].

Yeterince iyi çekilmiş bir grafi üzerinde şablon çalışması yapılması, planlama işleminin çok önemli bir basamağıdır. Ameliyat öncesi planlama her ne kadar, daha önce yapılması gereken birçok basamağı içerse de şablon çalışması, ameliyat öncesi planlamanın en son basamağıdır. Başarılı bir cerrahi için implantların uygun seçilmesi gereklidir, böylece kalça eklemi biyomekanik ve biyolojik olarak en uygun haline getirebilir. Cerrah, yapacağı preoperatif dijital şablonlama ile hangi boyutta protez kullanacağını ve protezi en uygun fonksiyon için hangi konumda yerleştireceğini belirleyebilir. Dijital preoperatif planlama cerraha elektronik ortamda kullanacağı şablonu seçip görüntü üzerine aktarmaya olanak sağlar. Cerrah daha sonra kritik olan gerekli ölçümleri oluşturduğu şablon üzerinde yapabilir. Dijital preoperatif planlama hızlı, tam uyumlu ve düşük maliyetlidir. Aynı zamanda şablonlamanın arşivde kalıcı olmasını sağlar[6].

Gelişimsel kalça displazisinde, ciddi asetabuler hipoplazi, femurun az gelişmesi, büyük anatomik bozukluklar, total dislokasyon, bacak uzunluklarında majör farklılıklar veya yüksekte bulunan büyük trokanter gibi bozukluklar total kalça artroplastisi ameliyatlarında zorlukları oluşturmaktadır. Bu zorluklarla başa çıkabilmek amacı ile preoperatif planlamanın önemli basamaklarından olan şablonlama bu hastalarda daha çok önem taşımaktadır[7].

Literatürde primer koksartrozda kalça artroplastisi şablonlaması ile ilgili yapılmış bir çok çalışma olmasına rağmen Crowe tip 4 displastik koksartroz ile ilgili yapılmış olan şablonlama çalışması mevcut değildir. Bizde bu noktadan yola çıkarak Crowe tip 4 displastik koksartroz nedeni ile TKA uyguladığımız hastaları geriye dönük olarak şablonlayarak, şablonda kullanılan protez boyutu ve şablonlanan kısaltma miktarlarının gerçek ile uyumuna bakmayı amaçladık. Bu çalışmanın önemli bir amacı Crowe tip 4 displastik koksartrozda şablonlama basamaklarını tarif etmektir. Çalışmamızın hipotezi; şablonlanan ve gerçekte uygulanan protez boyutlarının ve kısaltma miktarlarının birbiri ile uyumlu çıkması ve tecrübeli kişinin yaptığı şablonlamanın daha doğru sonuç verdiğidir.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. KALÇA EMBRİYOLOJİSİ

Kalça eklemi embriyolojisi üzerinde pek çok araştırma yapılmış olup, Watanabe'nin 1959 - 1972 yılları arasında 144 embriyonun 288 kalçasında yapmış olduğu araştırma bunlar arasında en büyük veriyi meydana getirir[8]. İntrauterin hayat başlangıç, embriyolojik ve fetal dönem olmak üzere 3 bölüme ayrılmıştır. Başlangıç dönemi, fertilizasyondan sonraki 2 hafta içinde ovumun endometriuma implante olduğu dönem (ovüler faz) olarak bilinen dönemdir. Embriyolojik dönem 2. haftadan 8. hafta sonuna kadar olan dönemdir. Bu dönemde farklılaşmış olan yapılar büyüme ve olgunlaşma ile özellik kazanırlar. Dört haftalık bir embriyo 5 mm boyunda olup peritonel kavitenin proksimal ve distalinde anterolateral yönde bir çıkıntı oluşur. Gelişme kraniokaudal yöndedir. Sekiz haftalık olunca femur başı ve asetabulumun ilk kıkırdak hücreleri oluşmaya başlar. Femur, primitif kondroblastların golf sopası şeklinde farklılaşması ile oluşur. İlium, iskion ve pubis de disk şeklinde gelişir. Onbir haftalık fetüs 5 cm boya ulaşır. Femur üst ucu sferik baş, kısa boyun ve primitif büyük trokanter ile tamamen oluşur. Femur başı sferiktir ve femoral anteversion 5- 10°'dir. Eklem boşluğu ve kıkırdak yüzeyler oluşur,

asetabuler anteversiyon yaklaşık 40°'dir. Kalça eklemi kapsülü ligamentum teres, labrum ve transvers asetabuler ligament iyice oluşmuştur. Kalçanın fetal postürü fleksiyon, addüksiyon ve dış rotasyondur. Bu kalça ekleminin en stabil pozisyonudur. Femoral anteversiyon fetal hayatın ikinci yarısında gittikçe artarak doğumda 35°'ye ulaşır. Femur boyun diafiz açısı 20. haftada ortalama 130°- 145°'ye ulaşır. Asetabuler anteversiyon açısı ise doğumda yaklaşık 10°'dir[9].

2.2. TARİHÇE

Doğumsal kalça çıkığı ile ilgili sahip olduğumuz ilk bilgiler, M.Ö 460-370 yılları arasında yaşamış olan Hipokrat'a ait belgelere dayanmaktadır. Hipokrat, o dönemde kalça çıkığını konjenital bir deformite olarak tanımlamıştır[10]. Paleopatolojik (fosilleri ve kemik kalıntılarını inceleyerek, geçmişteki insan ve hayvan hastalıklarını inceleyen bilim dalı) araştırmalar sonucunda kalça çıkığına ülkemiz topraklarında geçmiş dönemlerde yaşayan halklar arasında ilk kez Elazığ/Tepecik Höyük ortaçağ populasyonunda (M.S 11-16. yy) rastlanmıştır.

Kalça çıkığı ile ilgili çalışmalar XIX. yüzyıla kadar hastalığın patolojisini tanımlamaktan ileri gidememiştir. Erişkinlerdeki ihmal edilmiş kalça çıkığının tedavisi ile ilgili ise literatürde çeşitli tedavi metodları tarif edilmiştir. Femur üst uç veya pelvik destek osteotomileri, kalça artrodezi, rezeksiyon, interpozisyon veya replasman artroplastileri bunlardan başlıcalarıdır. Yüksekte kalça çıkığı bulunan hastalar genç erişkin yaşlarda olmaları sebebiyle önceleri daha çok pelvik destek osteotomileri ile tedavi edilmişlerdir. Ancak yıllar içerisinde gelişen cerrahi teknikler ve implant teknolojilerine paralel olarak patoanatomiye uygun ve uzun sağ kalımı olan protez seçenekleri sayesinde bu hastalarda da total kalça artroplastisi ile yüz güldürücü ve hasta memnuniyetinin yüksek olduğu sonuçlar elde edilebilmiştir[11].

Kalça çevresi femur osteotomisi ilk kez John Rhea Barton tarafından 1824'de ileri derecede fleksiyon ve adduksiyonda ankiloze olan bir kalçaya, psödoartroz oluşturarak kalça hareketi elde etmek amacıyla yapılmıştır. Ardından özellikle

fleksiyon ve adduksiyon kontraktürü bulunan yüksekte kalça çıkıklı hastaların tedavisinde 1872'de Gant ve 1894'de Kirmisson tarafından yönlendirici osteotomiler uygulanmıştır[12]. Avusturya'dan Adolf Lorenz 1918 yılında Lorenz bifurkasyon osteotomisi olarak da adlandırılan pelvik destek osteotomisini tanımlamıştır[13]. Ancak yıllar içerisinde bu yöntem, yerini 1922 yılında Alman ortopedist Alfred Schanz (1890-1972) tarafından geliştirilen ve günümüz pelvik destek osteotomilerinin de temelini oluşturan femurun subtrokanterik valgizasyon osteotomisi almıştır[14]. Lorenz bifurkasyon osteotomisinin farklı bir çeşidi olan ve 1940'larda Hass tarafından tariflenen pelvik destek osteotomisi ile ise yükün küçük trokanter üzerinden alt ekstremiteye aktarılması hedeflenmiştir[15].

Schanz yaptığı osteotomi sonrası osteosentez için kemik pegler kullanmış ancak 1943 yılına gelindiğinde, Blount tarafından tarif edilen Schanz tipi ostetomilerden olan femurun yüksek subtrokanterik osteotomisi sonrası fiksasyon için açılı plak kullanılmaya başlanmıştır. Bu yıllarda, Amerikalı Henry Milch ve İngiliz James Batchelor artrozik kalça ekleminin neden olduğu ağrı ve fonksiyon kaybını önlemeye yönelik rezeksiyon angulasyon osteotomisi olarak da adlandırılan bir tekniği geliştirmişlerdir[16]. Bahsedilen osteotomilerin tümü, hedeflenen pelvik desteği sağlamasına rağmen bacak kısalığı ve mekanik aksın dizin lateraline kayması gibi sorunları da beraberlerinde getirmiştir. Ekstremite rekonstrüksiyonunda çığır açan İlizarov yöntemi de bu sorunların üstesinden gelmek amacı ile kullanılmış, proksimal femura abduksiyon yapılırken mekanik aksı düzeltmeye yönelik distal femura adduksiyon ve ekstremite kısalığını önlemeye yönelik uzatma işlemleri de aynı seansta yapılabilmiştir[17].

Artroplasti, Yunanca arthros (eklem) ve plassein (yeniden şekillendirme, yeniden oluşturma) kelimelerinden türetilmiştir. Türk Ortopedi ve Travmatoloji Birliği Derneği dil çalışma grubu tarafından 2010 yılında sunulan A`dan Z`ye Ortopedi Terimleri Dizini`ninde Türkçe karşılığı “eklem onarımı” şeklinde verilmiştir. Eğer artroplasti amacıyla yapay bir eklem oluşturulacaksa buna “eklem

protezi” adı verilir. Eklem protezi cerrahisinin iki temel amacı, ağrının ortadan kaldırılması ve eklem fonksiyonlarında iyileşmedir.

Yüksekte kalça çıkığının tedavisinde protez cerrahisi, osteotomiler ile karşılaştırıldığında daha yeni bir yöntemdir, çünkü protez cerrahisinde kullanılan güvenilir, dayanıklı ve aşınma süresi uzun materyallerin teknolojik gelişimi zaman almıştır. Günümüzdeki anlamıyla ilk başarılı total kalça artroplastisi 1960 yılında, Charnley protezi olarak da ünlenen kendi dizaynıyla, İngiliz John Charnley tarafından yapılmıştır. Charnley bu protezinde paslanmaz çelikten, çimentolu olarak uygulanabilen femoral stem ve baş, yine çimentolu olarak uygulanabilen yüksek yoğunluklu polietilen asetabuler komponent kullanmıştır[18].

İngiliz George K. McKee, 1970 yılında yayınladığı makalesinde, yüksekte kalça çıkığı olgularında uygulanan total kalça artroplastisinde asetabular defektin çimento ile desteklenebileceğini savunmuştur[19].

Her ne kadar yüksekte kalça çıkığında protez cerrahisi uygulanmaya başlanmış olsa da, 1973 yılına gelindiğinde, total kalça artroplastisinin mucidi olan Charnley, kronik olarak kalçası çıkık olan hastalarda bu cerrahi teknik ile risklerin çok fazla olduğunu belirterek mevcut sakatlıktan daha fazlasına davetiye çıkarması nedeniyle kendi kliniğinde uygulanmamasını istemiştir. Charnley yüksekte kalça çıkığı olan hastalara total kalça protezi uygulamasının mevcut patolojiden daha kötü sonuçlar vereceğini belirtmiştir[20].

William Henry Harris 1974'te, yüksekte kalça çıkığında total kalça artroplastisi yapılabileceğini ve bu cerrahideki teknik güçlükleri belirterek bu konudaki karanlık noktalara ışık tutmuştur[21].

Charnley ve Harris'in bahsettiği bu teknik zorluklara çözüm bulma amacıyla yola çıkan, aynı klinikten Amerikalı Harold K. Dunn ve Wallace E. Hess, kronik olarak çıkık olan kalçalarda total kalça artroplastisi uygularken karşılaşılan teknik problemlere neden olan patoanatomik özellikleri 1976 yılında tanımlamışlardır. Yalancı asetabulumun, asetabuler komponentin yerleştirilmesi için uygun bir yer

olmadığı ve mutlaka gerçek asetabuluma yerleştirilmesi gerektiğini belirtmişlerdir. Displastik olan gerçek asetabulumu rekonstrükte etmek için de kontrollü olarak medial duvarın kırılarak greft ve meş (mesh) uygulanmasını tarif etmişler, eğer asetabulumun superior dudağında hala yeterli örtünme elde edilemiyorsa femur başı grefti ile de bu bölgenin rekonstrükte edilebileceğini belirtmişlerdir. Asetabuler komponentin distale yani gerçekte olması gereken anatomik yerine yerleştirilmesi hem ekstremite boyunda uzamaya hem de buna bağlı olarak nörovaskuler yapılarda aşırı gerilmeye neden olabileceğinden, bu durumun femurun proksimalinden belirli miktar rezeksiyon yapılarak giderilebileceğini ve güvenli bir kalça rekonstrüksiyonunun yapılabileceğini belitmişlerdir. Dunn ve Hess yalnızca protrusio socket tekniği olarak da bilinen asetabulumun medializasyonu tekniğini değil, aynı zamanda femur kısaltıcı osteotomi tekniğini de ilk kez tarif eden cerrahlardır. Kendileri bu amaçla trokanter osteotomisi, femur proksimalinin rezeksiyonu ve büyük trokanterin distale nakli tekniğini uygulamışlardır[22]. Proksimal femurdan yapılacak rezeksiyon miktarının preoperatif olarak röntgenlerin değerlendirilmesi ile belirlenmesi gerektiğini ve 5-7 cm bacak uzamasının uygun postoperatif bacak pozisyonu ile siyatik sinirin gerginliğinin giderilmesi şartıyla güvenli olduğunu ileri sürmüşlerdir. Kendilerinin en fazla sorunu femoral komponentin yerleştirilmesinde yaşadıklarını ve bu nedenle yüksekte kalça çıkığı bulunan hastalardaki patoanatomik değişiklikleri iyi değerlendirmek gerektiğini bildirmişlerdir.

Harris 1977'de, ileri derecede displazisi olan olgularda total kalça artroplastisi uygulamasını ve femur başı kullanılarak asetabulumdaki defektin greftlenmesini tarif etmiştir[23]. Bu yöntem ile asetabuler komponentte gevşeme oranı 4 yıllık sonuçlarına göre %0 iken, altı yıllık takiplerde %32 ve 11 yıllık sonuçlarında ise %46 olarak tespit etmişlerdir. Gevşeme nedenlerini ise greft rezorpsiyonu, kollaps ve komponent migrasyonu olarak sınıflandırmışlardır[24].

1978 'de yüksekte kalça çıkığı olan hastalarda total kalça artroplastisi uygulaması ile ilgili ülkemizde yapılan ilk çalışma Veli Lök ve arkadaşları tarafından yayınlanmıştır[25].

1988'de Yunanistan'dan George Hartofilakidis ve arkadaşları asetabulumun reamer ile medializasyonu olarak tarif ettikleri “cotyloplasty” tekniğini yayınlamışlardır. Ortalama 5,5 yıl takip süresi olan kendi serilerine göre bu teknik ile çimentolu asetabuler komponent uygulamanın başarılı olduğunu ve hiçbir hastada revizyon gerekmediğini belirtmişlerdir[26]. 2004 yılında yayınlamış oldukları en kısası 7 yıl takip süreli uzun dönem sonuçlarına göre ise asetabuler komponentte gevşeme oranını %14, total protezin sağkalımını ise %76,4 olarak bulmuşlardır[27]. Yine 1988 de Amerikalı Fred McQueary, asetabuler displazisi olan vakalarda kemik grefti uygulamadan çimento ile defektin giderilmesi yöntemini uyguladığı 61 kalçanın ortalama 8,5 yıllık takibinin sonuçlarını yayınladı ve 6 hastada radyolojik olarak aseptik gevşeme bulguları gördüğünü bildirerek çimentolu asetabuler komponent kulanıldığında sement ile displastik asetabulumun rekonstrüksiyonunun grefte göre daha kolay olduğunu, greft uygulandığında gevşemenin daha fazla olacağını ileri sürdü[28].

Dunn ve Hess 'in 1976'da tariflediği femur kısaltma tekniğinin benzerini trokanter minörü koruyarak Hartofilakidis de kullanmış ve 1988'de yayınlamıştır[26]. Ancak metafizer bölgeden basamak şeklinde kısaltma metodunu ilk kez 1990'da Finlandiya 'dan Paavilainen tanımlamıştır. Bu yöntemin daha önce Schanz osteotomisi yapılmış vakalar için de ideal bir kısaltma yöntemi olduğunu belirtmiştir[29]. 1997'de Yunanistan'dan Symeonides büyük trokanter osteotomisi yapmadan trokanter minörün distalinden silindirik bir parça çıkartmış ve bunu osteotomi çevresine greft olarak sararak plak ile de osteotomi hattını tespit etmiştir[30].

Yüksekte kalça çıkığı nedeniyle çimentolu total kalça artoplastisi yapılan, çoğu genç ve orta yaştaki aktif hastalardan oluşan olgu yıllar içerisinde takiplerinde, bu hasta grubunda total kalça artroplastisi yapmanın rutin kalça artroplastisine oranla teknik olarak daha zor ve komplikasyon oranlarının daha yüksek olduğu sonucuna varılmıştır[20, 23, 26, 30]. Bahsedilen cerrahi tekniklerde asetabuler komponentin gerçek asetabuluma tutunması için tespit materyali olarak kemik çimentosu kullanılmıştır. Bu ise beraberinde zaten genç ve aktif olan hastalarda mekanik

yetersizlik ile birlikte yüksek oranda aseptik gevşemeyi getirmiştir[31]. Bu noktadan yola çıkan Finlandiyalı Paavilanien ve arkadaşları 1982 ve 1986 yılları arasında, ileri derecede displastik ve disloke 100 kalçaya Lord'un çimentosuz total kalça artroplastisini uygulamış ve bunlardan 46'sına basamaklı veya transvers metafizer femur kısaltıcı osteotomi de yaparak sonuçlarınının iyi ve tatmin edici olduğunu 1990'da yayınlamışlardır[29].

Harris de 1999 yılında, çimentosuz asetabuler komponent kullandıkları hastalarında gevşeme, periasetabuler osteoliz veya migrasyon görmediklerini belirtmiştir[32]. Aynı yıl Amerikalı Lawrence Dorr ve arkadaşları, poröz kaplı ve hemisferik asetabuler komponentleri medial protrüzyo tekniği ile yerleştirilen 24 kalçanın ortalama 7 yıllık sonuçlarını yayınlamışlar ve hiçbir hastaya asetabuler komponent revizyonu gerekmediğini ancak bu yöntem ile asetabuler komponent revizyonunun daha kolay olacağını belirtmişlerdir[33].

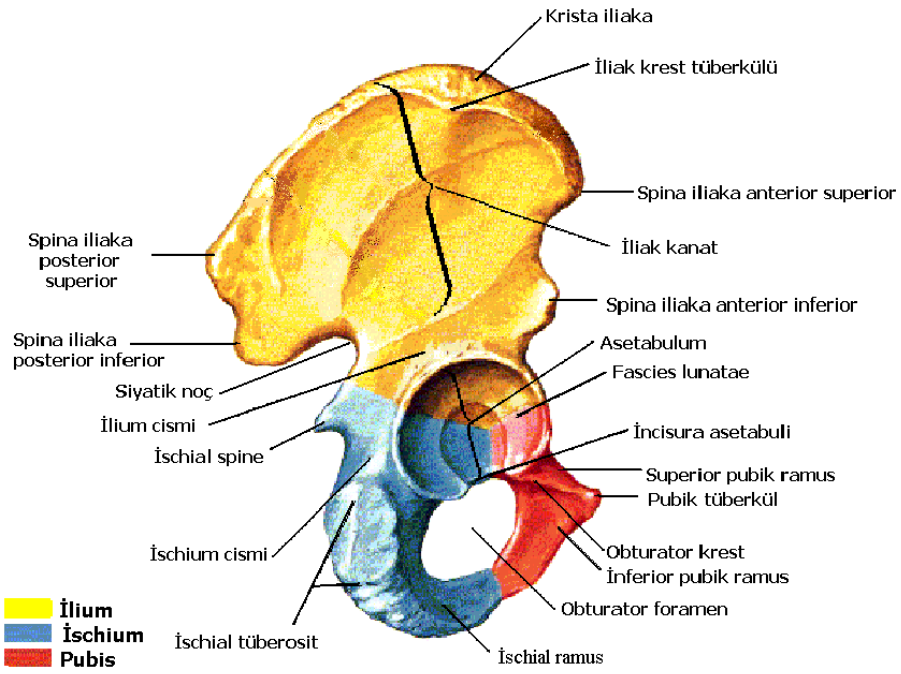
Kısaltmalı total kalça artroplastisi konusunda ülkemizde de yoğun bir şekilde çalışılmıştır. 2002 'de Öztürkmen, 2003 'de ise Erdemli 'nin bu konudaki kendi olgu serilerinin sonuçlarını yayınladıklarını görmekteyiz[34].

Necdet Sağlam ve Remzi Tözün ise yüksekte kalça çıkığı nedeniyle çimentosuz total kalça artroplastisi uyguladıkları 42 hastanın ortalama 54 aylık takiplerinin sonuçlarını 2002 yılında yayınlamışlardır[35]. Nadir Şener ve Remzi Tözün aynı yıl, 23 hastanın 28 kalçasına uyguladıkları basamaklı femur kısaltmalı çimentosuz total kalça artroplastisi sonuçlarını yayınlamışlardır[36].

2.3. KALÇA ANATOMİSİ

Kalça eklemi femur üst ucu ile os koksa arasında üç eksen etrafında hareket edebilen enartrosis sferika grubu bir eklemdir. Eklem yüzeylerinden dış bükey olanı femur başına, iç bükey olanı ise os koksanın dış yüzünde bulunan asetabuluma aittir. Os koksa iliak kemik, iskium kemiği ve pubik kemik adı verilen üç ayrı kemikten oluşmaktadır (Şekil 1). İliak kemik, kalça kemiğinin geniş olan üst kısmını oluşturur.

İliak kemiğin iç yüzüne muskulus iliakus, dış yüzüne gluteus medius ve minimus kasları yapışır. İliak kemiğin üst yüzünü oluşturan krista iliakanın hemen üzerinde bir apofiz bulunur. Bu apofizin ossifikasyonun tamamlanması uzunlamasına büyümenin sonlandığını gösterir. İliak kanadın en önemli işareti sartorius kası ve inguinal ligamanın başlangıç yeri olan spina iliaka anterior superiordur (SİAS)[13]. İskium kemiği os koksa'nın arka ve alt kısmında yer alır.



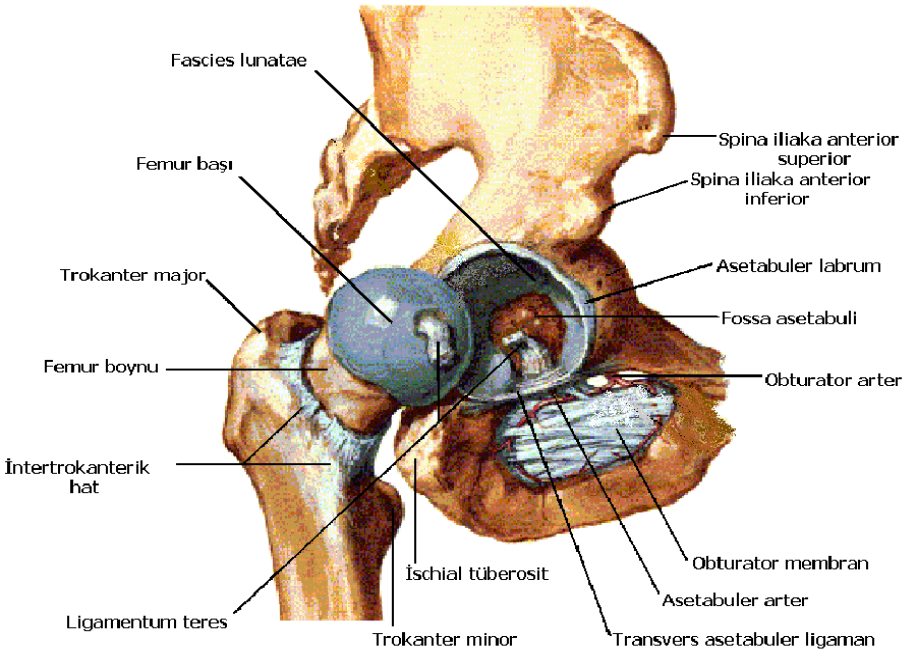
Şekil 1: *Os koksa - lateral görünüm (Netter's Concise Atlas of Orthopaedic Anatomy 2002)*

Asetabulumdan aşağıya doğru, hamstring kaslarının yapışma yeri olan tuber iskiadikumu oluşturur. İliak kemik, pubik kemik ile beraber obturator forameni oluşturur. Pubik kemik vücudun diğer yarısından gelen pubik kemik ile simfisiz pubisi oluşturur. Üst ramusu asetabulumun yapısına katılırken, alt ramusu iskiumla

birleşir. Çocukluk çağında bu üç kemik Y kıkırdağı ile birleşir ve 14 – 16 yaşlarında kaynaşarak tek kemik halini alır[13].

2.3.1. Asetabulum

Asetabulum, os koksanın femur başı ile eklem yapan dış yüzündeki bölümüdür. Asetabulumun femur ile asıl eklem yüzünü fasies lunata adı verilen, genişliği 2 cm, açıklığı aşağıya bakan, hiyalin kıkırdakla örtülü yapı oluşturur (Şekil 2). Asetabulumun kenarları fibröz kıkırdaktan yapılmış bir halka ile genişletilmiştir. Labrum asetabulare denen bu yapı asetabulum alt yüzünde bulunan insisura asetabulare üzerinden atlayarak çukuru her yönde çevreler. İnsisura asetabuli seviyesinde labrum asetabuli daha içte bulunan ligamentum transversum asetabuli'ye yapışır.



Şekil 2: *Kalça eklemi - lateral görünüm (Netter's Concise Atlas of Orthopaedic Anatomy 2002)*

Labrum asetabuli sayesinde asetabulum derinleşir ve femur başı eklem yüzeyinin yarısından fazlasını içine alabilecek duruma gelir. Fasies lunata ile çevrili

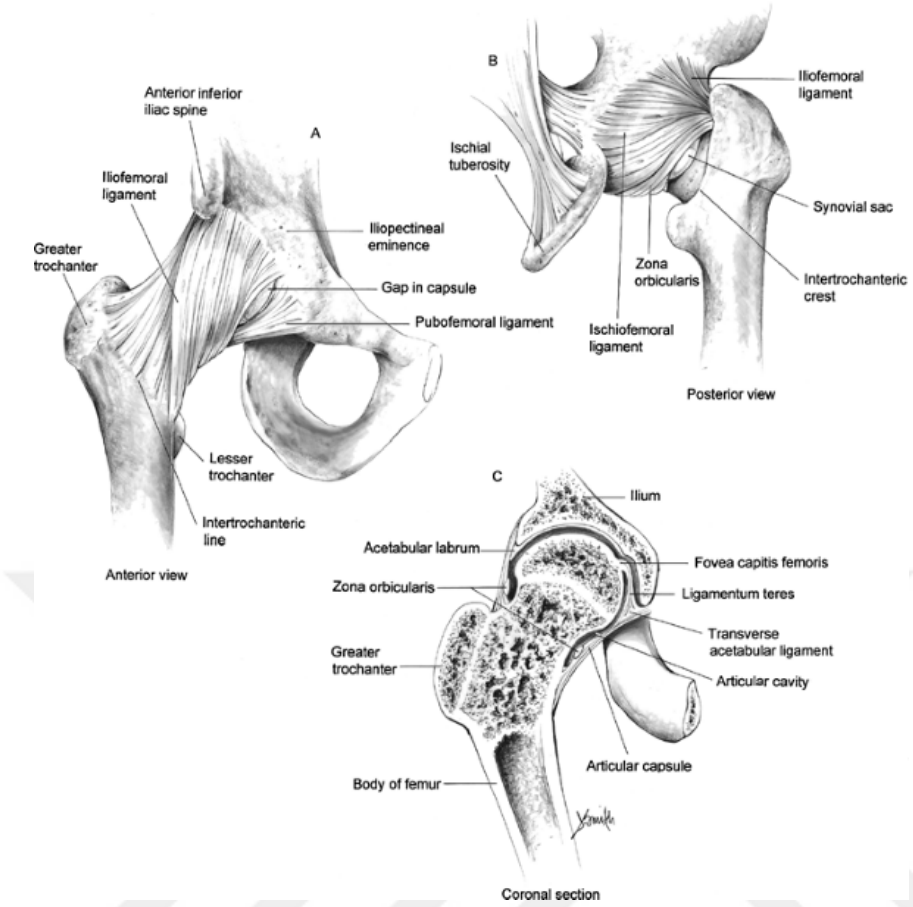
asetabulumun tam ortasında bulunan, kıkırdağı olmayan, içi yağ dokusu ile dolu çukura fossa asetabuli denir[37].

2.3.1.1.Eklem kapsülü ve bağları

Eklem kapsülü, yukarıda asetabulum kemik kenarına çepeçevre yapışır. Femoral tarafta ise önde büyük trokanter ve linea intertrokanterika üzerine, arkada krista intertrokanterikanın 1,5 cm medialine yapışır[38].

Ligamentum iliofemorale (Bertin bağı): Spina iliaka anterior inferiordan başlayarak kapsülün ön yüzünde bir yelpaze gibi ilerler ve linea intertrokanterikaya yapışarak sonlanır. Ayakta durur pozisyonda kalça eklemini stabilize eden önemli bir yapıdır (Şekil 3).

Ligamentum pubofemorale: Pubik kemiğin üst kolunun alt kısmından başlayarak laterale uzanır. Kapsülün medial yüzü ve linea intertrokanterikaya yapışır. Uyluğun ekstansiyon ve abdüksiyon hareketlerini kısıtlar, femur başına önden destek olur (Şekil 3).



Şekil 3: *Kalça eklemi bağları[36]*

Ligamentum iskiofemorale: Arkada tuber iskiadikum yakınından başlayarak öne dönüp linea intertrokanterikaya yapışır. Femuru arkadan destekler. Aynı zamanda aşırı iç rotasyon hareketine engel olur (Şekil 3).

Eklem dışında bulunan bu üç bağ dışında insisura asetabulinin dış kenarından başlayıp fovea kapitise yapışan eklem içi ligamentum kapitis femoris (ligamentum teres) bulunur (Şekil 2). Ligamentum kapitis femorisin içinden obturator arterin küçük bir dalı geçer ve epifiz kapanmadan önce beslenmeye yardımcı olur. Ligamentum kapitis femoris başın addüksiyon ve dış rotasyon hareketlerini engeller.

2.3.2.Femur

Asetabulum ile kalça eklemini, tibia ve patella ile diz eklemini oluşturur. Femur üst ucunda femur başı, femur boynu, trokanter major ve minor bulunur (Şekil 2). Bir kürenin 2/3' ü kadar olan femur başının üzeri hiyalin kartilaj ile kaplıdır. Femur başı merkezinde bulunan fovea kapitis femorise ligamentum kapitis femoris tutunur. Baş altında bulunan subkapital sulkustan sonra femur başı, baş çapının 3⁄4' ü çapındaki boyun ile devam eder. Baş – boyun ile femur cismi arasında 125°-130° 'lik bir açı vardır (kollo-diyafizer açı). Femur boynu ile cisminin birleşme yerinde arka dışa doğru trokanter major bulunur. Abduktor kasların yapıştığı trokanter major bir traksiyon epifizidir. Trokanter major tepesi yaklaşık olarak femur başı merkezi ile aynı düzlemdedir. Femur boynu altında, femur cismi arka iç yüzünde trokanter minor bulunur. Trokanter minora iliopsoas kası yapışır. Trokanter minor ve majoru önde linea intertrokanterika, arkada ise krista intertrokanterika birbirine bağlar. Linea intertrokanterikaya ligamentum iliofemorale tutunur, krista intertrokanterikanın biraz dış kısmında ise tüberkulum kuadratum bulunur.

2.3.3.Kalça eklemini ilgilendiren kaslar ve innervasyonları

M. Gluteus Maksimus: Uyluğa ekstansiyon yaptırır. Siniri n. gluteus inferior' dur.

M. Gluteus Medius: Uyluğa abdüksiyon yaptırır. Siniri n. gluteus superior'dur.

M. Gluteus Minimus: Uyluğa abdüksiyon yaptırır. Siniri n. gluteus superior'dur.

M. Tensor Fasia Lata: Fasia latayı gerer, uyluğa fleksiyon ve abdüksiyon yaptırır. Siniri n. gluteus superior'dur.

M. Sartorius: Dize ve kalçaya fleksiyon yaptırır, kalçanın dış rotasyonuna yardımcı olur. Siniri n. femoralis' dir.

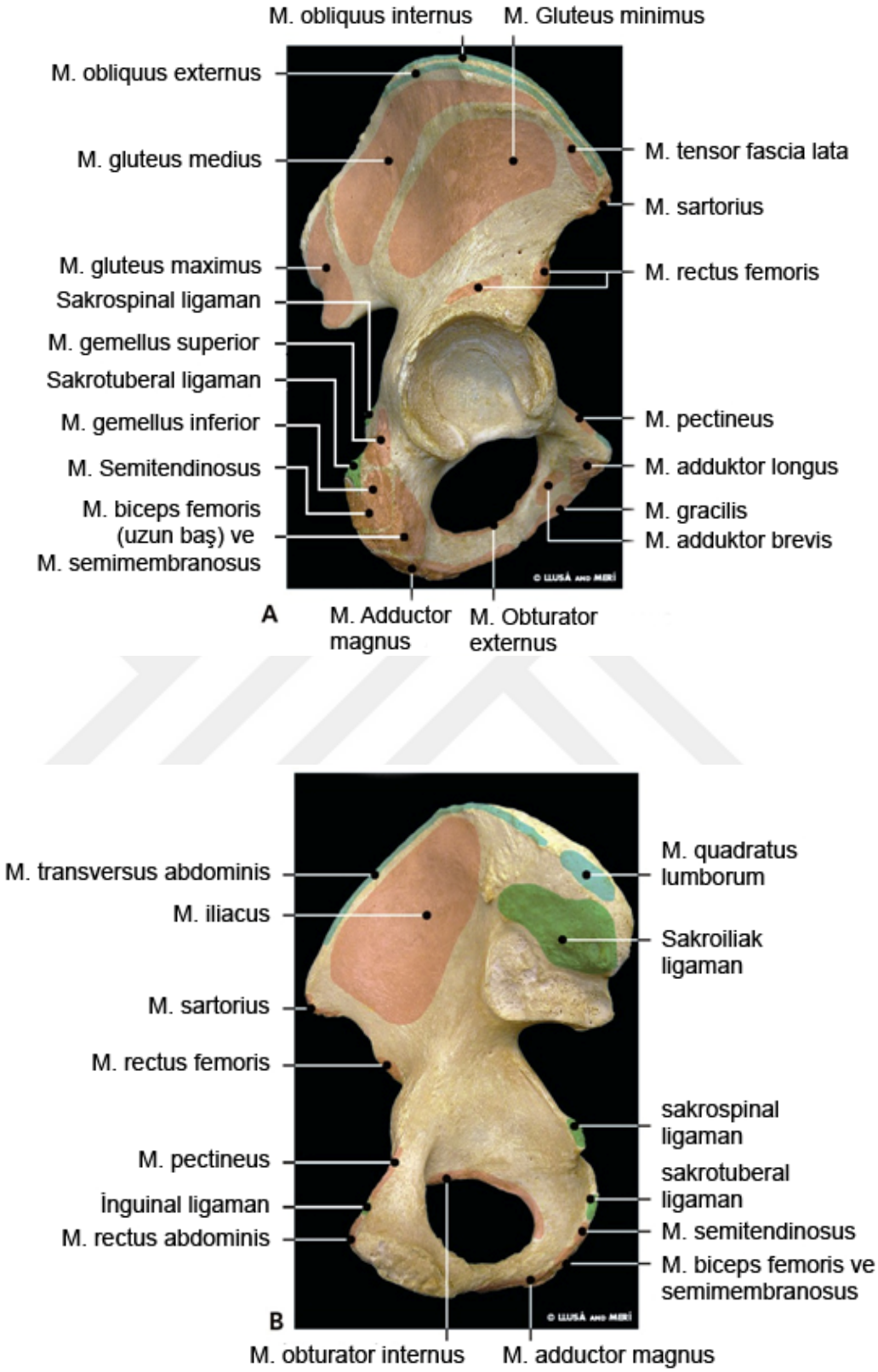
M. Kuadriseps Femoris: M. rektus femoris, m. vastus lateralis, m. vastus medialis, m. vastus intermedius'un birleşmesi ile oluşur. Dizde patellar tendon yapısına katılıp dize ekstansiyon yaptırır. m. rektus femoris kalçaya fleksiyon yaptırır. Siniri n. femoralis'tir.

M. Priformis: Uyluğa abdüksiyon ve dış rotasyon yaptırır. Siyatik sinir tarafından innerve edilir.

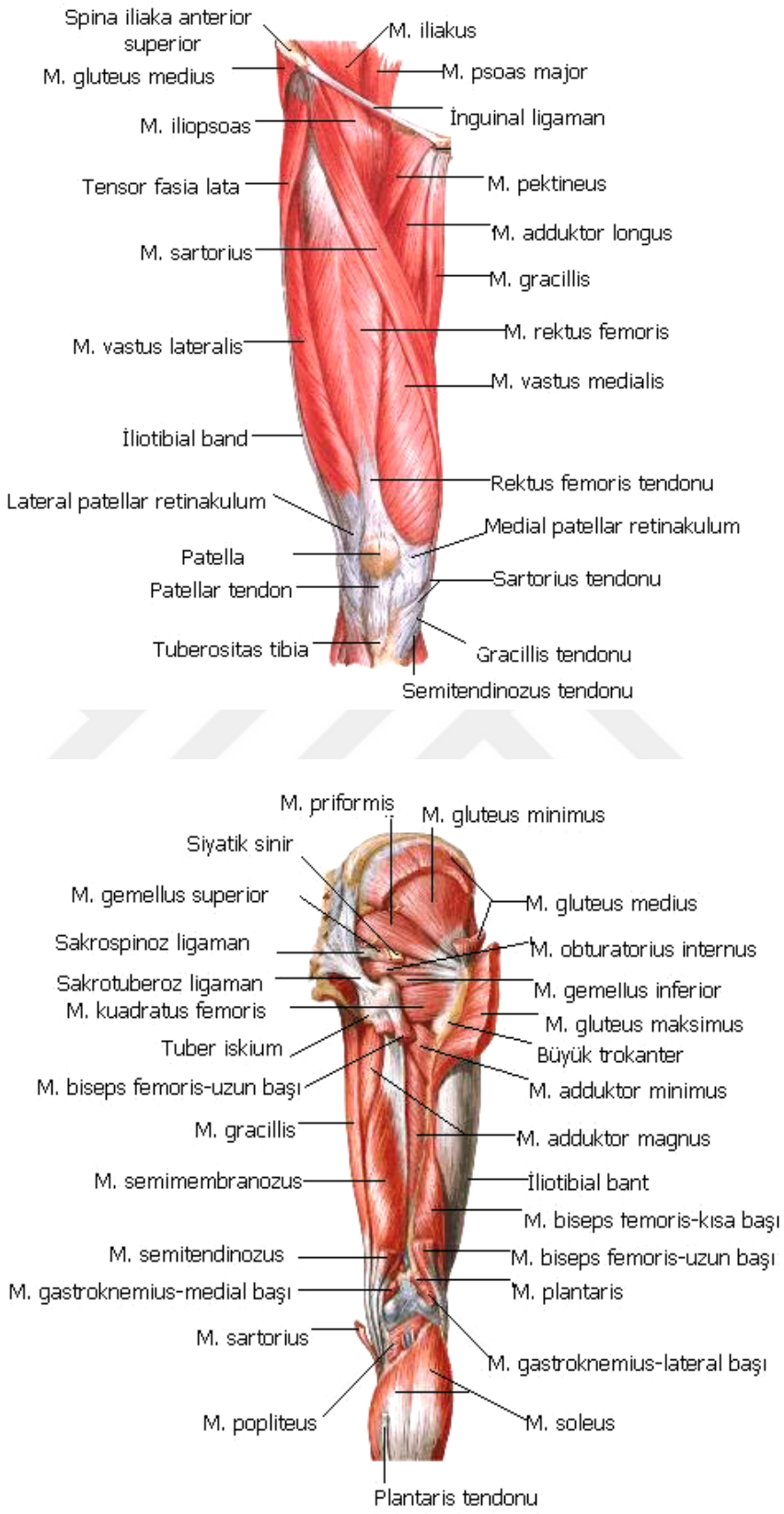
M. Obturator İnternus: Kalçaya dış rotasyon yaptırır. Pleksus sakralisten innerve olur.

M. Gemellus Superior: Kalçaya dış rotasyon yaptırır. Pleksus sakralisten innerve olur.

M. Gemellus İnferior: Kalçaya dış rotasyon yaptırır. Pleksus sakralisten innerve olur.



Şekil 4: *A- Os koksaya arkadan tutunan kaslar B- Os Koksaya önden tutunan kaslar.[37]*



Şekil 5: *Kalça eklemi ve uyluk kasları – ön, arka görünüm[38]*

M. Kuadratus Femoris: Kalçaya dış rotasyon yaptırır. Siyatik sinirden innerve olur.

M. Pektineus: Uyluğa addüksiyon yaptırır, fleksiyon ve dış rotasyona yardım eder. Siniri N. Femoralis'tir.

M.Addüktor Longus: Uyluğa addüksiyon yaptırır. Obturator sinir innerve eder.

M. Addüktor Brevis: Uyluğa addüksiyon yaptırır. Obturator sinir innerve eder.

M. Addüktor Magnus: Uyluğa addüksiyon yaptırır, ekstansiyon ve iç rotasyona yardım eder. Obturator sinir innerve eder.

M. Grasilis: Uyluğa addüksiyon, dize fleksiyon yaptırır. Obturator sinir innerve eder.

M. İliopsoas: Uyluğun en kuvvetli fleksörüdür. Pleksus Lumbalis innerve eder.

M. Biseps Femoris: Kalçaya ekstansiyon, dize fleksiyon yaptırır. Uzun başı N. Tibialis, kısa başı N. Peroneus Kommunis innerve eder.

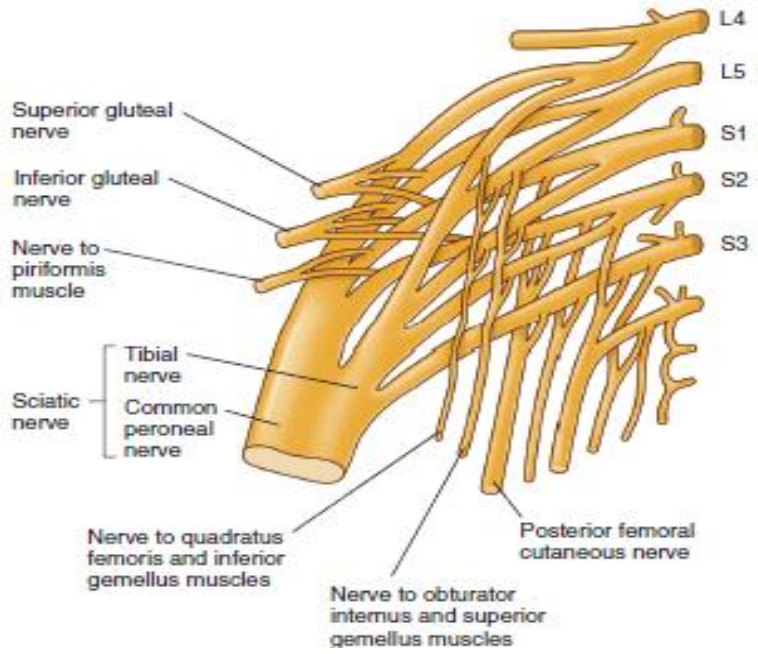
M. Semimembranosus ve M. Semitendinosus: Kalçaya ekstansiyon, dize fleksiyon yaptırır. N. Tibialis innerve eder.

2.3.4 Kalça Çevresinin Nörovasküler Yapısı

2.3.4.1. Nörolojik Yapı

N. İskiadikus: L4-5, S1-2-3'den gelen üst sakral pleksus köklerinin devamıdır. N. tibialis ve n. peroneus (fibularis) komunis'i içerir. İnsisura iskiadika major'den geçerek pelvisten çıkmadan önce m. piriformisin anterior ve medialinden

geçer. İnfrapriformis fossadan çıkarak asetabulumun arka kolonunun posterolateralinden geçer. Trokanter major ile tuber ossis iskiadikum arasından m. obturator internus, m. gemellus superior, m. gemellus inferior, m. kuadratus femoris kasları üzerinden geçerek aşağıya iner. N. iskiadikus, insisura iskiadika major'dan geçerken, n. peroneus komunise ait lifler lateralde yer alır ve daha kolay yaralanabilir, ayrıca bu lifler gerilmeye daha hassastır (Şekil 6).



Şekil 6: *Kalça posterior nörolojik yapıları(sakral pleksus)*

N. Femoralis: L2, L3 ve L4 köklerinin dallarından oluşur. Femoral arterin lateralinde yer alır. Pelviste iliopsoas üzerinde seyrederek uyluğa femoral üçgenden girer. Çok sayıda dallara ayrılarak, m. iliakus, m. pektineus, m. sartorius ve m. kuadrisepsin motor innervasyonunu sağlar. Uyluğun anteromedialinin duyusal innervasyonunu sağlar.

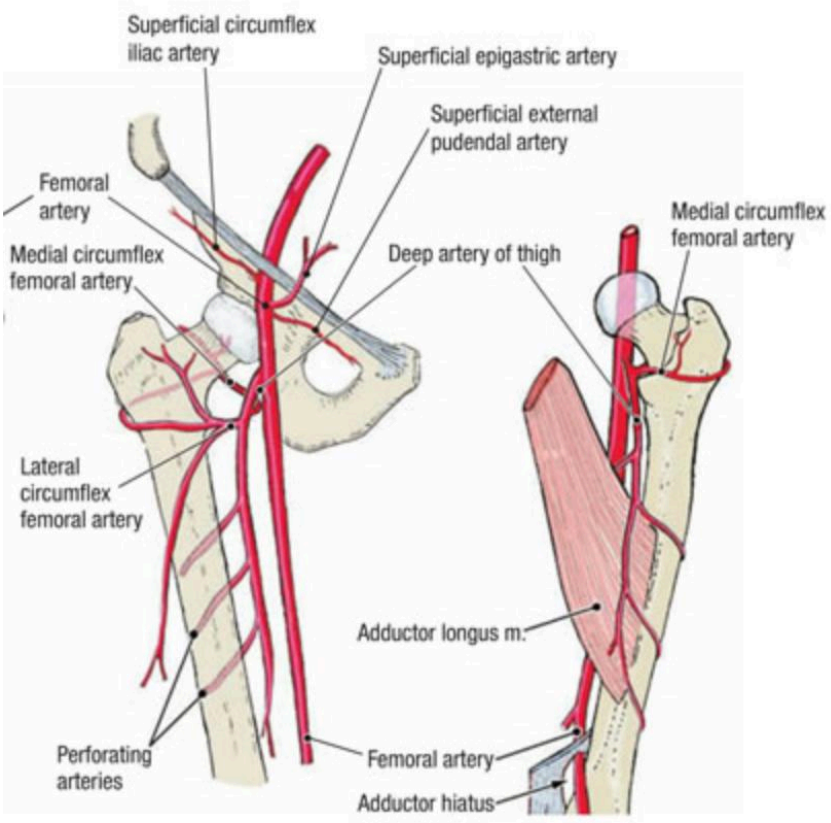
N. Gluteus Superior: L4, L5, S1'in köklerinin dallarından oluşan bu sinir, fossa suprapiriformeden aynı adı taşıyan arter ve ven ile birlikte geçerek gluteal bölgeye gelir. Superior gluteal damarların derin dalları ile birlikte m. gluteus medius

ve m. gluteus minumus arasında dışarıya doğru ilerler. M.gluteus medius, minumus ve tensor fasya latayı innerve eder.

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

2.3.4.2 VaskülerYapı

Aorta L4 vertebranın ön yüzünde bifurkasyon yaparak iki a. iliaka komunis'e ayrılır. Her iki iliak arter biraz aşağı ve dışa doğru giderek lumbosakral disk'in yanlarında a. iliaka eksterna ve a. iliaka interna olarak ikiye ayrılır. A. iliaka interna pelvis içi ve gluteal bölge organlarının çoğunu besler (Şekil 7) [39].

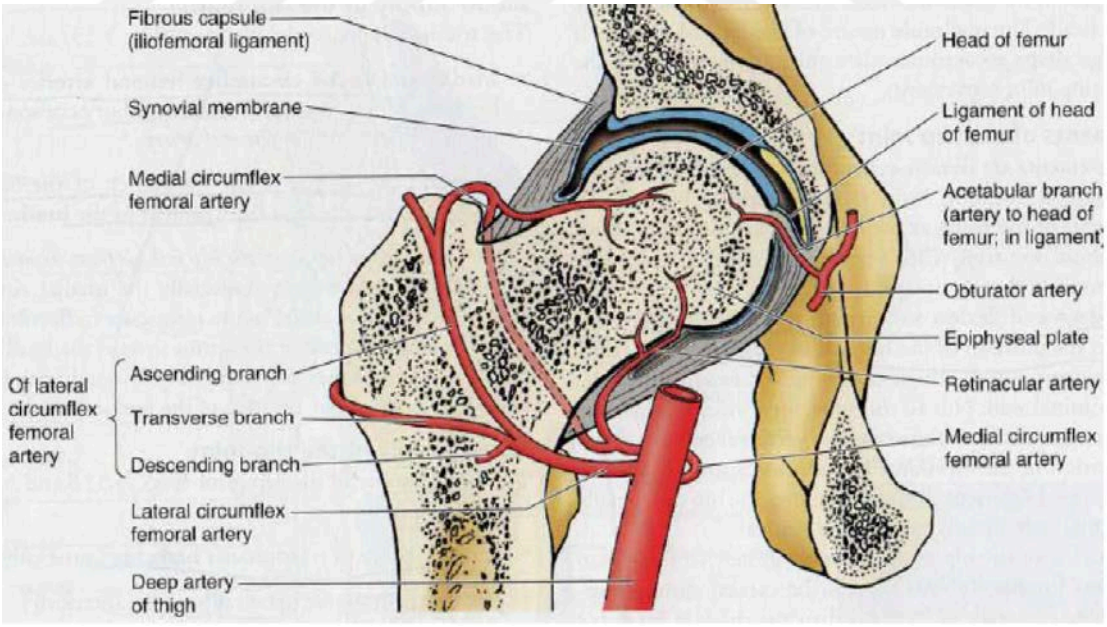


Şekil 7: *Kalça çevresinin vasküler görünümü[40]*

A. İliaka Eksterna: Ana iliak arterden lumbosakral bileşke seviyesinde ayrıldıktan sonra fossa iliakayı öne doğru geçerek inguinal ligamanın orta noktasının altından uyluğa geçer. Bu noktadan itibaren adı a. femoralis olur. A. femoralis, psoas kasının ön tarafında bulunur ve kalça eklemi ile arasında m. psoas major bulunur.

A. Femoralis: A. iliaka eksterna' nın, ligamentum inguinale'nin altından geçtikten sonraki uzantısıdır. Kapsülün hemen anterior ve medialinden seyreder. V. femoralis, v. femoralis profundus ve v. safena magna' nında katılımıyla inguinal ligamanın altından geçtikten sonra v. iliaka eksterna adını alır.

A. Profunda Femoris: İnguinal ligamanın 3,5 cm. altında a. femoralis'in lateralinden çıkar, posterioruna geçer ve pektineus ile addüktor longus kasları arasında seyreder (Şekil 8).



Şekil 8: *Femur baş ve boynunun arteriel beslenmesi[40]*

A. Sirkumfleksa Femoris Lateralis: A. femoris profunda'nın lateralinden ayrıldıktan sonra sartorius ve rektus kasları arasından geçer, vastus lateralis üzerine gelir ve yükselen – inen dallara ayrılır.

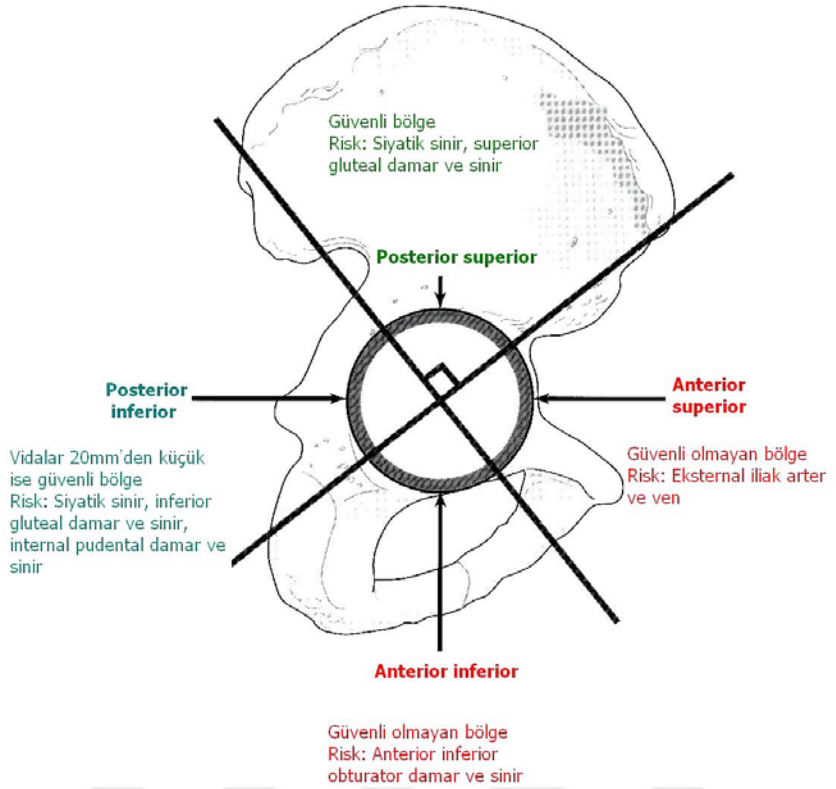
A. Sirkumfleksa Femoris Medialis: A. femoris profunda'nın medialinden ya da femoral arterden çıkar. Pektineus ile psoas kasları arasında femur medialinden döner ve posteriorda linea intertrokanterika boyunca seyreder.

Superior Gluteal damarlar: A. ilika interna'nın posterior bölümünün dallarıdır. Siyatik çentiğin superiorundan geçerek çıkarken posterior kolona çok yakındır.

İnferior Gluteal ve Pudental damarlar: A. ilika interna'nın anterior bölümünün dallarıdır. Posterior kolona en yakın oldukları yer spina iskiadika ve insisura iskiadika minor çevresindedir.

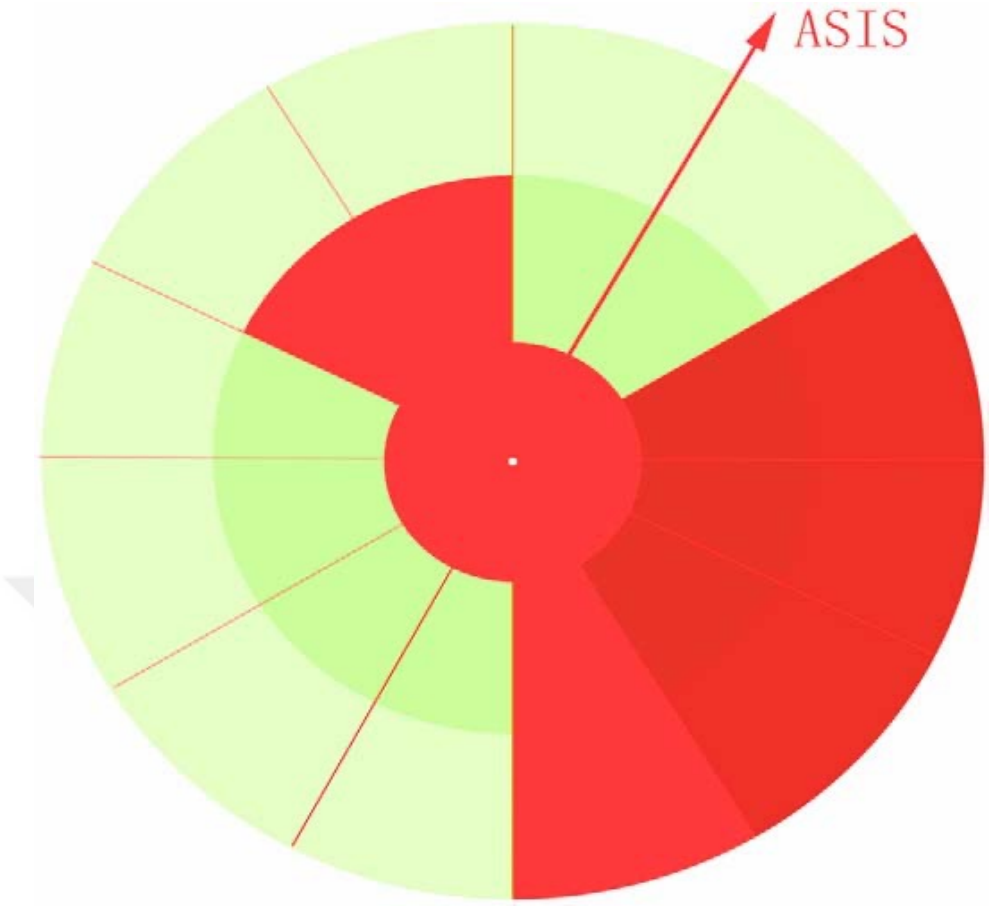
2.4.4. Transasetabuler Anatomi ve Fiksasyon

1990 yılında Wasielewski ve ark'nın tanımladığı asetabuler kadran sistemi asetabulum fiksasyonun daha iyi ve güvenilir yapılabilmesi için önemlidir[40]. Bu kadran sisteminde SİAS tan başlayıp asetabulumun ortasından geçen çizgiye, asetabulum ortasından çekilen bir dik çizgi ile asetabulum dört kadrana ayrılır (Şekil 9). Posterosuperior ve posteroinferior kadranlar nispeten daha güvenli alanlar olduğundan dolayı vidalar bu bölgelere yerleştirilir. Anteroinferior ve anterosuperior bölgelerini ise eksternal iliak arter ve ven; obturator sinir, arter ve ven olası yaralanmalarını göz önünde bulundurarak kullanılmamalıdır.



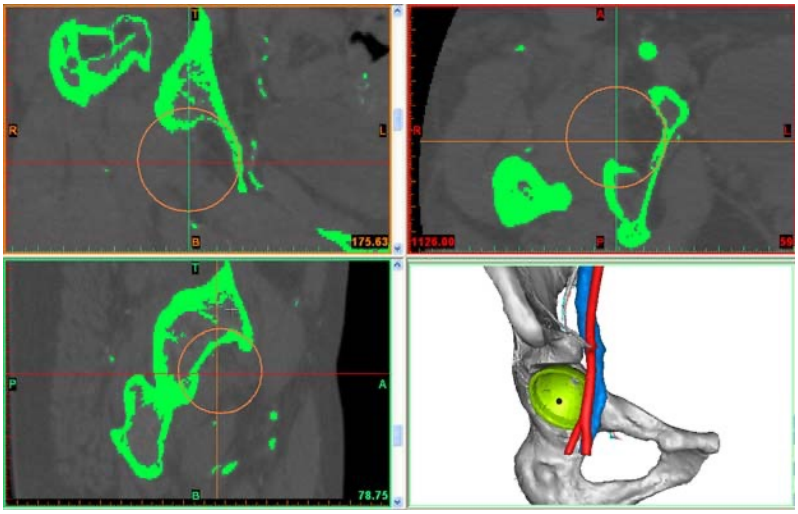
Şekil 9: *Wasielewski Asetabuler kadran sistemi[42]*

Trans-asetabuler fiksasyonda özellikle yüksekte çıkığı olan kalçalarada güvenli bölgelerin tanımlanması konusunda; 2009 yılında Q Liu ve ark çalışmalarında Wasielewski ve ark tanımladıkları kadran sisteminin normal kalçalarda ve hafif displazisi olan hastalarda yararlı olabileceğini fakat yüksekte kalçalarda güvenli bölgenin kaydığını ve posterosuperior kadranın aslında güvenli olmadığını belirtmişlerdir[41]. Q Liu ve ark çalışmalarında yeni bir asetabuler kadran sistemi tanımlamışlardır (Şekil 10).

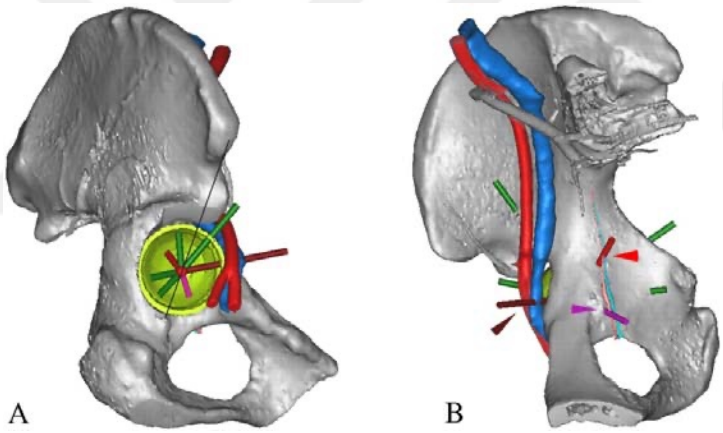


Şekil 10: *Yüksekte kalça çıkığında tanımlanan asetabuler kadran sistemi[43]*

Bu sistemde asetabuler bölge üç bölüme ayrılır. Merkezi bölüm ve bunun dışında kalan iki dış bölüm. ASIS saat 1 hizasında olacak şekilde konumlandırılır ve daire 12 eş parçaya bölünür. Koyu kırmızı alanlar eksternal iliak arter ve ven yaralanmaı riskli bölgeler, açık kırmızı alanlar ise obturator arter ve venin yaralanma ihtimali yüksek bölgeleri göstermektedir.



Şekil 11: *3 boyutlu şablonlamada vasküler yapılar ile asetabular kap ilişkisi[41]*



Şekil 12: *Cerrahi sırasında potansiyel yaralanma riski olan damarlar. A. Kahverengi vida eksternal iliak arteri yaralamıştır. B. Kırmızı ve pempe vidalar obturator arteri yaralamıştır. Dikkat edilmesi gereken husus kahverengi vida Wasielewski'nin tanımladığı kadran sistemine göre posterior-superior kadrana yerleştirilmiş olmasıdır[41]*

2.4. KALÇA EKLEMİ BİYOMEKANİĞİ

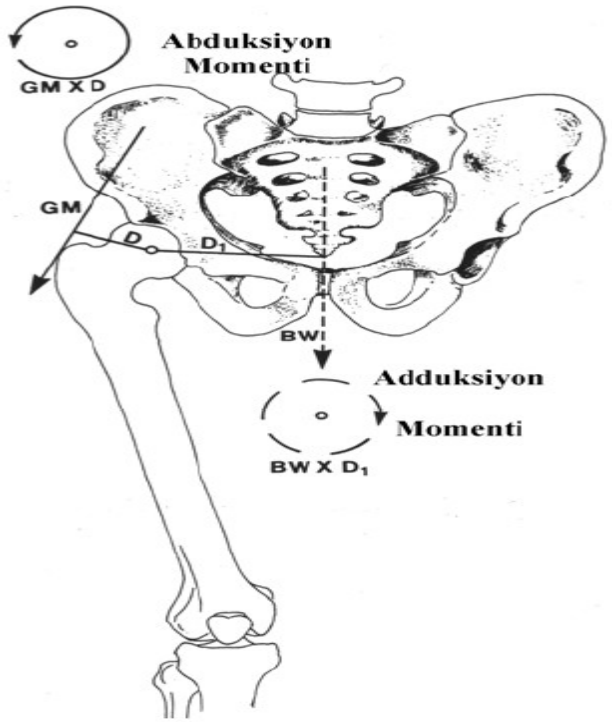
Yüksekte kalça çıkığında uygulanan total kalça artroplastisi ameliyatları ağrısız, hareketli ve fonksiyonel bir kalça elde etmenin yanında ekstremitedeki kısalık ve deformiteyi de rekonstrükte etmeyi hedefler. Bu hedeflere ulaşmada kalça biyomekaniğinin önemi son derece büyüktür. Kalça biyomekaniğini anlamaya yönelik in vivo ve in vitro çalışmaların yanında gelişen bilgisayar teknolojileri sayesinde çok ileri matematik analizleri de yapılabilmektedir. Bu çalışmalardan elde edilen bilgiler kalça ekleminde ortaya çıkabilecek ortopedik patolojilerin nedenlerini, sonuçlarını ve tedavilerini de anlamayı sağlar. Bu sayede erişkinlerde kalça rekonstrüksiyonu ile uğraşan ortopedistler gerek total kalça artroplastisi gerekse de proksimal femur veya asetabuler osteotomi yapmayı planladıkları hastalarda ideal cerrahi teknikleri uygulayarak en iyi sonuçları elde edebilirler. Örneğin yapılacak bir osteotomi ile tüm alt ekstremite dizilimi, kas yönelimleri ve asetabulumun yük taşıma yüzeyini değiştirilerek eklem temas yüzeyi kuvvetleri ve basınç dağılımı değiştirilebilir[42]. Tüm bunlar hastalarda ortaya çıkan ağrı ve fonksiyonel kayıpta iyileşme sağlar. Biyomekanik ve biyomateryaller üzerine yapılan çalışmalar, kalça biyomekaniğine uygun, en iyi fonksiyonel sonuçların ve en düşük oranda protez yetersizliklerinin ortaya çıktığı implantlar elde etmeyi de amaçlamaktadır.

Günlük aktiviteler sırasında kalça eklemine etki eden kuvvetlerin in vivo incelenmesi, ilk olarak Rydell tarafından, Austin-Moore protezini straingaugeler (şekil değiştirme ölçer) ile birlikte uygulamasıyla yapılan çalışmalarla yürütülmüştür. Kendisi yürüme sırasında kalçaya vücut ağırlığının 3 katı yük bindiğini tespit etmiştir[43]. Bergman ve arkadaşları tarafından yapılan yakın döneme ait incelemelerde de, günlük aktiviteler esnasında kalçaya vücut ağırlığının yaklaşık 2 ile 3 katı arası yük bindiği belirtmişlerdir[44].

Yürüme siklusunun değişik zamanlarında femur başının yük altında kaldığı anatomik segmentler değişkenlik gösterir. Topuğun yere teması anında anterosuperomedial bölge en yüksek düzeyde basınca (5,5 megapaskal) maruz

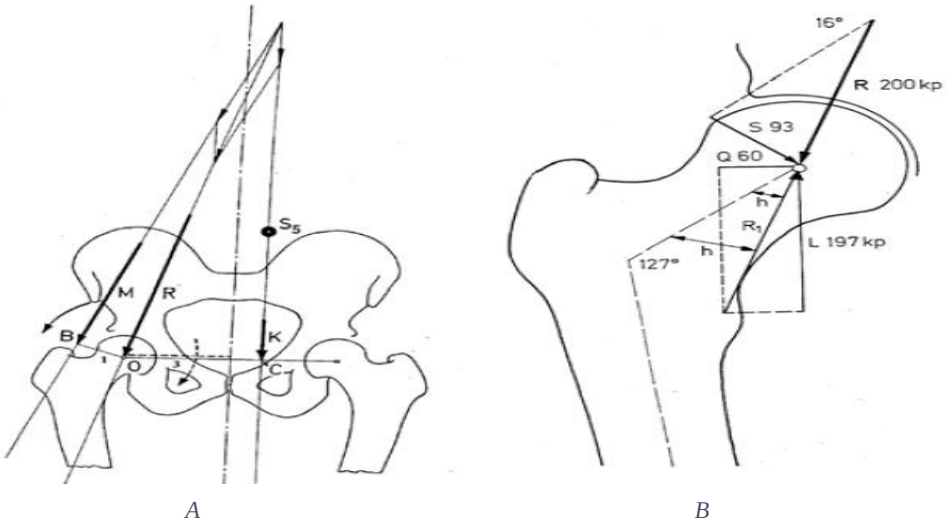
kalırken, parmakların yerden kaldırıldığı dönemde posterosuperomedial bölge yükü alır. Yürümenin basma fazında yükün yönelimi frontal planda inferior ve medialde neredeyse sabitken, sagital plandaki yönelimi daha değişkendir. Basma fazının ilk safhasında yük posteriorda iken, fazın sonunda anteriora yönelir. Bütün bu biyomekanik faktörlerin ameliyat öncesi göz önünde tutulması yapılacak ameliyatın uzun dönem sonuçlarını olumlu yönde etkileyecektir[44].

Pratik olarak kalçayı etkileyen yüklerin değerlendirilmesinde temel analitik yaklaşım faydalı olacaktır. Tek ayak üzerinde dururken frontal planda kalçaya etki eden statik yüklerin incelenmesi, dinamik aktivitelerin ekleme olan etkilerinin anlaşılmasını sağlayacaktır. Denge durumunda tüm momentlerin toplamı sıfıra eşittir. Tek ayak üzerinde dururken vücut ağırlığı, kalçada adduksiyon momenti yaratarak kalçanın destek almayan tarafa doğru düşmesine neden olur. Kalça abdüktörleri, yürümenin basma fazında olduğu gibi, frontal planda kalçanın düşmesine engel olurlar ve kendi kaldıraç kolu üzerinden kalçaya abduksiyon momenti vererek dengeyi sağlarlar (Şekil 13) [43, 44].



Şekil 13: *Kalça abduksiyon ve adduksiyon momentleri[45]*

Pauwels‘a göre abduktörlerin etki ettiği bu kuvvet kaldıraç kolların uzunluğu ile ters orantılıdır. Abduktor kaldıraç kolu uzunluğu, femur başından yerçekimi merkezine giden kaldıraç kolu uzunluğunun üçte birine eşitse, dengeyi sağlamak için abduktor kasların kuvveti yer çekimi kuvvetinin üç katı kadar olmalıdır. Dolayısı ile ekleme etki eden toplam kompresif yük bu iki kuvvetin toplamına eşit olacaktır. Bu kuvvetin doğrultusu vertikal ile 16° açı yapacak şekilde eklem hareket aksı merkezinden geçer ve bu nedenle hiçbir moment etkisi olmayan saf kompresyon gücüdür (R) (Şekil 14-A). Etki eden kompresif yük (R) femur proksimali anatomik yapısı nedeniyle boynun medialinden geçer ve yaptığı açının büyüklüğü ile orantılı boynu eğme etkisi vardır. Bu eğme momenti distale doğru kaldıraç kolunun (h) büyük trokantere doğru uzaması nedeniyle artar. Kompresif yükün boyun üzerinde makaslama kuvveti (S) bulunur. Bu kuvvet kompresif yükle boyun aksı arasında sabit açı bulunduğundan her seviyede aynıdır. Kompresif yüke karşı olan tepki kompresif yükün (R1) femur başının asetabulum içerisindeki durumunu bozmaya eğilimi vardır. Vertikal kuvvet komponenti (L) başı yukarı deplase etme eğilimindeyken, daha küçük olan transvers komponent (Q=P) başı asetabular oyuğun derinliğine doğru zorlar (Şekil 14-B) [45].



A *B*

Şekil 14: *A- Femurun üst ucunun yüklenmesi B- Femur başına etkiyen kuvvetler[45]*

Kalçanın dinamik analizinde ise Newton‘un ikinci hareket yasası geçerlidir. Buna göre, eğer ekleme etki eden yüklerin momentlerinin toplamı sıfıra eşit değilse, eklem toplam kuvvetin etki ettiği yönde hareket ve ivme kazanacaktır. Bu sayede kalça ekleminde alt ekstremiteye etki eden kuvvetler ve dış momentler hakkında bilgi sahibi olabiliriz. Kuvvet platformu kullanılarak yapılan yer tepkime kuvveti ölçümü ile alt ekstremitenin ayak, bacak ve uyluk olmak üzere her segmentinin, dinamik aktivitelerdeki hareket ve kuvvet özellikleri, ekstremite eklemlerinin üç boyutlu pozisyonları ve dış momentler ölçülebilir[45].

İç kuvvetler, ölçülmüş olan dış eklem momentlerine eşit miktarda ve ters yönde moment oluştururlar. Bunlar başlıca kas kasılması, yumuşak doku gerilimi ve eklem tepki kuvvetlerinden oluşur. Bir eklemde hareketi oluşturmak için sadece tek kas değil, birçok kas gurubu kasıldığından hesaplanan moment gerçek anlamda bütün kasların oluşturduğu momentleri tek tek yansıtmaz, kasılan agonist ve antagonist kasların aktivitelerinin toplam değerini gösterir.

Kalça çevresi kas gruplarının moment üretmesi, kuvvet üretme kapasitelerine ve kasın moment koluna bağlıdır. Protruzyo asetabuli, subluksasyon veya dislokasyonun eşlik ettiği kalça displazilerinde de benzer şekilde kas ve kemik arasındaki geometrik ilişki bozulur. Total kalça artroplastisi ile rekonstrükte edilen ekstremitenin biyomekanik özelliğini belirleyen en önemli faktörler yapay kalça ekleminin pelvise göre rotasyon merkezi, kalçayı geçen adalelerin kuvvetlerinin yönü, büyüklüğü ve harekete izin veren yapay eklemin geometrik özellikleridir[46]. Cerrahi girişimler sonucu kalça eklem merkezi ve çevresindeki kas grupları arasındaki mesafede değişiklikler meydana gelebilir veya yüksekte çıkık bulunan kalçaların normalde bulunması gereken anatomik yerlerine indirilmesi sonucu kas gruplarının uzunluk - gerilim oranları ve moment kolu mesafeleri değişeceğinden kuvvet üretme kapasitelerinde de farklılıklar ortaya çıkar[47, 48].

Boyun açısı, uzunluğu ve eklem rotasyon merkezi pozisyonu gibi femura ait anatomik özellikler de abdüktor mekanizmayı etkiler. Düşük baş boyun açısı (koksa vara) durumunda abdüktör mekanizma avantajlı duruma geçeceğinden daha az

kuvvet ile denge sağlayabilecektir fakat bu durumda boyun bölgesine gelen kompresif yükün eğme momenti, boyun aksı ile olan açısı büyüyeceğinden artacaktır. Varus kalça veya uzun boyun femurun gövdesine taşınan yükün moment kolunu ve dolayısıyla da proksimal femura ulaşan eğme momentini artırır. Uygulanacak protezler bu eğme momentlerine dirençli dizayn edilmelidir. Boyun uzunluğunda azalma ve baş-boyun açısında artma (koksa valga) durumunda femur boynunda daha az eğme momenti olacak, fakat bu durum abdüktor kolun kısalmasına, yetersizliğine ve eklem tepki kuvvetinin artmasına neden olacaktır[5].

Kalçada, eklem hareket merkezinin superior-inferior yöndeki yer değişimi kas performansı açısıdan en fazla etkiye sahiptir. Kalça eklem merkezinin superiora yer değiştirmesi, kalça abduktor, fleksör ve addüktor kaslarının eklem momenti üretme kapasitelerini düşürür[47]. Bu durumda kaybın telafisi için uygulanacak yöntemde, femur boynu uzun tutulabilir veya trokanter majorun distale doğru yer değiştirmesini sağlayacak bir yöntem ile abdüktor kol uzatılarak, moment üretme kapasitesi artırılabilir[48]. Fakat kalça eklemindeki toplam yüklerin azaltılması hareket merkezinin inferior, medial ve anteriora yerleştirilmesi ile sağlanabilir[49].

Kalça ve omurga yakından ilişkili yapılardır. Kalça eklem hareketinin azalması omurganın aşırı kullanılmasına neden olmaktadır. Esola ve arkadaşlarının yaptığı çalışmada, bel ağrısı olan ve olmayan hastalarda ileriye doğru eğilme sırasında kalça ve lomber omurga hareketini incelemişlerdir. Sırt ağrısı çeken hastalarda, kalça fleksiyon hareketinin fazla olduğunu bulmuşlardır[50]. Kalça rahatsızlıkları, anormal sagittal denge ve omurgada baskıya neden olarak düzensiz yürümeye ve bel ağrısına neden olur[51, 52].

Displazik kalçada, abduktor kaldıraç kolu kısalacağından abduktor kas kuvvet artacak ve başa binen bileşke yük taşınan ağırlığın 7-8 katına çıkacaktır. Hasta binen yükü ve ağrıyı azaltmak için gövdeyi o taraf kalçaya doğru eğer; böylece ağırlık merkezi o yöne doğru yer değiştirmiş olur. Kalça çıkığı veya subluksasyonunda femur başının yukarı ve laterale doğru yer değiştirmesi sonucu gluteus medius kasında gevşeme ile abduktor kaldıraç kolunda kısalma olur. Sonuçta gövde ağırlığını dengelemeye yönelik çalışan abduktor kas kuvvetinde azalma olacaktır. Yürümenin yere basma döneminde pelvis o taraf kalçaya gelen yükü

dengelemeyeceği için karşı taraf kalça eklemine doğru eğilir ki buna Trendelenburg topallaması denir.

Sonuç olarak yıllar boyunca birçok anatomik ve biyomekanik çalışma konusu olan kalça eklemi temel düzeyde basit görülmesine rağmen ayrıntılı incelemeler sonucunda karmaşık yapısı ortaya konmuştur. Kalça eklemi top-soket eklem gibi görülse de daha çok gimbal eklem gibi çalışmaktadır. Bu nedenle kalça protez dizaynlarının daha ileriye gidebilmesi için kalça biyomekaniği üstünde durmak ve daha fazla çalışma yapmak gerekir.

2.5. GELİŞİMSEL KALÇA DİSPLAZİSİ (GKD)

Doğuştan kalça çıkığı tanımı ilk kez Guillaume Dupuytren tarafından 1832'de kullanılmış ve "kalçanın orijinal veya konjenital dislokasyonu" olarak tanımlanmıştır[53]. Bu tanım doğumda normal kalçaya sahip fakat doğumdan sonra displazi veya çıkık gelişen kalçaları da kapsadığı için, 1980'li yıllarda gelişimsel kalça displazisi tanımı bu tanımın yerine kullanılmaya başlanmıştır. Teratolojik kalça çıkığı, doğuştan kalça çıkığının farklı bir formudur ve genellikle artrogripozis, pes ekinovarus, miyelodisplaziler gibi diğer doğuştan malformasyonlar ile birlikte görülür. Antropolojik çıkık ise tavan ve femur üst uç gelişme bozukluğu gösteren ve çıkabilen kalçadır. Klisic 1989 yılında, zamanla iyi veya kötü olabilme potansiyeline sahip kalçanın, multidisipliner yaklaşım gerektiren dinamik rahatsızlığını belirtmek amacıyla "ilerleyen kalça yer değiştirmesi" tanımını önermiştir[54]. Gelişimsel veya doğuştan kalça displazisi terimi hem çıkık kalçaları, hem de kalçanın displazik değişikliklerini beraber tanımlamak amacıyla birçok sınıflamada kullanılmıştır[59].

2.5.1.Etiyoloji ve Epidemiyoloji

GKD görülme sıklığı ülkemizde %0,5-1,5 arasında iken literatürde %0,10-%0,15 arasında bildirilmiştir[55].

Çalışma, yıl	Coğrafi bölge: Nüfus	Görülme sıklığı (Binde)
Walker 1973	Island lake region (Marioba, Canada):Canadian indians	188,5
Klisic 1975		75,1
Coleman, 1956	Belgrade, Yugoslavia	20
Hierton and James, 1968	Utah	20
Stanislavlijevic, 1961	Detroit, Michigan	6,2
Paterson, 1976	Adelaide, Australia	1,7
Von Rosen, 1962	Malmö, Sweden	1,5
Barlow, 1962	Salford, England	0,1

Tablo 1: *Epidemiyoloijk Çalışmalar*

Yapılan çalışmalarda GKD'nin, genetik, hormanal ve çevresel faktörler gibi birçok etkenin rol aldığı multifaktöryel bir hastalık olduğu düşünülmektedir[56]. Bunlardan en önemlisi aile öyküsüdür. GKD'ye etki eden kalıtsal bazı faktörlerin de rol aldığı birçok çalışmada yer almıştır. 1951 yılında Idleberger tarafından yapılan çalışmada ikiz bebeklerde, GKD görülme sıklığını monozigot ikizlerde % 42,7, dizigot ikizlerde ise % 2,8 olduğunu bildirmiştir[57]. Colemon'un 1968'de Navajo yerlileri üzerinde yaptığı bir çalışmada ise ailede bir kişide GKD bulunmasının diğer aile bireyleri için riski 5 kat arttırdığını tespit edilmiştir[58]. GKD kızlarda erkeklere göre 4-6 kat daha fazla görülmekle birlikte sağ kalçaya göre sol kalçanın daha fazla etkilendiği bilinmektedir.

Prenatal pozisyon, postnatal pozisyon ve ligamantöz laksite de önemli diğer bazı faktörlerdir. İlk bebekler ve makat prezantasyon ile doğan bebekler GKD açısından risk altındadır. GKD insidansı normal topluma göre makat prezantasyonu ile doğan bebeklerde yüksek (%16) bulunmuştur[59]. Bu tip prezentasyonda

gelişimsel kalça displazisi görülme oranı dizlerin pozisyonu ile yakından ilişkilidir. Bir diz ekstansiyonda diğeri fleksiyonda ise %2 olan oran, her iki diz ekstansiyonda iken %20'ye yükselir. Her iki diz de fleksiyonda ise oran oldukça düşüktür[59]. Çoğul gebeliklerde, oligohidroamniyoz'un eşlik ettiği gebeliklerde, tortikollis ve metatarsus adduktus ile doğan bebeklerde GKD görülme sıklığının yüksek olmasının da intrauterin hayattaki pozisyon bozukluğuyla alakalı olduğu düşünülmektedir[59].

Ülkemizde GKD insidansının yüksek olmasındaki sebeplerden birisi de sık uygulanan kundaklama gibi kalçaların ekstansiyona zorlandığı geleneksel uygulamalardır. Bebeklerin, kalçaları fleksiyon ve abdüksiyonda tutacak şekilde taşındığı Afrika gibi bölgelerde ise GKD oranı daha düşük bulunmuştur[32]. Kalıtımsal ligamentöz laksisitenin, gelişimsel kalça displazisinin gelişiminde major faktörlerden birisi olduğunu Wynne-Davies belirtmiştir[60]. GKD'li yeni doğanlarda kollajen tip 3'ün kollajen tip 1'e oranı kontrol guruplarına göre yüksek bulunmuştur. Çeşitli hayvan çalışmalarında da gelişimsel kalça displazisi oluşumunda kapsül ve ligament laksitesinin önemli bir faktör olduğu görülmüştür[61].

2.5.2. Patoanatomi

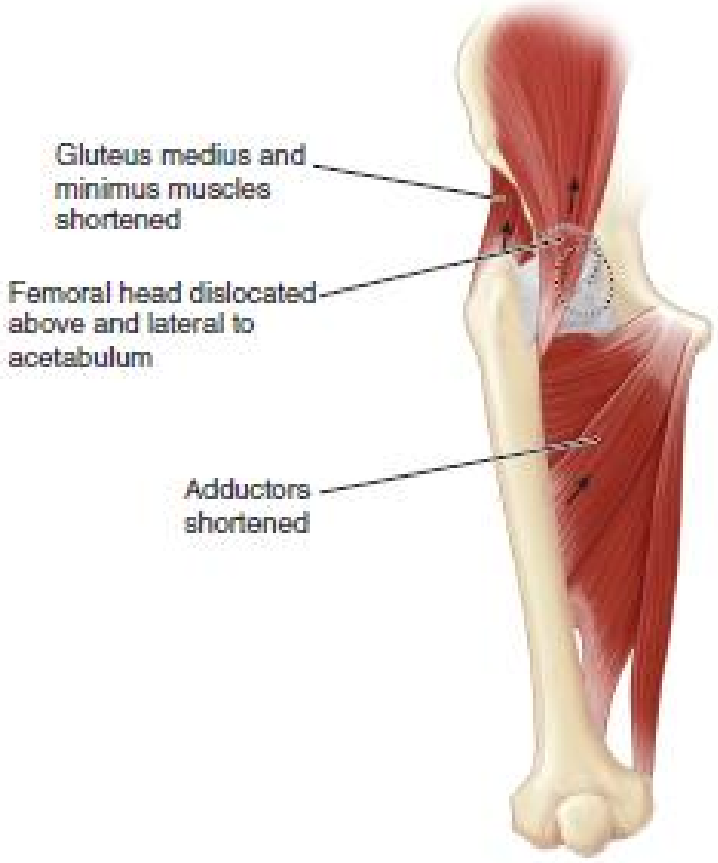
Displazik kalçalarda daha iyi sonuçlar alabilmek için klinik durumun ve radyolojik anatominin iyi anlaşılması ve değerlendirilmesi gerekir. Çocukluk çağlarda geçirilmiş ameliyatlar daha sonra geçirilecek ameliyatlarda anatominin anlaşılmasını güçleştirmektedir.

Femur başı gerçek asetabulum superior duvarda kısmi defekt mevcut olup asetabulum geniş ve oval şekildedir. Subluksasyon oluşmuş ise asetabulum superior defekt ile birlikte anterior duvarda da defekt görülmekte ve asetabular derinlik azalmaktadır. Yüksek çıkıklarda ise femur başında hipoplazi görülmekte ve femur başı orjinal asetabulumun posterior ve superiorunda olmaktadır. Bu hastalarda posterior- superiorda kemik stoğu iyidir ve asetabulum anteversiyonunda artış

vardır[62]. Yüksek çıkıklarda etkilenen taraftaki pelvis daha küçük olup asetabulum ise sığ, duvarı yumuşak ve incedir.

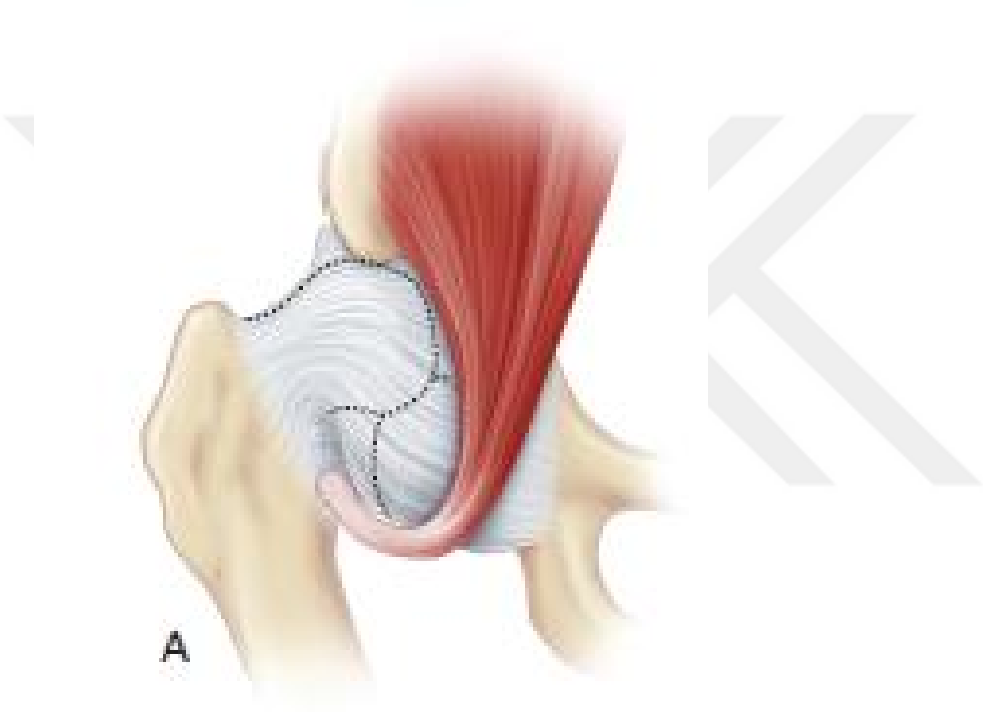
Femur proksimalinde görülen patolojilere baktığımızda; küçük femur başı, dar bir istmusla birlikte giderek daralan bir femur kanalı, femur boynunda kısalma ve anteversiyon artışı ve posteriora deplase trokanter majör görülebilmektedir[63]. Boyun şaft açısı displazinin artması ile ters orantılı olarak azalır. Femurun anterior-posterior çapı medial-lateral çapından daha geniş olup displazinin ciddiyeti arttıkça baş-boyun açısı progresif olarak azalır[64].

Kalça eklemi çevresinde adduktor, hamstring ve kuadriseps kasları kısalmıştır. Femur başının proksimale doğru yönlenmesi, abduktor kas grubunun daha horizontalleşmesine sebep olur ki bu durum rekonstruksiyon işlemi sırasında hasar ihtimalini artırır (Şekil 15).



Şekil 15: *Displazik kalçada femur başının yukarı migrasyonuyla pelvifemoral kasların güçleri ok yönünde görülmekte[53]*

Kalça kapsülü, hipoplazik asetabulumun kenarından başlayıp daralır ve daha sonra femur başında genişleyerek kum saati görünümünü alır. Kapsül kalın ve iliopsoas tendonu hipertrofik olduğundan femur hareketi kısıtlanmıştır (Şekil 16). Siyatik sinir kısalmış olup eğer ameliyat esnasında 2,5 cm'den fazla ekstremite uzatması yapılırsa risk altına girer. Asetabalum alt tarafına yakın olan femoral arter ve sinir de aynı şekilde uzatma esnasında gerilebilir.



Şekil 16: *Displazik kalçada kapsül ile iliopsoas tendonu ilişkisi*[53]

2.5.3. Hikâye ve Fizik Muayene

Gelişimsel kalça displazisi olan hastalarda artrozun erken saptanması için yakın takip edilmesi gerekmektedir. Çocukluk döneminde tedavi edilmiş gelişimsel kalça displazisi olgularında, femur başında avasküler nekroz ve proksimal femur anormallikler görülebildiğinden dolayı mutlaka uygulanmış tedaviler sorgulanmalıdır. Hastalığın doğal süreci hakkında hastalar bilgilendirilmelidir.

Oluşan osteoartrite bağlı olarak hastalarda gelişen ağrının karakteri ve lokalizasyonu sorgulanmalıdır. Kasığa vuran ağrı bize ağrının kalça kaynaklı olduğunu düşündürmelidir. Hastaya ağrının aktivite ile olan ilişkisi, uyku kalitesi, günlük aktivite düzeyi ve yol yürüme potansiyeli sorulmalıdır. Ağrıya yönelik olarak uygulanan tedavilere, ağrı kesicilere ve fizik tedavi yöntemlerine verilen cevaplar incelenmelidir. Aksama miktarı ve kısalık için kullanılan ortezlerin durumu değerlendirilmelidir.

Geçmişte alçı veya breys ile tedavi hikayesi olan kimsede kalça problemi asetabuler displazi veya Perthes gibi rahatsızlıkların sekeli olabilir. Alt ekstremitede torsiyonel deformitelerin daha sık görüldüğü bu gibi durumlarda muayene ve değerlendirmenin bu doğrultuda yapılması gerekir. Özellikle geçmişte ekleme ait akıntı veya enfeksiyon hikayesi, yapılacak olan planlamada ve cerrahinin uygulaması aşamasında belirleyici rol oynar. Hastanın aktif enfeksiyonu artroplasti için kontrendikasyon oluştururken, uzak geçmişteki enfeksiyon sorun oluşturmayabilir [65, 66]. Vücutta herhangi bir odakta sessiz seyreden bir enfeksiyonun varlığı, eritrosit sedimantasyon hızı (ESR) ve C-reaktif protein (CRP) değerleri ile araştırılmalıdır. En azından rutin olarak alınacak idrar ve burun sürüntüsü kültür örnekleri ile olası sık görülen enfeksiyon odakları kontrol edilmelidir. Ayrıca gerekirse, eklemi ilgilendiren aktif enfeksiyon şüphesi durumunda, ameliyat öncesi eklem aspirasyonu yapılabilir. Ameliyat sırasında da anormal görünümdeki dokulardan patolojik ve mikrobiyolojik örnek alınması gerekebileceği düşünülerek hazırlık yapılmalıdır.

Hikayede geçirilmiş ameliyatlar ayrıntılı olarak sorgulanmalıdır. Aynı bölgeden ameliyat hikayesinin olması uygulanacak cerrahi yaklaşımda belirleyici olabilir. Eski insizyon skarı ile yeni planlanan insizyon arasında kalan alanda gelişebilecek dolaşım problemini engellemek için parallel insizyon tercih edilmelidir. Eğer ilk insizyonu çaprazlayacaksak, 90°'de yaklaşmak oluşabilecek problemleri en aza indirir[67]. Ayrıca, uygulanmış bir implant varsa, cinsi ve özellikleri tespit edilmeli ve çıkarılması için gereken malzemeler önceden tedarik edilmelidir.

Kalça protezi yapılacak olan hasta yaş grubunda damar problemleri mevcut olabilir. Önceden damar rekonstrüksiyonu hikayesi mevcut ise özellikle femoral kanal hazırlanmasında verilecek pozisyona dikkat edilmesi gerekir. Verilen pozisyonlarda femoral damarda tromboz gelişebilir[68]. Gerekirse damar tamiri yapılmış alana zarar vermemek için trokanterik osteotomi uygulanabilir[69] veya anterior veya anterolateral yaklaşım denenebilir.

Muayene, alt ekstremitelerin inspeksiyonu ile başlar. Alt ekstremite deformitelerinin varlığı önemlidir. Ardından yürümenin değerlendirilmesi, ekstremite uzunluk farklarının ölçülmesi, kas güçleri, eklem hareket aralığının değerlendirilmesi fizik muayenenin temel basamaklarıdır. Alt ekstremitenin inspeksiyonunda her iki bacaktaki kas atrofisinin olup olmadığına bakılmalıdır. Kuadriseps atrofisi, ciddi veya kronik kalça problemi varlığını gösterir. Bacağın iç rotasyonda tutulması femoroasetabuler impingement ile ilişkili olabilir. Alt ekstremitede ayak ve dizdeki gelişimsel bozuklukların varlığı veya kontraktürler değerlendirilmelidir. Alt ekstremiteler arasındaki uzunluk farkı tespit edilmelidir. “Görünen uzunluk farkı” umbilikustan medial malleollere kadar ölçülen mesafe ile değerlendirilir. Fakat yumuşak doku kontraktürü ve pelvik asimetriyi değerlendirmez. Fizik muayenede ekstremitedeki abduksiyon, adduksiyon veya fleksiyon kontraktürleri değerlendirilmeli uzunluk farkına olan etkileri belirlenmelidir. Fleksiyon kontraktürü kısalığın daha fazla hissedilmesine neden olurken, abduksiyon kontraktürü ekstremitenin uzun hissedilmesine neden olur. Kısa bacak altına yerleştirilen bloklar ile pelvis dengelenir ve “fonksiyonel uzunluk farkı” belirlenir. “Gerçek uzunluk farkı” ise her iki taraf spina iliaka anterior superior ile medial malleol arasındaki mesafelerin farkı ile ölçülür. Bu en güvenilir klinik yöntemdir fakat bu yöntem ekstremite ve pelvisin pozisyonuna göre kontraktür durumlarında farklılık gösterir[70]. Fonksiyonel ve gerçek uzunluklar arasında farklılık pelvik asimetrinin

değerlendirilmesini gerektirir. Oturarak ve ayakta hemipelvis seviyelerine bakılır. Suprapelvik asimetri oturur pozisyonda devam eder, bunun tersi infrapelvik anomalilerde ise düzelir[71]. Özellikle diz kontraktürü gibi deformitelerin bulunduğu ekstremitede, uzunluk farkının tespitinde en kesin tanı yöntemi femur ve tibia uzunluklarının ayrı ayrı ölçülebileceği bilgisayarlı tomografi (BT) tetkikidir[72].

Gelişimsel kalça displazisinde eklem hareket aralığı hastalığın erken dönemlerinde normaldir. Kalça ekleminde artroz ilerledikçe iç rotasyon ve abduksiyon giderek kısıtlanmaya başlar. Tam çıkık kalçalarda hareketlerde kısıtlılık görülmez.

Dış rotatorları, hasta yüzükoyun pozisyonda ve dizler fleksiyonda iken değerlendirmek gerekir. Priformis ve gluteus mediusun posterior sınırında palpasyonda hassasiyet saptanabilir. Koksa varalı ve femur anteversiyonu azalmış hastalarda dış rotatorlar ve hamstring kas grubunda gerginlik saptanabilir.

Hasta yan yatar pozisyonda iken dirence karşı abduktor kasların kuvveti değerlendirilmelidir. Yüksek çıkık vakalarında abduktorlerin boyu kısaldığından kasılma kuvvetlerinde belirgin azalma saptanabilir. İlerlemiş artroz vakalarında tam ekstansiyon başarılamaz. Femur başı posterior yüzünde osteofit gelişmiş ise tam ekstansiyon sadece kalça abduksiyona alındığında yapılabilir.

Abduktor kaslardaki güçsüzlük yürümenin duruş fazında pelvisin etkilenmemiş tarafa yatmasına neden olur. Bacağın kısalmasıyla, dengeleyici aksama nedeniyle gövdenin üst kısmı etkilenmiş kalça üzerine kayar. Buna Trendelenburg işareti denir. Trendelenburg testi de abduktor fonksiyonların değerlendirilmesi için kullanılır (Şekil 17).



Şekil 17: *Kalça çıkığında trendelenburg işareti*[53]

Yürümenin değerlendirilmesi sırasında alt ekstremitelerin rotasyonel deformiteleri de değerlendirilebilir. İçe basma varsa bunun nedeni internal femoral torsiyon veya femur boynunun aşırı anteversiyonu olabilir.

Gelişimsel kalça displazisinde, kalça etrafındaki damar ve sinir yapılarının da anatomik seyri değiştiğinden bu hastalarda detaylı bir nöromusküler muayene yapılması önemlidir.

Başta kalça çevresi kasların durumu olmak üzere tüm alt ekstremite kaslarının motor muayenesi yapılmalıdır. Ekstremitenin tüm dermatomlarının duyu muayenesi yapılması da önemlidir.

2.5.4. Radyolojik Değerlendirme

Ayrıntılı radyolojik incelemeler yaparak kalça eklemi geometrisi, asetabulum ve femurdaki anormal değişiklikleri ortaya koymak gerekir. Temel olarak pelvis anteroposterior(AP) ve lateral grafileri çekilmelidir[73].

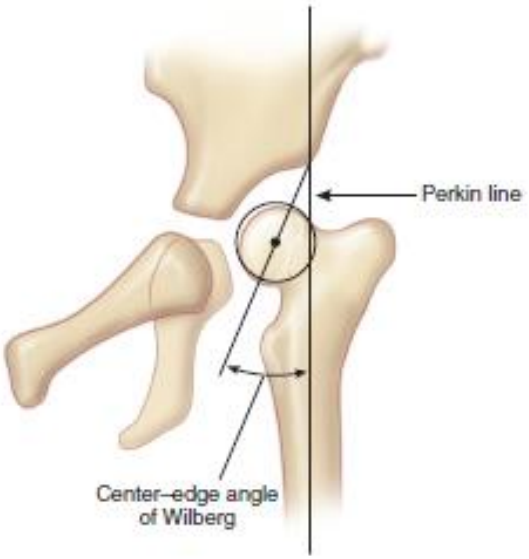
Pelvis AP grafi, hasta sırtüstü pozisyonda yatarken alt ekstremiteler 15-20 derece iç rotasyonda çekilmelidir. Bu şekilde femur boyunları kasete paralel hale gelir böylelikle femur geometrisiyle gerçek femoral ofset daha iyi değerlendirilir[74].

Gelişimsel kalça displazisinde alt ekstremitede eşlik eden deformitelerin gösterilmesi ve boy eşitsizlik farkı varsa ortaya konması için uzunluk grafileri çekilmesi gerekmektedir.

Kalçanın lateral grafisi kurbağa pozisyonunda veya Lowenstein lateral grafisi şeklinde çekilir. Hasta sırtüstü pozisyonda yatarken kalçalar dış rotasyona getirilerek çekilir. Bu grafiyle, femurun anterior eğimi ve femur boynunun anteversiyon derecesi saptanabilir.

Pelvis ör-arka grafilerde yapılan ölçümlerle asetabulum ve femur ilişkisinin değerlendirilmesi yapılabilmektedir[75]. Wiberg'in tariflediği Merkez-Kenar Açısı bunlardan biridir (Şekil 18). Anormal Merkez-Kenar Açısı asetabular displazi için tanı koydurucudur. Bu açı, her iki femur başı merkezlerini birleştiren çizgiden dik olacak şekilde vücut aksına paralel çizilen çizgi ile asetabular çatının en lateral noktası arasındaki açıdır. Wiberg bu açının normal değerinin erişkinlerde 25 derece olduğunu ve 20 dereceden az olmasının asetabular displaziyi gösterdiğini söylemiştir[74].

Ön-arka pelvis grafisinde ek olarak Tönnis açısı, Shenton hattı, Sharpy açısı, asetabular anteversiyon açısı, asetabular derinlik / genişlik indeksi, femur başının superolateral örtünmesi hakkında bilgi veren HTE açısı, yalancı profil grafide ölçülen ve femur başının anterior örtünmesi hakkında bilgi veren VCA (vertikal-merkez-anterior açısı) değerlendirilebilir.



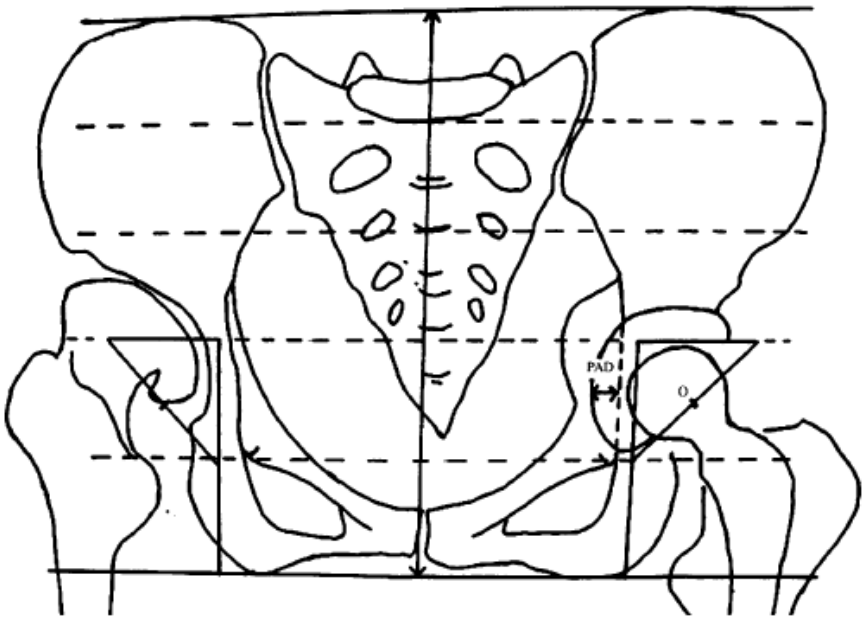
Şekil 18: *Wiberg'in tarifl*[53]

Pelvisin ön-arka grafisinde asetabular displazi saptanınca pelvisin yalancı profil (false profile) grafisi ile asetabulumun anterior örtünmesi değerlendirilebilir. Bu grafi Lequesne ve Seze tarafından tanımlanmıştır[76]. Ayak aksı masaya paralel şekildeyken pelvis filme göre 65 derece bir açıyla dönük dururken çekilir. Anormal kalçanın lateral görünümünü göstererek asetabulumun anterior örtünmesi hakkında bilgi verir.

Müller'in tarif ettiği boyun-şaft açısı femur proksimalindeki varus veya valgus deformitelerinin saptanması için kullanılır[75]. Femur şaftı aksı ile femur başı merkezinden geçen boyun aksı arasındaki açıdır. Normal değeri 125-135 derece arasındadır. Bu açının 125 dereceden az olması koksa vara, 140 dereceden fazla olması koksa valga deformitesini gösterir. Kalça displazisi olan hastalarda genellikle koksa valga deformitesi görülmektedir[74].

Kalça rotasyon merkezinin anatomik pozisyonunun saptanması için radyografilerin ameliyat öncesi dönemde incelenmesi önemlidir. Ranawat deforme veya displastik kalçalarda ameliyat öncesi çekilen pelvis ön-arka grafide yapılan ölçümlerle asetabulumun doğru anatomik yerleşiminin saptanmasına yardımcı olan

bir yöntem geliştirmiştir[77]. İskial çıkıntılardan ve iliak kanatlardan geçen horizontal çizgiler çizilir. Bu çizgiler Shenton çizgisi ve Köhler çizgisi kesişiminin beş milimetre medialinden geçen noktadan geçirilecek dik bir çizgi ile birleştirilir. Pelvik mesafenin (iskial çıkıntılardan ve iliak kanatlardan geçen horizontal çizgiler arasında kalan mesafe) beşte biri hesaplanır ve gözyaşı figüründen bu mesafe kadar superiorundan bir nokta belirlenir. Belirlenen bu noktadan laterale doğru yine pelvik mesafenin beşte biri kadar uzunlukta olan dik bir çizgi çizilerek başka bir nokta belirlenir. Bu belirlenen noktalar arasında kalan üçgen asetabulumun anatomik yerleşimini göstermektedir (Şekil 19).



Şekil 19: *Ranawat'ın tariflediği rotasyon merkezini belirleyen üçgen*[78]

Tüm bu radyografilerin yanında kimi kompleks olgularda rekonstrüksiyonlu 3 boyutlu bilgisayarlı tomografi ek yararlar sağlamaktadır.

2.5.5. Sınıflandırma

Gelişimsel kalça displazisine bağlı gelişen koksartrozlar için yapılan sınıflamalar, diğer sınıflamalarda olduğu gibi tedavi algoritmasını belirlemede ve

tedavinin başarısını takip etmekte sıklıkla kullanılır. Erişkinlerde kalça displazisi için en sık kullanılan sınıflama Crowe sınıflamasıdır[79]. Efthekar ve Hartofilakidis de sık kullanılan diğer sınıflamalardır[26, 80]. Crowe ve Hartofilakidis sınıflamasının gözlemciler arası uyumlu bulunmuş ve preoperatif değerlendirmede uygun oldukları bildirilmiştir[81]. Bu sınıflamaların bize ameliyat öncesi değerlendirmede yol gösterdiği ancak cerrahi teknik açısından cerraha fazla kolaylık sağlamadığı söylenebilir. Mendes ve arkadaşları total kalça artroplastisi planlaması için gelişimsel kalça displazili hastaları yüksek ve sublukse olarak ayırarak yeni bir sınıflandırma sistemi bildirmişlerdir[82]. Asetabum durumunu değerlendirilerek yapılan bu sınıflamalardan farklı olarak Gaston ve arkadaşlarının femuru dâhil ettikleri yöntemle yaptıkları sınıflandırma diğer yöntemlere göre farklılık oluşturur[83].

Crowe Sınıflaması: Crowe sınıflamasında displastik kalçalar femur başının yukarıya migrasyon miktarına göre radyolojik olarak 4 evrede sınıflandırılır. Migrasyon miktarı hesaplanırken ilk olarak anterior-posterior pelvis grafisinde gözyaşı figürü ile femur başının boyun ile inferiorda birleştiği nokta arasındaki yükseklik farkı ölçülür. Normal bir kalçada, her iki kalçanın gözyaşı figürlerini birleştiren çizgi femur başının femur boynu ile inferiorda birleştiği noktadan geçer. Elde edilen değerin, sağlam femur başının vertikal çapına (baş yüksekliğine) olan oranı kalçanın subluksasyon oranı olarak kabul edilir. Eğer her iki kalça displastik veya çıkık ise femur başı yüksekliğinin pelvisin yüksekliğinin beşte biri olduğu kabul edilerek hesaplamalar yapılır (Şekil 20) [79].

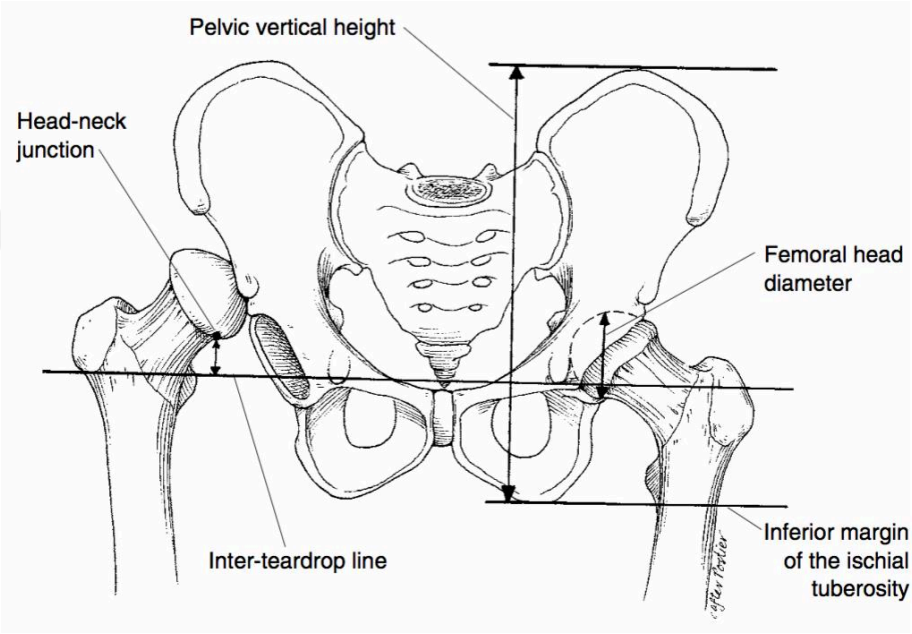
Tip I: Femur başının yukarıya yer değiştirmesi baş yüksekliğinin %50'sine kadar veya pelvis yüksekliğinin %10'una kadar.

Tip II: Femur başının proksimale yer değiştirmesi, baş yüksekliğinin %50-75'i arasında veya pelvis yüksekliğinin %10-15'i arasında.

Tip III: Yer değiştirme miktarı, femur başı yüksekliğinin %75-100'ü arasında veya pelvis boyunun %15-20'si arasındadır.

Tip IV: Femur başının proksimale yer değiştirmesi, baş yüksekliğinin %100'ü veya pelvis yüksekliğinin %20 'si kadar.



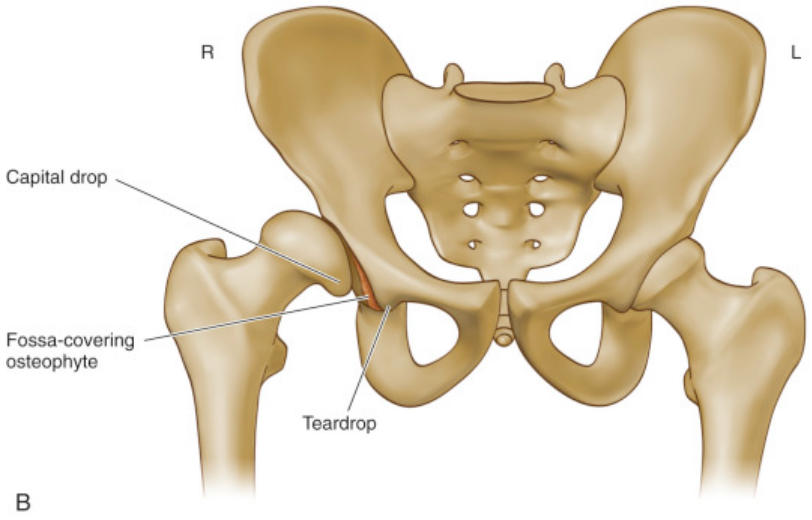


Şekil 20: *Crowe sınıflaması*[84, 85]

Hartoflakidis Sınıflaması:

Bu sınıflamada femur başının asetabulum ile olan ilişkisinin yanında anatomik değişiklikleri de değerlendirilmiştir[26]. Hartofilakidis ve arkadaşları, karşılaştıkları intraoperatif sorunlardan yola çıkarak daha sonra bu sınıflamalarında Tip B ve Tip C 'yi ikişer alt guruba ayırmışlardır (Şekil 21-22-23) [86].

Tip A: Displazik kalça; femur başı gerçek asetabulum tarafından kısmen örtünmüştür.

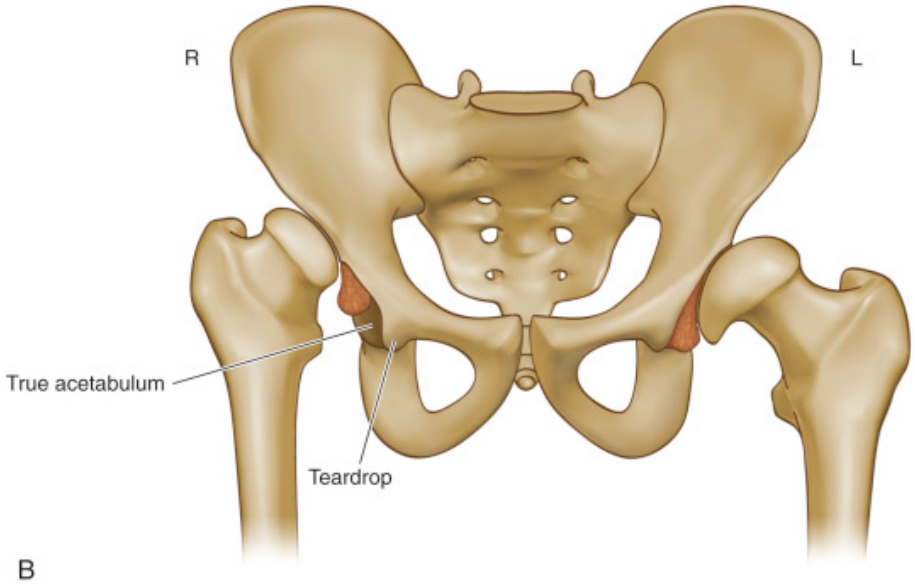


Şekil 21: *Hartofilakidis sınıflamasına göre displazik kalça*[87]

Tip B: Alçak (subtotal) dislokasyon; yalancı asetabulumun alt kenarı, gerçek asetabulumun üst kenarı haline gelecek şekilde birleşirler. Femur başı, gerçek asetabulumun üst kenarı ile ilişkili olan yalancı asetabuluma yerleşmiştir

B1: Gerçek asetabulumun yalancı asetabulum tarafından genişçe örtünmesi

B2: Gerçek asetabulumun yalancı asetabulum tarafından örtünmesinin sınırlı olması.

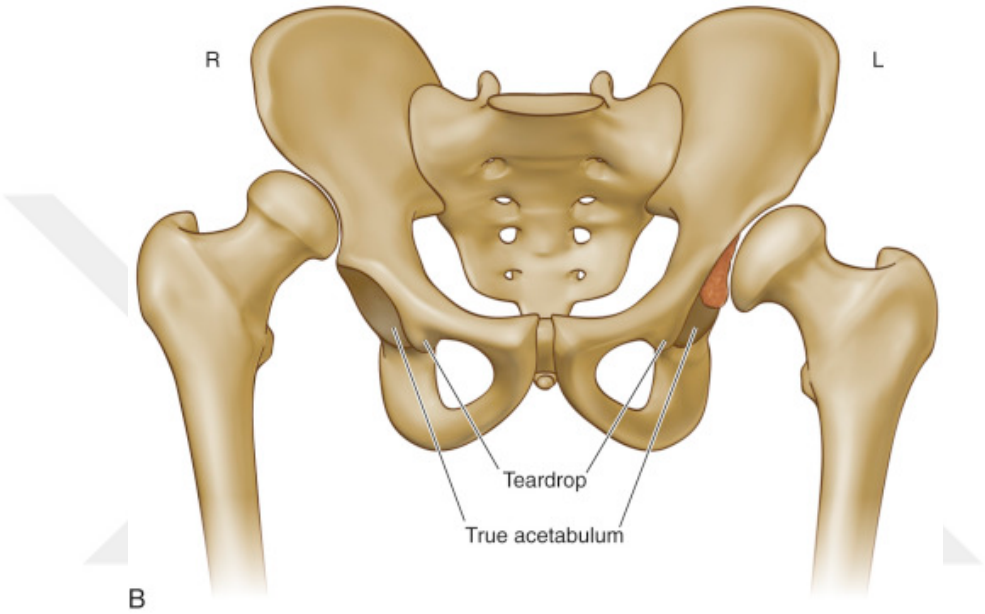


Şekil 22: *Hartofilakidis sınıflamasına göre alçak dislokasyon*[87]

Tip C: Yüksek dislokasyon; gerçek asetabulum ile yalancı asetabulum arasında ilişki yoktur.

C1: İliak kemikte, yüksekte yalancı bir asetabulumun bulunması

C2: Femur başının abduktor kasların içerisinde yerleşimi.



Şekil 23: *Hartofilakidis sınıflamasına göre yüksek dislokasyon*[87]

Eftekhar Sınıflaması:

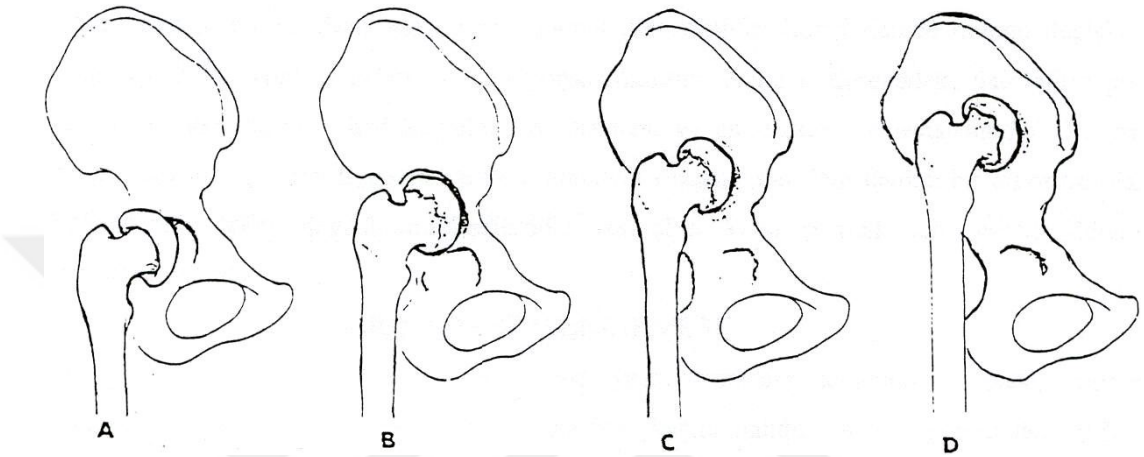
Kantitatif değildir ve patolojinin değerlendirilmesinde kullanılır[80].

Grup A: Asetabulum displazik olup superoinferior bölümü hafif uzamıştır. Femur başında bir miktar deformasyon vardır.

Grup B: Subluksasyonla beraber aşırı displazi vardır. Femur başı bir miktar asetabulumdan çıkmış ve laterale deplase olmuştur. Gerçek asetabulum az gelişmiştir. Baş gerçek asetabulum ile ilişkilidir.

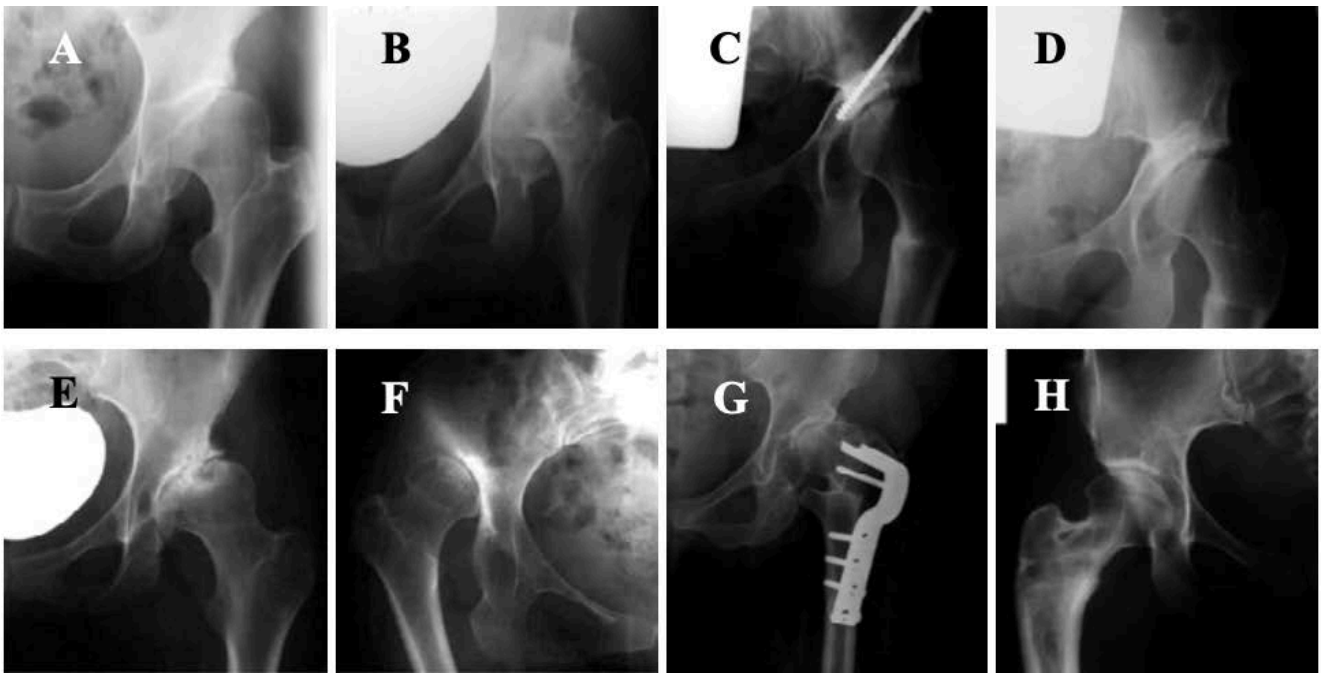
Grup C: Yüksek ve yalancı asetabulum vardır. Baş yalancı asetabulum ile temas halindedir. Gerçek asetabulum aşırı derecede displazik olup fibröz ve yağ doku ile doludur.

Grup D: Yüksekte çıkığı ifade eder, asetabulum ile femur başı temas etmez



Şekil 24: *Eftekhar sınıflaması*[80]

Gaston Sınıflaması:



Şekil 25: *Gaston ve ark tarafından gelişimsel kalça displazisi için önerilen sınıflama A- Displazik asetabulum B- Alçak (hafif) çıkık C- Operasyon sonrası implant kullanılan asetabulum D- Operasyon sonrası implant kullanılmayan asetabulum E- Displastik femur F- Yüksekte femur G- Operasyon sonrası implat kullanılan femur H- Operasyon sonrası implant kullanılmayan femur [83]*

2.5.6. Gelişimsel Kalça Displazisine İkincil Yüksekte Kalça Çıkığının Tedavisi

İhmal edilmiş kalça çıkığının tedavisinin iki temel amacı hastaların ağrılarını azaltmak veya mümkünse ortadan kaldırmak ve onlara günlük yaşamlarını kolaylaştıracak fonksiyonel bir ekstremite sağlamaktır. Hastalığın şiddetine göre sırasıyla konservatif ve cerrahi tedavi yöntemleri uygulanabilir. Konservatif tedavi yöntemleri genel olarak kilo kontrolü, koltuk değneği kullanımı ile vücut ağırlığının ekstremitelere dengeli bir şekilde dağıtılmasını sağlamak, analjezik tedaviler, ekstremite kısalığını azaltmaya yönelik kısalık telafileri ve fizik tedavi yöntemleri olarak sayılabilir. Günümüzde, ihmal edilmiş kalça çıkığının tedavisinde cerrahi tedavi yöntemleri daha ön plandadır. Hastaların genç yaşta olması ve hastalığın patoanatomik özellikleri cerrahi tedavi seçeneklerini de sınırlamaktadır. Seçilmiş olgularda kalça artrodezi ve displastik olgularda periasetabuler, intertrokanterik osteotomiler veya pelvik destek osteotomileri uygulanabilir. Ancak günümüzde artroplasti seçenekleri tüm dünyada kabul gören cerrahi tedavi yöntemleridir.

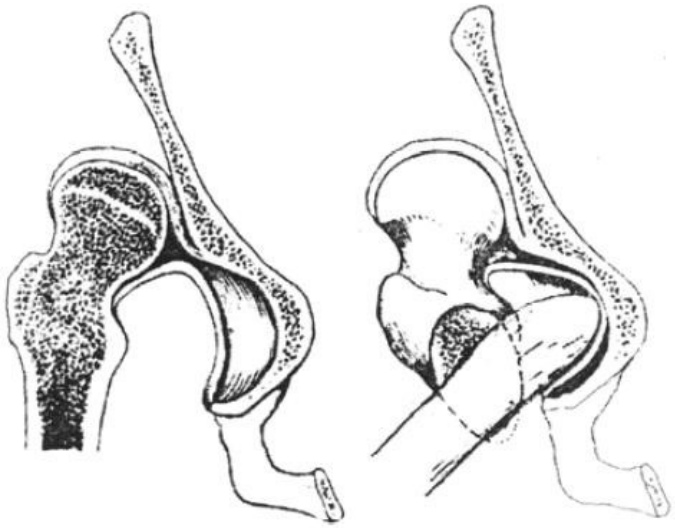
Kalça Artrodezi

Kalça artrodezi bu hastalarda tercih edilebilecek bir yöntemdir, ancak seçilecek hasta grubu oldukça sınırlıdır. Tek taraflı kalça çıkığı olan hastalarda karşı taraf abduktor gücü yeterli, lomber vertebralarda dejeneratif değişiklikleri yok, aynı taraf diz eklemi stabil ve karşı kalçada da hareket kısıtlılığı yok ise kalça artrodezi uygulanabilir. Çoğunluğu genç kadın olan bu hasta grubunda kalça artrodezi

hastaların cinsel yaşamlarını da olumsuz etkileyebileceğinden dikkatle düşünülmelidir.

Pelvik Destek Osteotomileri

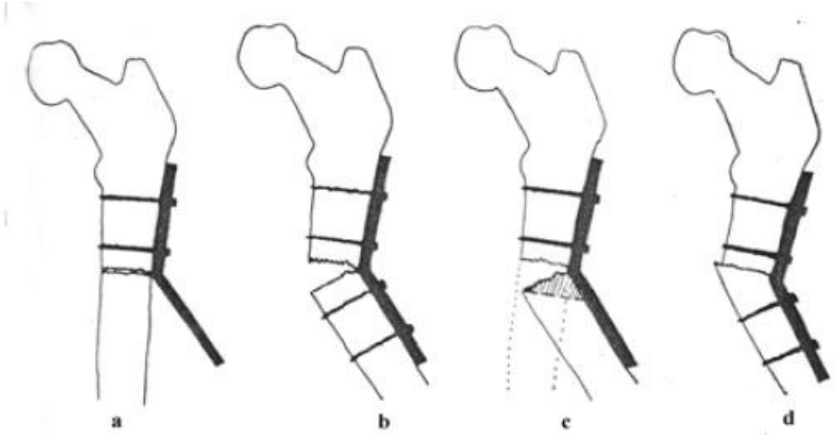
Pelvik destek osteotomileri yüksekte kalça çıkığının ilk ciddi tedavi girişimleridir. Lorenz ile başlayan destek osteotomilerine daha sonra Schanz, Hass ve Milch kendi modifikasyonlarını eklemişlerdir. Lorenz'in bifurkasyon osteotomisinde intertrokanterik bölgede anterolateralden başlayarak superomediale doğru yönelen oblik bir osteotomi yapıldıktan sonra osteotominin distal fragmandaki üzeri kapsül ile örtülü ucu asetabulum içerisine, proksimal kısmı ise distal fragmanın diyafizine doğru yerleştirilir (Şekil 26).



Şekil 26: *Lorenz 'in bifurkasyon osteotomisi[80]*

Schanz'ın iskion hizasından, subtrokanterik bölgeden yaptığı abduksiyon osteotomilerine benzer osteotomilerde amaç destek sağlamaktan çok abduktor adalelerin yapışma noktasını daha distale ve laterale alarak moment kolunu uzatmak ve abdüktör yetersizliği azaltmaktır. Bu şekilde yürüme esnasında daha iyi bir pelvik denge temin edilerek Schanz'ın ölü zaman olarak tariflediği, yürümede pelvisin femura yük aktarması yani femurun taşıyıcı birim haline gelmesi için geçen süre

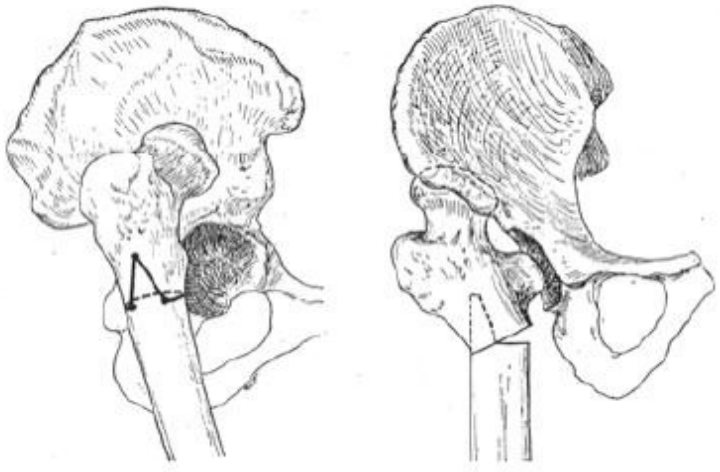
ortadan kaldırılmış, bunun sonucunda da yürümede meydana gelen topallama düzeltilmiş oluyordu (Şekil 27).



Şekil 27: *Schanz tipi osteotomilerden olan Blount tekniğinin uygulanışı[12]*

Orijinal Schanz osteotomisinde fragmanlar arasına yalnızca frontal planda abduksiyon verilir ve tespit amaçlı kemik pegler kullanılır. Yüksekte kalça çıkığında pelvik inklinasyon ve zamanla hiperlordoz gelişmesi nedeniyle bu osteotomiye, Glauber'in de tariflemiş olduğu şekilde, ekstansiyon da eklenerek lomber hiperlordozun düzeltilmesi hedeflenmiştir.

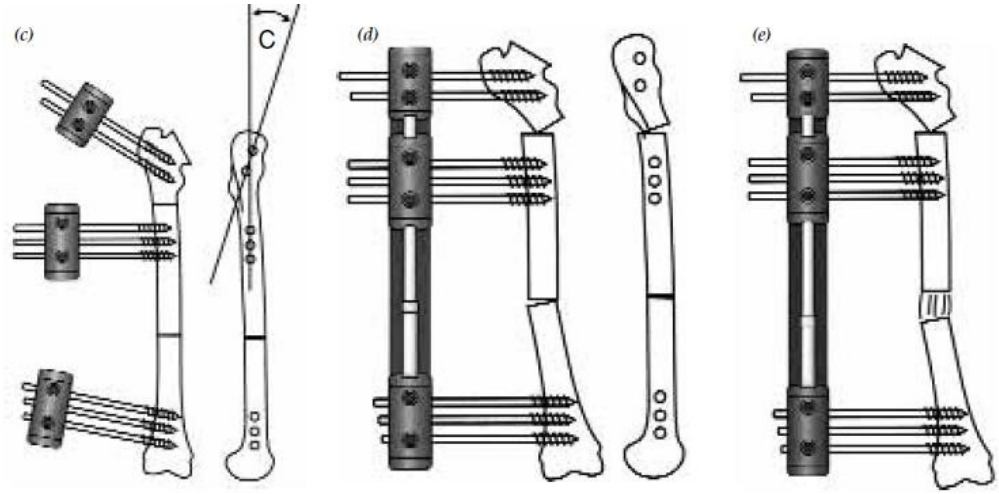
Hass'ın tekniğinde de Lorenz'in bifurkasyon osteotomisine benzerdir, ancak burada osteotomi daha distalden, trokanter minörün hemen altından yapılarak, yükün proksimal fragmanda kalan trokanter minör aracılığıyla distale nakledilmesi hedeflenmiştir. Tespit için implant kullanılmamış, distal fragmanın lateral kenarına oluşturulan bir çıkıntı proksimal fragmanın medullasına sokularak hastalara ameliyat sonrası alçı uygulanmıştır (Şekil 28).



Şekil 28: *Hass osteotomisinin uygulanışı[15]*

Milch osteotomisi olarak bilinen rezeksiyon angulasyon osteotomisi Charnley'in artroplastiden bahsetmesinden bir yıl önce 1959'da önerildi. Bu osteotomide amaç zaman ile artrozik hale gelen yalancı kalça ekleminin oluşturduğu ağrıyı ortadan kaldırmaya yönelik femur başının rezeksiyonu ve baş rezeksiyonuna subtrokanterik abduksiyon osteotomisi de eklenerek daha iyi bir kalça fonksiyonu elde etmektir[14].

İlizarov'un tarif ettiği pelvik destek osteotomisi sadece kalçanın rekonstrüksiyonuna değil, yukarıda anlatılan pelvik destek osteotomilerinin en önemli dezavantajları olan ekstremitenin eşitsizliği, krurisler arası mesafenin artması ve mekanik aksın dizin lateraline kayması gibi sorunlara da çözüm üretebilmiştir[17]. Bu teknikte kalça destek osteotomisi amacıyla proksimal femura yapılan valgizasyon osteotomisine, aynı seansta distal femurdan varizasyon ve uzatma amacıyla ikinci bir osteotomi eklenerek bu bölgeden yapılan distraksiyon osteogenezi ile kısalık ve deformite telafi edilmiş olur (Şekil 29). Klasik İlizarov yönteminde kemik tespiti her seviyede Kirschner teli ile yapılmaktaydı, ancak Catagni ve arkadaşlarının geliştirdiği yöntem ile yarım halkalar ve Schanz vidaları da kullanarak gelişebilecek olası yumuşak doku problemleri ortadan kaldırılmaya çalışılmıştır[88]. Hasta konforunun da ön planda olduğu günümüzde ise sirküler eksternal fiksatörlerin yanında unilateral eksternal fiksatörler ile de bu teknik uygulanabilmektedir[89].



Şekil 29: *Distal femurdan varizasyon ve uzatmanın eklendiği pelvik destek osteotomisinin unilateral eksternal fiksatör ile uygulanması[89]*

Total Kalça Artroplastisi

Modern protez cerrahisinin öncüsü sayılan Charnley'in "yüksekte kalça çıkığında uygulanacak total kalça artroplastisinin mevcut patolojiden daha kötü sonuçlar vereceğini" belirtmesinin üzerinden yıllar geçmiş olsa da bu konudaki tartışmalar hala devam etmektedir. Fakat ilerleyen implant teknolojileri ve cerrahi ekipmanların gelişmesi sayesinde, günümüzde, yüksekte kalça çıkığı olgusu denildiğinde ortopedistlerin aklına ilk önce kısaltmalı total kalça artroplastisi ameliyatları gelmektedir; ikinci olarak da bu ameliyatlar sırasında veya sonrasında meydana gelebilecek çözümü zor sorunlar gelmektedir. Ülkemizde diğer gelişmiş ülkelere oranla GKD nedeniyle erken tanı ve tedavi şansını bulamamış hastaların daha fazla olması Türkiye'deki ortopedistleri bu sorunlarla daha fazla karşı karşıya getirmektedir.

Gelişimsel kalça displazisine bağlı yüksekte kalça çıkığı bulunan olgular total kalça artroplastisi uygulamaları açısından özel bir yere sahiptir. Bu hastalığın kendine özgü patoanatomik özellikleri ve hastaların bir kısmının daha önce cerrahi girişim geçirmiş olmaları nedeniyle ortaya çıkan teknik sorunlar ve bu gruptaki hastaların diğer artroplasti adaylarına göre daha genç yaşta olmaları bu gruptaki hastaları diğerlerinden farklı kılmaktadır[79, 90]. Bu nedenle bu hastaların ameliyat

öncesi planlamaları özenle yapılmalıdır. Pelvis AP grafisinin yanında tüm femuru gösteren AP ve lateral grafiler, deformitelerin ve ekstremite uzunluklarının planlanması için bacak uzunluk grafileri de çekilmelidir. Asetabulumdaki kemik stoğunu ve hem asetabulum hem de proksimal femurdaki anatomik özellikleri ve deformiteleri daha net olarak değerlendirebilmek amacıyla bilgisayarlı tomografiden (BT) de seçilmiş olgularda faydalanılabilir. Bu görüntülemelerden elde edilecek bilgiler ışığında ameliyat öncesinde yeterli planlama yapılarak kısaltıcı osteotomi gerekip gerekmediği, yapılacaksa hangi seviyeden, ne şekilde ve hangi uzunlukta bir osteotomi yapılacağı belirlenmelidir. BT görüntülemeleri sayesinde asetabuler derinlik, çap ve kemik stok, asetabulum ve femur boynunun versiyonları, femur medullasının çapı kolaylıkla değerlendirilerek uygun implantlar önceden hazırlanabilir.

Kalça artroplastisi öncesi radyografik değerlendirme ve Şablonlama

Planlama aşamasında şablonlama önemli bir yer tutar. Fakat, planlama sadece hasta grafileri üzerinde şablonlar ile yapılan ölçümlerden ibaret değildir. Hastanın hikayesi ve klinik muayenesi sonucu elde edilen bilgiler, direk grafilerin genel değerlendirilmesi, yapılacak müdahaleye eksiksiz hazırlanmada ve uygulama sırasında yardımcı olur.

Ameliyat öncesinde çekilecek direkt radyografiler; simfizis pubise odaklı tam pelvis anteroposterior (AP) grafisi, etkilenen kalça merkezine odaklı kalça tam AP ve lateral grafilerini içerir. Pelvis grafisi ile karşı kalça eklemi ve kalça eklemi kaynaklı uzunluk farkı değerlendirilmesi yapılır. Kalça grafilerinde, özellikle femur ve asetabulumun yapısı incelenir. AP grafi hasta supin yatar pozisyonda ve mümkünse bacak 15° iç rotasyonda çekilir. Böylelikle 15° anteversiyon boyun açısı bulunan femurun tam AP görüntüsü ve gerçek ofseti elde edilir. Lateral grafi, femoral kanalın anatomisini ve kanalın piriform fossa ile ilişkisini belirlemek için kullanılır[91].

Alt ekstremitede kırık veya osteotomi hikayesi varlığında ve özellikle GKD zemininde gelişmiş artrozlarda femurun tamamını ve tüm alt ekstremitenin dizilimi ile uzunluğunu değerlendirebileceğimiz ortoröntgenografi istenmelidir. Asetabuler

travma hikayesi varlığında ve yine GKD zemininde gelişmiş artrozlarda asetabulum görüntülemesi için Judet grafileri ve gerekli görülürse BT ile değerlendirme, olası asetabuler yetersizliklere karşı hazırlıklı olmayı sağlar.

Asetabulum ve femurun şekli ve trabeküler yapısı, ameliyat öncesi hem tanı hem de kullanılacak implantın seçimi açısından önemlidir. Post-travmatik deformiteler, Paget hastalığı, fibröz displazi ve GKD gibi patolojiler femurun proksimal kısmında değişikliklere neden olurlar. Femur proksimal geometrisi ve kemik kalitesine göre düzenlenmiş sınıflamalar seçilecek olan implantın çimentolu veya çimentosuz uygulanması veya stem geometrisi konusunda yol göstericidir. Özellikle, proksimal femur kalkar-kanal genişliği oranı ile hesaplanan Dorr indeksi günümüzde en sık kullanılan yöntemdir[92] (Şekil 30).



Şekil 30: *Kanal çapı ve kortikal kalınlık ile korele, proksimal femur şekline göre kategorize edilmiş Dorr indeksi. TipA (Şampanya kadehi), TipB (Huni şeklinde), Tip C (Silindirik şekilde) [93]*

Çekilmiş grafilerde yapılacak ölçümler için filmlerdeki büyütme oranının bilinmesi gerekir. Normalde çekim masasından 102 cm uzaklıkta çekilmiş olan grafi-

de büyütme oranı %10 olacaktır. Ancak hasta kilolu ise kemik kaset mesafesi artacağından, büyütme %25'e kadar artabilir[94].

Grafilerin genel olarak değerlendirilmesi sırasında sakrum ve koksiksin, pubik simfizis hizasında olmaması veya obturator deliklerin asimetrik duruşu, pelviste rotasyonu gösterir[95]. Kalça fleksiyon kontraktürü nedeni ile gelişen hiperlordoz pelvisin tam AP görüntüsünü engelleyebilir ve ölçüm için gerekli noktaların tespitinde sıkıntıya neden olur. Kalçada sabit fleksiyon kontraktüründe femur üst ucunu tam değerlendirmek için kontraktür kadar gövde kaldırılarak, oturur durumda, uyluk röntgen masasına paralel bir şekilde tam temas eder duruma getirilmelidir. Pelvisi değerlendirmek için ise, hasta supin pozisyonda, uyluk fleksiyon kontraktürü kadar fleksiyona getirilip pelvis AP görüntüsü alınmalıdır.

Şablonlama, grafide uygun referans noktaların tespiti ile başlar. Gözyaşı figürleri kalça eklem hareket noktalarına yakın olmaları itibari ile en güvenilir anatomik belirleyici noktalardır[96]. Gözyaşı figürlerinin tabanından çekilen horizontal çizgi şablonlamanın ilk aşamasıdır. Alternatif referans noktaları olarak sakroiliak eklemlerin distal ucu veya iskial tuberkulumların distal kısımları seçilebilir. Ayrıca ameliyat sırasında görülebilecek bazı noktaların işaretlenmesi faydalı olacaktır. Gözyaşı figürü, ilioiskial çizgi ve asetabulumun superolaterali asetabuler taraf için işaretlenir.

Asetabulumun düzgün yerleştirilmesi eklem stabilitesi açısından vazgeçilmez bir koşuldur. Asetabuler komponent şablonu, ilioiskial çizgiye yakın ve lateralden yeterli örtünme sağlanarak, abduksiyon açısı 40°±10° ve asetabulumdan 2 mm subkondral kemik alınacak şekilde yerleştirilmelidir. Çimentolu komponentlerde, çimento mantosu için 2–3 mm boşluk bırakılmalıdır. Asetabuluma yerleştirilen şablonun hareket merkezi ile sağlam kalça hareket merkezinin referans çizgisine olan vertikal uzaklığı ve gözyaşı figürüne olan horizontal uzaklığı karşılaştırılır. Elde edilen farklı değerler bacak uzunluğunu ve ofseti eşitlemek amaçlı femoral şablonlama sırasında telafi edilir.

Planlamada asetabuler komponent gözyaşı figürüne yaslanmalı ve planlanan oyma işlemine göre şablon yerleştirilerek üst kısmının örtünmesi sağlanmalıdır. Karşılaşılabilecek diğer bir durum ise, asetabulum üst örtünmesinin problem olabileceği kalça displazisi olgularıdır. Displazik kalçada femur, asetabuler yetmezliğine bağlı olarak superolaterale kayabilir. Bu hastalarda, gerçek asetabulum normalden küçük ve yetersiz kemik stoğuna sahip olabileceğinden, ameliyat öncesi hazırlıkların bu doğrultuda yapılması olası sorunları engeller. Asetabulum rekonstrükte edilirken yüksekte kalça merkezi seçeneği kullanılabilir. Gerçek asetabulum seviyesine indirilmesi tercih edilecekse, küçük çaplı (40–42–44 mm) asetabuler komponent ve uygun içlik ve baş seçenekleri hazırlanmalıdır. Ayrıca gerçek asetabulumda tam örtünmeyi sağlamak amacı ile femur kesimi sonrası elde edilen femur başı, asetabulumun superioruna destek amaçlı kullanılabilir. Asetabulum gerçek yerine indirilirken karşılaşılabilecek diğer önemli bir sorun ekstremitenin uzaması sonucu gelişebilecek damar ve sinir problemleri olacaktır. Özellikle 4 cm üzerinde bir uzama, siyatik veya femoral sinir palsisine neden olabileceğinden, femoral osteotomi gerektirebilir[97].

Asetabuler komponent şablonu ile yeni kalça hareket merkezi belirlendikten sonra femoral şablonlamaya geçilir. Şablon ile yapılacak olan planlama, kullanılacak komponent tasarımına göre farklılık gösterir. Proksimal kaplı çimentosuz femoral komponent için femur proksimal kısmı doldurulurken tümü kaplamalı femoral komponent için şablon femur diafizine oturtulur. Bu tip komponentlerin birincil stabilitesi için gövdenin, endosteal duvar ile medial ve lateralden birkaç santimetrelik teması önerilir[98]. Çimentolu protezler için ise 2–3 mm'lik çimento mantosu payı bırakılmalıdır.

Ameliyat öncesi planlamada anatomik uzunluk farkı, trokanter minorun en çıkıntılı noktası ile gözyaşı figürleri arası referans çizgisine olan vertikal mesafe ile ölçülür[99–101]. Ameliyat sonrası elde edilecek uzunluk farkı asetabulum hareket merkezi ile femurun hareket merkezi arasındaki fark kadar olacaktır.

Femoral ofset normal eklem ofseti kadar ayarlanmalıdır. Femoral komponentin hareket merkezi asetabulum merkezi medialinde kalırsa rekonstrüksiyon sonrasında ofset artar. Eğer femur hareket merkezi asetabuler merkezin lateralinde kalırsa ofset azalır ve böyle bir durumda yüksek ofsetli femoral komponent seçeneği kullanılması gerekebilir. İleri artroz ile beraber gelişen eksternal rotasyon deformitesi, şablonlamada ofsetin yanlış değerlendirilmesine neden olur. Bu durumda normal kalça üzerinden planlama yapılması gerekir. Her iki tarafta ileri artroz bulunuyorsa ameliyat sırasında femur disloke edilip kesim öncesinde trokanter majör ile femur başı hareket merkezi arasındaki yatay mesafe (ofset) tespit edilir. Femoral komponentin pozisyonu ve ofseti belirlendikten sonra femura yapılacak osteotominin seviyesi ve açısı işaretlenir. Trokanter minörun üst kısmından kalça hareket merkezine olan dikey mesafe ve femur boyun osteotomisine olan mesafeler ölçülür. Çimentolu protez kullanılacak ise distal ortalayıcı çapı, tıkacın büyüklüğü ve yerleştirilecek derinlik şablonlama ile belirlenir.

Dijital radyografinin yaygın olarak kullanılması ve büyütme faktörünün hesaplamalardaki yanıltıcı etkileri, planlamanın özel yazılımlar vasıtası ile bilgisayar ekranı üzerinden yapılmasını gerektirmiştir.

Dijital olarak yapılan ölçümlerin, asetat ile film üzerinden yapılan ölçümler kadar güvenilir olduğu gösterilmiştir[102]. Hatta film üzerinden ölçümlere göre daha kesin sonuç verdiğini ve klasik şablonlamadan üstün olduğunu gösteren çalışmalar mevcuttur[103].

Bacak uzunluk farkının eşitlenmesi

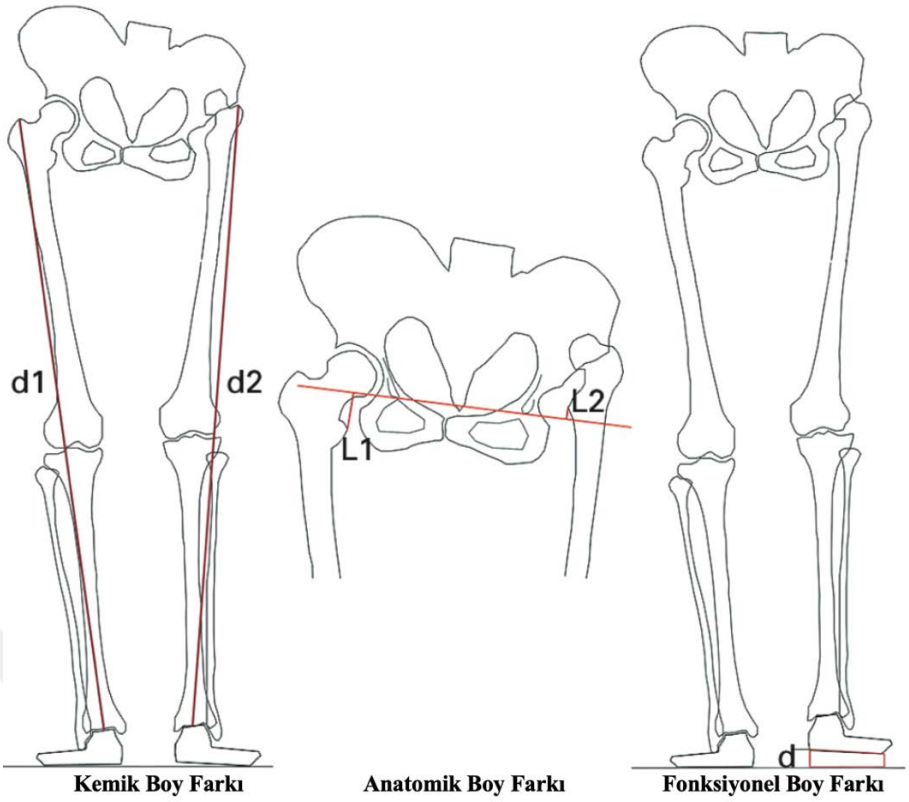
Crowe Tip 4 koksartrozu olan olguların bir çoğu sonunda, bacak boy eşitsizliğini giderebilmek için artroplastiye ihtiyaç duyar[104]. TKA de bacak boy eşitsizliğinin düzeltilmesi önemlidir çünkü bu eşitsizlik hastalar için büyük bir sorundur[105, 106]. Bu sorunu gidermek için bir çok yöntem tanımlanmasına rağmen, en iyi teknik konusunda konsensus yoktur[107–110].

Bu hastalarda pelvik tilt varlığı kritik bir konudur. Gelişimsel kalça displazisine sekonder ağır artritli birçok hastada ağır pelvik tilt bulunmaktadır. Bu tilt ipsilateral tarafta addüksiyon deformitesi, kontraleral tarafta bir abdüksiyon deformitesi veya lumbosakral değişiklikler nedeniyle olabilir. Bu pelvik tilt gerçek bacak uzunlukları eşit olsa bile ciddi belirgin bacak uzunluk farkına yol açabilir. Bu yüzden tüm bacak uzunluk eşitsizlik vakalarında, lumbar omurganın lateral fleksibilitesi, dizin aksiyel duruşu ve addüksiyon ve abdüksiyon deformitelerinin varlığı ya da yokluğu kontrol edilmedilidir.

Pelvik tilt; supin pozisyonda çekilmiş AP pelvis grafisinde, iliak kanatların en üst noktalarını birleştiren çizgi ile L4 vertebra inferior sınırına çekilen çizginin arasındaki açı ölçülerek hesaplanır[111, 112]. Açı 3° den fazla ise pelvik tilt varlığını düşündürür.

Spinal mobilite AP çekilmiş lateral fleksiyondaki torakolomber grafide ölçülür. Eğer hastanın omurgası bu şekilde düzeliyorsa ve her iki tarafa doğru lateral fleksiyon yapabiliyorsa spinal kompensasyon olduğu düşünülür. Eğer hasta omurgasını normal şekilde hareket ettiremiyorsa veya fikse skolyozu mevcutsa, ankompensatuvar omurgası olduğu düşünülür ve preoperatif plan buna göre yapılır[113].

Ameliyat öncesi ve ameliyat sonrası grafiler karşılaştırıldığında, 3 tip bacak boyu eşitsizliğinden bahsedilebilir; kemik boy farkı, anatomik boy farkı ve fonkisyonel boy farkı[100]. Kemik boyları, ortoröntgen üzerinde trokanter majör tipi ile ayak bilek eklem orta noktası arasındaki mesafe ölçülerek hesaplanır. Anatomik boy farkı, supin AP pelvis grafisi üzerinde trokanter minör tip noktalarının gözyaşı figürleri arasına çekilen çizgiye uzaklığıdır. Fonksiyonel boy farkı, her iki ayak yere basarken, kısa olan taraf ayağın altına, hasta kendini en konforlu hissedene kadar yükseklik konulması ile ölçülür[100] (Şekil 31).



Şekil 31: *d2-d1=kemik boy farkı, L1+L2=anatomik boy farkı, d(ayak altı yükseklik boyu)=fonkisyonel boy farkı [100]*

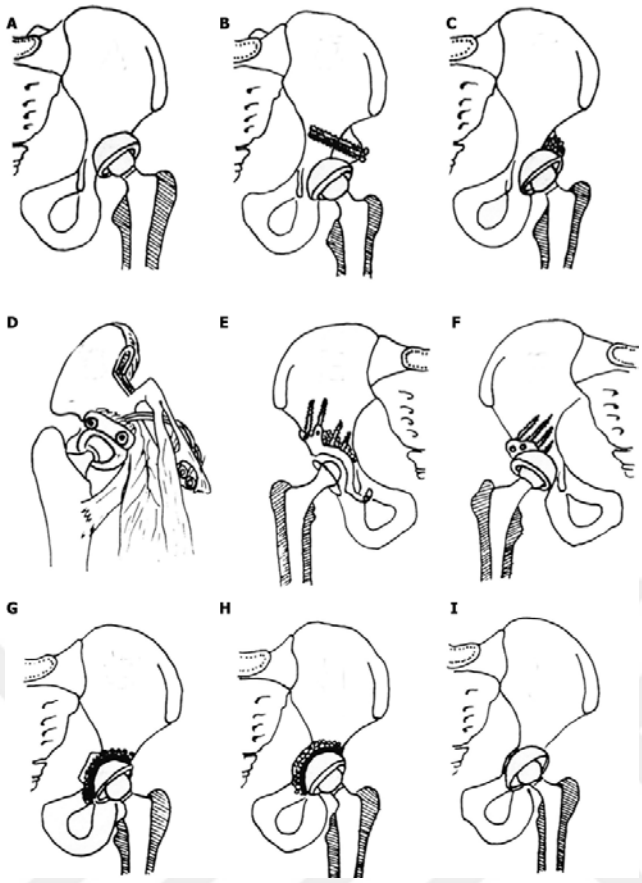
Li ve ark[100] yaptıkları çalışmada alt ekstremite uzunluk dengesini sağlayabilmek adına, hastaları, tek taraflı veya çift taraflı çıkık olmasına ve pelvik tiltleri varsa fikse olup olmadığına göre toplamda 6 gruba ayırmıştır. Buna göre önce kemik boylarına bakılmasını, daha sonra kabaca; eğer kemik boylarda fark yok ise pelvik oblisitesi düzelebilir olan grupta anatomik boyların eşitlenmesi gerektiğini, pelvik oblisitesi fikse olan grupta ise fonksiyonel boy farkının giderilmesi gerektiğini söylemişlerdir.

Asetabulum Rekonstrüksiyonu:

Yüksekte kalça çıkığı bulunan hastalara total kalça artroplastisi uygulanırken asetabuler komponentin yüksekte kalça merkezi oluşturacak şekilde (high hip center) bırakılabileceğini ifade eden yazarlar olsa da günümüzde artık asetabulumun gerçek asetabuluma yani anatomik yerine indirilmesi gerekliliği konusunda görüşbirliği

vardır[79, 114, 115]. Yapılan çalışmalar şunu göstermiştir; asetabuler komponentin anatomik yerine yerleştirildiği hastalarda femoral ve asetabuler komponentte gevşeme nedeniyle revizyon ihtiyacı daha az olmaktadır[116]. Bunun iki önemli nedeni vardır. Birincisi gerçek asetabulum hipoplazik ve defektli de olsa iliak kemik ile karşılaştırıldığında asetabuler komponentin yerleştirilebileceği çok daha iyi bir kemik stoğa sahiptir. İkincisi, gerçek asetabulumda, gereğinde medializasyon veya asetabuler tavan rekonstrüksiyonu teknikleri de kullanılarak, kalçanın anatomik rotasyon merkezi elde edilebilir. Rotasyon merkezinin distale ve mediale alınması ile abduktor kol rekonstrükte edilmiş olur ve biyomekanik olarak kalçaya binen yükler daha fizyolojik sınırlara geriler[26]. Diğer bir avantajı da ekstremitedeki kısalığın kısmen de olsa telafi edilmiş olmasıdır.

Gerçek asetabulumda özellikle anterior ve superior duvar yetersizliği söz konusudur. Buradaki defektlerin tamir edilerek asetabuler komponentin örtünmesini artırmak amacıyla kemik çimentosu, yapısal greftler (baş greftleri) ve rekonstrüksiyon halkası gibi pek çok yöntem daha önce denenmiştir[117]. Asetabuler komponentte %70 örtünmenin yeterli olabileceği belirtilerek bu amaçla kontrollü olarak medial duvarın kırıldığı (protrusio socket veya cotyloplasty) medializasyon teknikleri geliştirilmiştir[22]. Günümüzde asetabuler komponent tutunması için çimentolu komponent uygulayanlar olduğu gibi çimentosuz komponent tercih edenler de vardır. Ancak kesin olan şudur ki bu hastalarda 40 - 44 mm gibi küçük çaplı asetabuler komponentler kullanılmak zorunda kalınabilir. Bu da beraberinde ince polietilene bağlı aşınma sorunları getireceğinden monoblok komponentler veya seramik-seramik yüzeyler gibi alternatif yüzey arayışlarına girilmiştir[118].



Şekil 32: *Asetabulum rekonstrüksüyon seçenekleri* ***A****-Yüksekte konumlandırılmış asetabulum* ***B****-Anatomik pozisyondaki asetabulum süperioruna yapısal allogreft veya otogreftin vida ile augmentasyonu* ***C****-Spongioz greft ile asetabular çatı örtümünün arttırılması* ***D****-Vaskülerize iliak kemik grefti uygulanması* ***E****-Asetabulum defektinin fazla olduğu vakalarda Ring uygulaması* ***F****-Kişiye özel üretilmiş ve protez-kemik birleşimini güçlendirmek için trabeküler metal(tantalum) kullanılması* ***G****- Osteotomi ile kotiloplasti yapılarak spongioz greft uygulaması* ***H****-Rimerizasyon ile kotiloplasti uygulanması I-Spongioz greft kullanılmadan kotiloplasti uygulanması [119]*

Femur Rekonstrüksiyonu:

Bazı yazarlar yüksekte kalça çıkıklı hastalarda total kalça artroplastisi ameliyatlarında, ameliyatın en çok zorlandıkları bölümünün femoral rekonstrüksiyon aşaması olduğunu belirtmişlerdir. Bu durumun üç temel nedeni vardır.

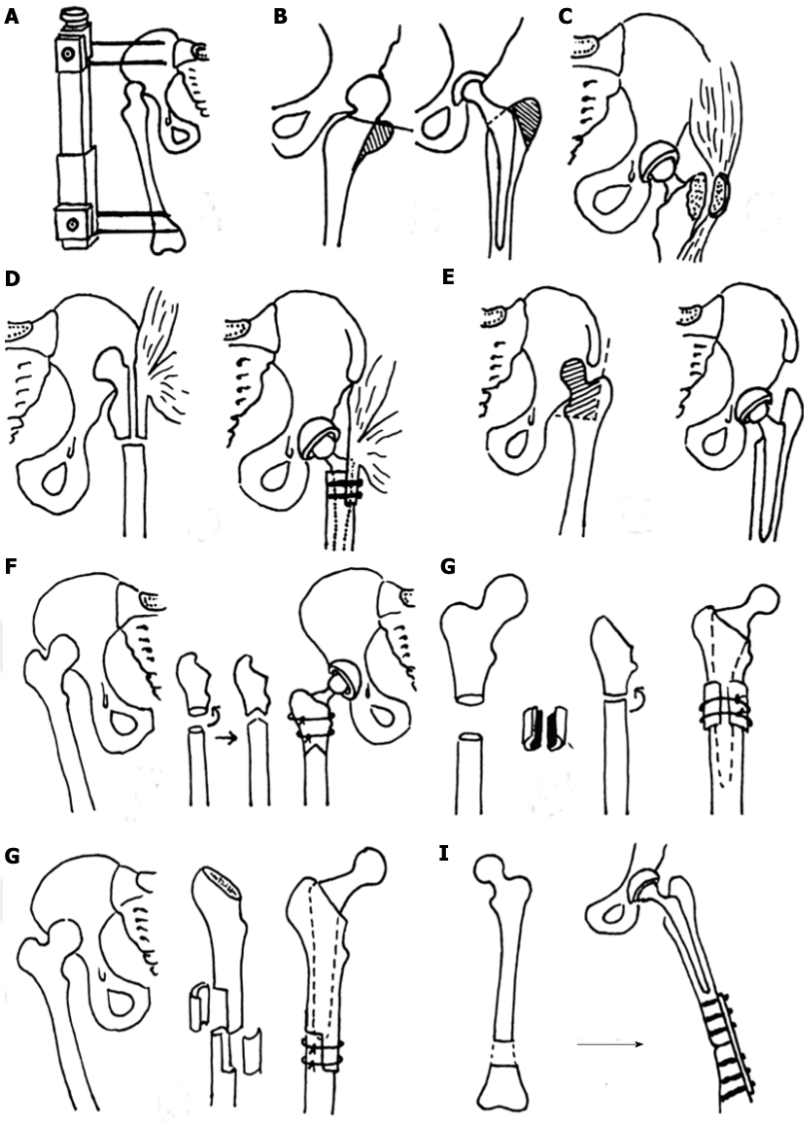
Birincisi, bu hastalarda aşırı antevert femur boynu, hipoplazik ve düzleşmiş proksimal femur, dar femur medullası ve osteoporotik femur korteksi gibi patolojik

anatomik özellikler uygulanacak cerrahi tekniği de oldukça zorlaştırmaktadır. Birçok olguda femur medullasının koronal plandaki çapı, sagital plandaki çapından daha dardır[90]. Bu problemlere çözüm olarak küçük, düz ve kısa femoral komponentler tercih edilmekte, bazı merkezlerde ise ameliyat edilecek hastanın femurunun anatomik özelliklerine uygun protezler ürettirilmektedir[120]. Son yıllarda yapılan çalışmalarda ise yüksekta kalça çıkıklı hastalarda, femurun patoanatomik özelliklerine uygun moduler protezlerin kullanımının başarılı olduğu yönündedir[121].

İkinci neden, çok büyük bir bölümü genç yaşta olan bu gruptaki hastaların bir kısmına geçmişlerinde artroplastiye alternatif bir biyolojik rekonstrüksiyon yöntemi olarak pelvik destek osteotomileri uygulanmış olması, zaten deforme olan proksimal femuru daha da karmaşık hale getirmektedir.

Üçüncü neden ise, asetabulumun çoğu zaman anatomik kalça merkezi elde edilecek şekilde rekonstrükte edilmesi nedeniyle proksimal femurun, çevre nörovasküler yapılar ve kas grupları ile birlikte distale ilerletilme zorunluluğudur. Bu durum, özellikle yüksekte çıkık kalçalarda siyatik sinir, femoral sinir ve femoral arter için yaralanma riski oluşturduğundan bu problemin çözümü için de femur kısaltıcı osteotomileri gündeme getirilmiştir[122]. Aynı anda proksimal femurun distale ilerletilmesi ve femur kısaltıcı osteotomisi yapılırken bir yandan da ekstremite boylarının eşitlenmesi hesaplarının yapılarak femur rekonstrükte edilmelidir.

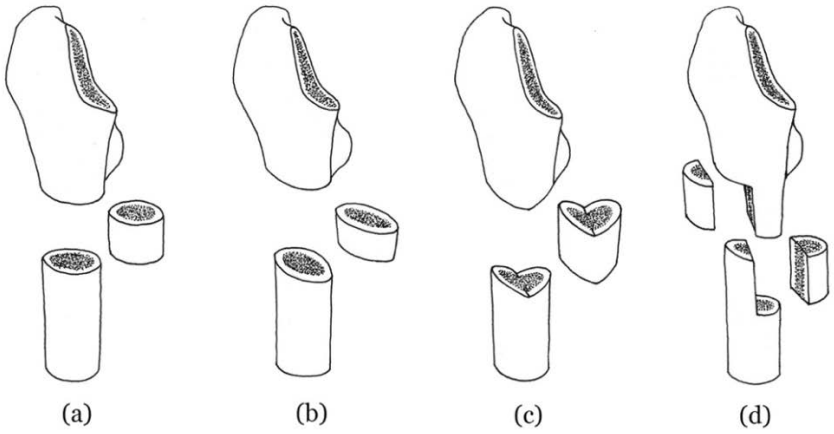
Çok çeşitli femoral kısaltma osteotomileri mevcuttur (Şekil 33). Bu osteotomileri kabaca osteotomi seviyesine göre 3 e ayırabiliriz. Proksimal femur, femoral şaft ve distal femur prosedürleri. Günümüzde en sık kullanılan osteotomi çeşitleri; büyük trokanter osteotomisi, proksimal femur rezeksiyonu ve trokanterin distale nakli ile subtrokanterik bölgeden segmenter kemik rezeksiyonu şeklinde yapılan kısaltmalardır[90]. Femoral şaft ve distal femur prosedürleri daha nadir olarak kullanılmaktadır.



Şekil 33: *Femur kısaltma osteotomileri* ***A****-Wagner aparatı ile artroplasti öncesi yapılan iliofemoral iskelet traksiyonu* ***B****-Trokanterik osteotomi* ***C****-Delimar ve ark tanımladığı modifiye direk lateral approach* ***D****-Paavilainen prosedürü* ***E****-Trokanter majusun intakt kaldığı, trokenter minör seviyesinden yapılan osteotomi* ***F****-Subtrokanterik transvers ve double chevron osteotomi* ***G****-Subtrokanterik osteotomiye greft eklenmesi* ***H****-Diafizyal basamaklı osteotomi* ***I****-Distal femur osteotomisi [119]*

Trokanter altından, metafizer bölgeden yapılacak segment rezeksiyonları çeşitli modifikasyonları olmakla birlikte genel olarak transvers, oblik, basamaklı veya çift çavuş işareti (double-chevron) şeklinde osteotomiler ile uygulanmaktadır[123, 124] (Şekil 34). Bu osteotomi tiplerinin herbirinin çeşitli

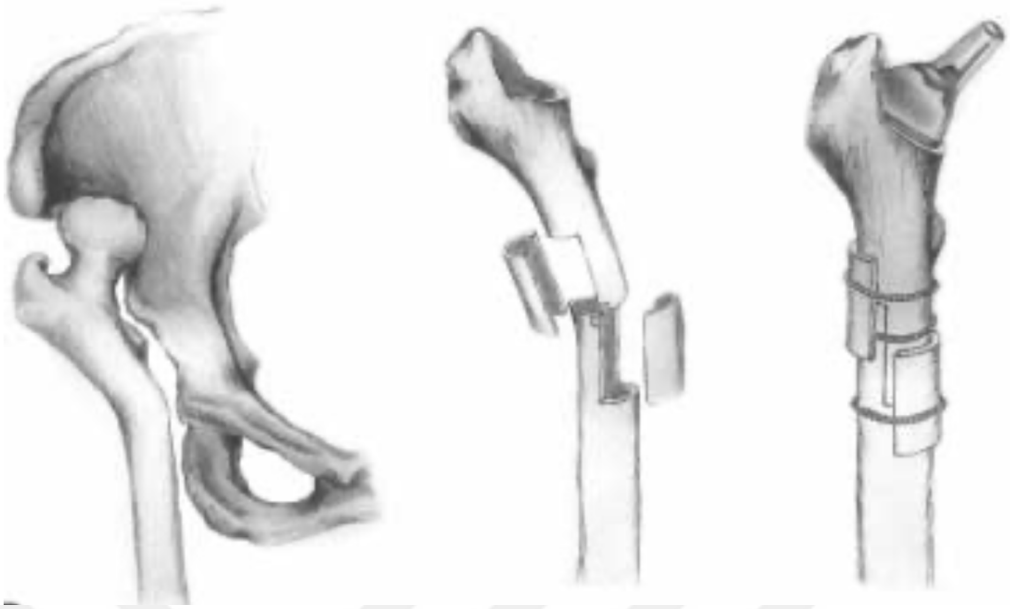
avantaj ve dezavantajları bulunmaktadır. Hepsinde ortak amaç femurun proksimalini anatomik yerine getirebilmek için gerekli olan kısaltmayı yapmak ve anteversiyonu artmış, deforme şekildeki femur proksimaline en uygun protezi doğru şekilde yerleştirip stabil bir yapay eklem elde etmektir. Transvers osteotomiler kolay, kısa sürede yapılabilecek osteotomilerdir ve proksimal femurdaki versiyon problemi en kolay bu osteotomiler ile giderilebilir[125]. Ancak osteotomi hattındaki temas yüzeyinin ve biyomekanik stabilitenin yetersiz olması kaynamama riskini artırmaktadır.



Şekil 34: *Subtrokanterik femoral osteotomi çeşitleri a-Transvers b-Oblik c-Double Chevron d-Basamaklı[126]*

Oblik osteotomiler, transvers osteotomilere göre daha geniş temas yüzeyi ve stabiliteye sahip osteotomilerdir. Bu osteotomilerin transvers osteotomilere göre daha stabil olduğunun düşünülmesi ve rotasyon sorunun kolaylıkla halledilebilmesi pek çok ortopedisti bu osteotomi tipini tercih etmesine sebep olmuştur.

Basamaklı ve chevron tarzı osteotomilerde ise, stabilitenin daha yüksek olması beklenmektedir. Daha önce pelvik destek osteotomisi yapılmış olgularda basamaklı osteotomi ile var olan deformitenin daha kolay düzeltilebileceği ileri sürülmüştür[29] (Şekil 35). Bu iki osteotominin de en önemli dezavantajı uygulamadaki teknik zorluklardır.



Şekil 35: *Daha önce pelvik destek osteotomisi yapılmış olguda basamaklı osteotomi ile kısaltma [36]*

Basamaklı osteotomide, osteotominin transvers kesiler olan proksimal-lateral ve distal-medial bölümlerinin yerleri değiştirilebilir ve basamaklar farklı açılarda oluşturulabilir. Böylece, önceden yapılmış bir Schanz osteotomisi gibi, proksimal femurda bir deformite varsa daha kolay düzeltilebilir.

Bu osteotomiler ile birlikte eğer çimentolu femoral komponent kullanılması planlanıyorsa, kaynamayı olumsuz etkilememesi için çimentonun osteotomi hattına girmemesi açısından çok dikkatli olunmalıdır.

Kısaltıcı osteotomi sonrası femoral komponentin yerleştirilmesinin ardından, osteotomi hattının tespiti amaçlı plak-vida, kablo veya serklaj teli uygulayanlar olduğu gibi, hiç implant uygulamayan ve kemik medullasında protezin intrameduller bir çivi benzeri oluşturduğu stabiliteye güvenenler de olmuştur[30].

Unutulmamalıdır ki yüksekte kalça çıkığı nedeniyle kısaltmalı total kalça artroplastisi yapılan hastalar genç, aktif ve biyomekanik sorunları bulunan ve hasta memnuniyeti daha düşük olan hastalardır. Bu nedenlerle bu hastalara uygulanacak

protezler, diğer protez hastalarınınkinden daha erken gevşeyecektir ve belki de bir kaç revizyona ihtiyaç duyabilecektir. Çalışmalar göstermiştir ki yüksekte çıkık kalçalarda daha çok femoral komponentler, alçakta çıkık kalçalarda ise daha çok asetabuler komponentler gevşemektedir[26]. Ameliyat sonrası dönemde femoral komponent ile ilgili görülebilecek en önemli sorunlar osteotomi hattında yetersiz stabilite, kaynamama ve protez gevşemesidir. Bu nedenle, yüksekte kalça çıkığı bulunan her hastada farklı patoanatomik özellikler görülebileceğinden osteotominin tipi, osteotomi sonrası stabilitenin sağlanması ve implant seçimi konularında dikkatli davranılmalıdır.

3. GEREÇ ve YÖNTEM

Sağlık Bilimleri Üniversitesi Metin Sabancı Baltalimanı Eğitim ve Araştırma Hastanesi Ortopedi ve Travmatoloji kliniğinde, 2016-2019 yılları arasında GKD zeminde Crowe Tip 4 koksartroz nedeni ile artroplasti ameliyatı yapılan hastalar geriye dönük olarak tarandı. Tez çalışması öncesi SBÜ Ortopedi ve Travmatoloji AD Akademik Kurulunun 06.01.2020 tarih ve 2020/05 nolu onayı alınmıştır.

GKD zemininde Crowe Tip 4 koksartrozu olup artroplasti yapılan, hastanemiz PACS (Picture Archiving and. Communication System, DICOM PiViewSTAR; INFINITT, Seoul, South Korea) sisteminde kayıtlı ameliyat öncesi dönemde uygun çekilmiş Pelvis AP grafisi olan ve ameliyatında Zimmer® Wagner Cone Prosthesis® Stem ve Zimmer® Trilogy® IT Acetabular Cup kullanılmış hastalar çalışmamıza dahil edildi.

Dışlanma kriterleri; uygun çekilmemiş preoperatif Pelvis AP grafisi olan hastalar, femur başının asetabular greft olarak kullanıldığı hastalar, artoplasti öncesi aynı taraf kalçadan cerrahi geçirmiş olan hastalar, ameliyatta asetabular komponenti gerçek asetabulum konumuna uygulanmamış hastalar, dosyalarına erişilemeyen hastalar olarak belirlendi.

Çalışmamıza uygun olarak çıkarılan hastaların; hastanemiz HBYS sistemi Panates üzerinde kayıtlı ameliyat notlarından, ameliyatta hastalara ne kadar femoral kısaltma yapıldığı, perop komplikasyon gelişip gelişmediği, geliştiyse hangi komplikasyonların geliştiği, takip notları ve grafileri üzerinden ameliyat sonrası dönemde gelişen erken ve geç komplikasyonları varsa neler olduğu çıkarıldı. Hasta faturaları üzerinden hastalara kullanılan protez malzemelerinin boyutları çıkarıldı. Hastaların ameliyat öncesi Pelvis AP grafileri üzerinde OrthoView Enterprise

(Version:6.1.2.2 IND, Copyright 1999-2012 Meridian Technique Limited) programı kullanılarak bir kıdemli ortopedi asistanı ve kalça cerrahisi konusunda en az 5 yıllık tecrübesi olan bir ortopedi uzmanı tarafından şablonlama yapıldı. Şablonlamada elde edilen kısaltma miktarı, asetabular komponent ve femoral komponent boyutları kaydedildi.

Elde edilen şablonlamaya ait kayıtlar, gerçekte kullanılan protez boyutları ve uygulanan kısaltma miktarları ile karşılaştırılarak şablonlama doğruluğu istatistiksel olarak incelendi. Uygulayıcılar arası uyumada istatistiksel olarak bakıldı.

Magnifikasyon değerinin belirlenmesi

Geleneksel yöntemde, şablonlanacak materyal standart olarak %115 veya %120 magnifikasyon oranına sahip transparan asetat kağıtlarına basılı şekilde olurdu ve bunlar manuel olarak basılmış radyografilerin üzerinde uygulanırdı[127]. Radyografiler dijital ortama aktarılınca, artık bu standart magnifikasyon oranlarına sahip transparan asetatlar kullanılamazdı, çünkü bu tür dijital görüntüler, herhangi bir boyuttaki bir bilgisayar ekranında görüntülenebilir ve gerçek boyutları referans gösterilmeden serbestçe ölçeklendirilebilirdi. Bundan dolayı; dijital preoperatif planlamada, radyografide ve dijital şablonlarda gösterilen boyutları ölçeklendirmek için, dijital görüntü kalibre edilmelidir. Bu amaca yönelik olarak bir çok çalışma yapılmış ve farklı yöntemler tanımlanmıştır.

Hastanemizde çekilen Pelvis AP grafileri, supin pozisyonda standart olarak kaset ve tüp arası mesafe 115 cm olacak şekilde çekilmektedir. (SHIMADZU Collimator type R-300) Franken ve ark[127] yaptıkları çalışmada en doğru metodu sabit alınmış magnifikasyon değerinde yapılmış şablonlamada bulmuşlardır.

Bu amaçla, daha önce kalça artroplastisi yapılmış, asetabular komponentin boyutlarının bilindiği 25 hasta seçildi. Uygun çekilmiş ameliyat sonrası grafileri üzerinden, bilenen asetabular komponent boyuna göre ölçeklendirilerek magnifikasyon değeri belirlendi. Bu değer çalışmamızdaki şablonlamalar için

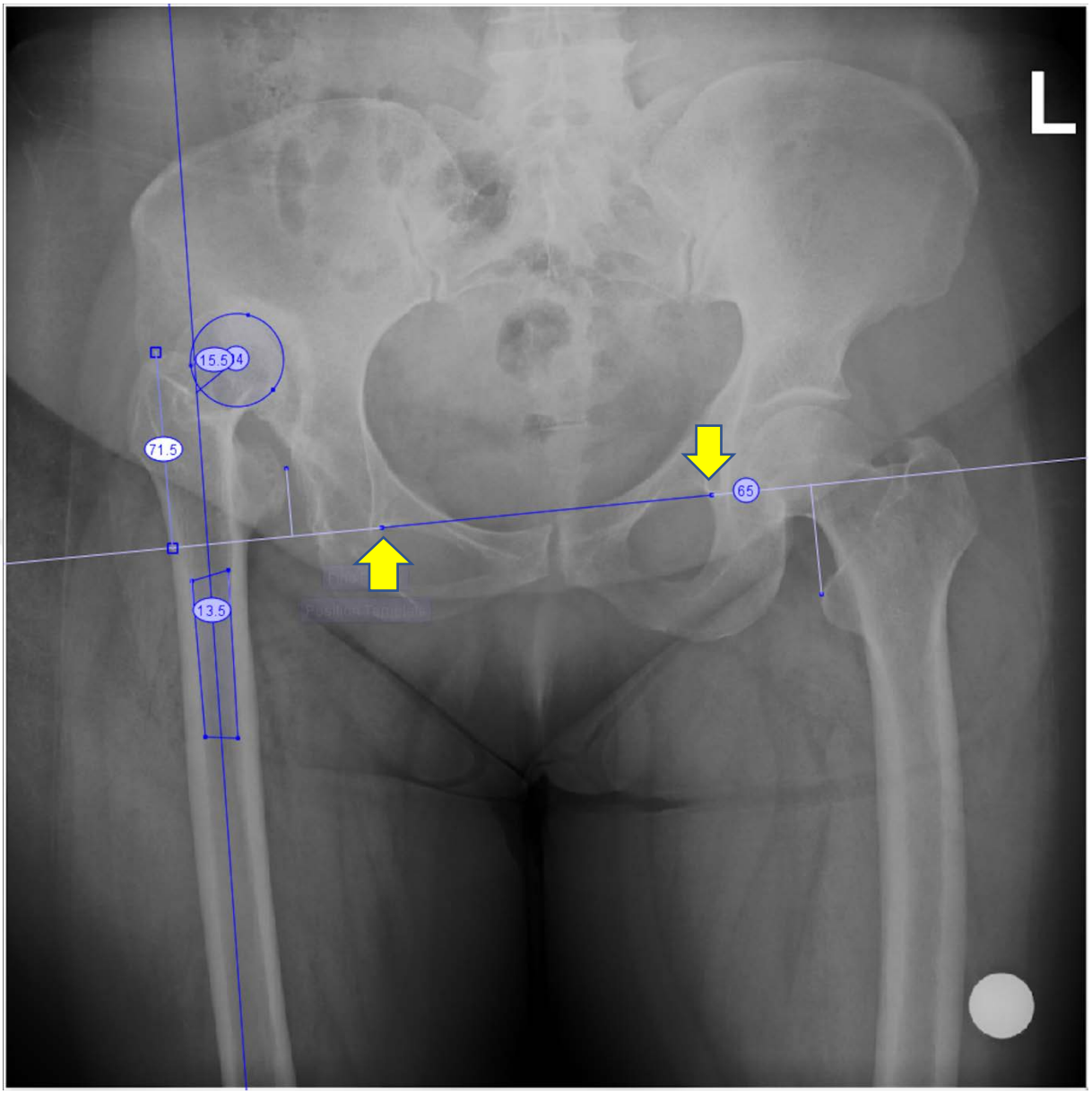
magnifikasyon değeri olarak kullanıldı. Sabit magnifikasyon oranı 116,81±1,85 olarak çıktı. Tüm hastalarda magnifikasyon değeri %116,81 olarak alındı.

Pelvis aksının belirlenmesi

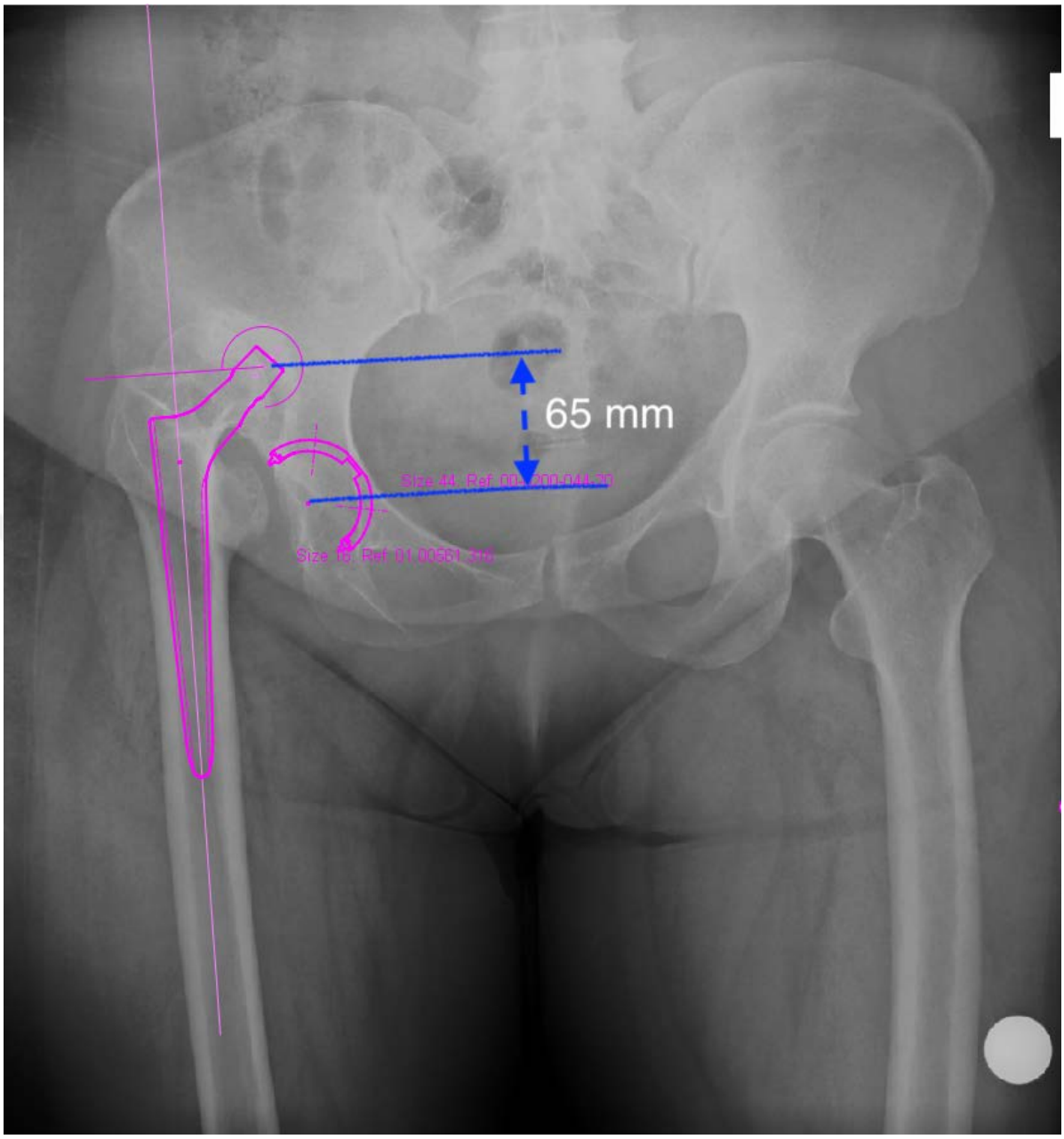
Pelvis aksının belirlenmesi sağ ve sol bacak uzunluğunun kıyaslanmasını sağlayabildiği için önemlidir. Pelvis oryantasyonunu belirlemek için bir çok önemli nokta vardır. Bunlar; gözyaşı figürü, iskiyal tuberosit, obturator foramen ve büyük siyatik çentiktir. Bunlar arasında en önemlisi; AP pelvis grafisinde genellikle görülen gözyaşı figürüdür. Bizde pelvis aksını belirlemek için, çalışmamızda gözyaşı figürleri arasında çizilen çizgiyi kulandık (Şekil 36).

Kısaltma miktarının belirlenmesi

Femur kısaltma miktarının belirlenmesi amacı ile pelvis AP grafi üzerinden anatomik boy düşünülerek hesaplama yapıldı. Buna göre; öncelikle asetabular komponent gerçek konumuna şablonlandı. Daha sonra hiç ostoeomi yapmayacakmış gibi femoral komponent şablonlandı. Femoral komponent şablonlandıktan sonra femur başı orta noktası ile asetabular komponent eklem rotasyon merkezi arası uzaklık program yardımı ile otomatik hesaplandı. 3,5 cm den daha fazla olacak uzamanın, nörovasküler yaralanma açısından risk oluşturacağı kabul edildi. Buna göre yapılacak en fazla uzatma 3,5 cm olmalıydı. Bu amaçla, bulunan uzunluk farkından 3,5 cm çıkarılarak, yapılacak olan kısaltma miktarı elde edildi (Şekil 37).



Şekil 36: *Pelvik aks belirlenmesi.*



Şekil 37: *Kısaltma miktarı belirlenmesi. En fazla 3,5 cm uzatma yapabiliriz. 65mm-35mm=30mm kısaltma miktarımız.*

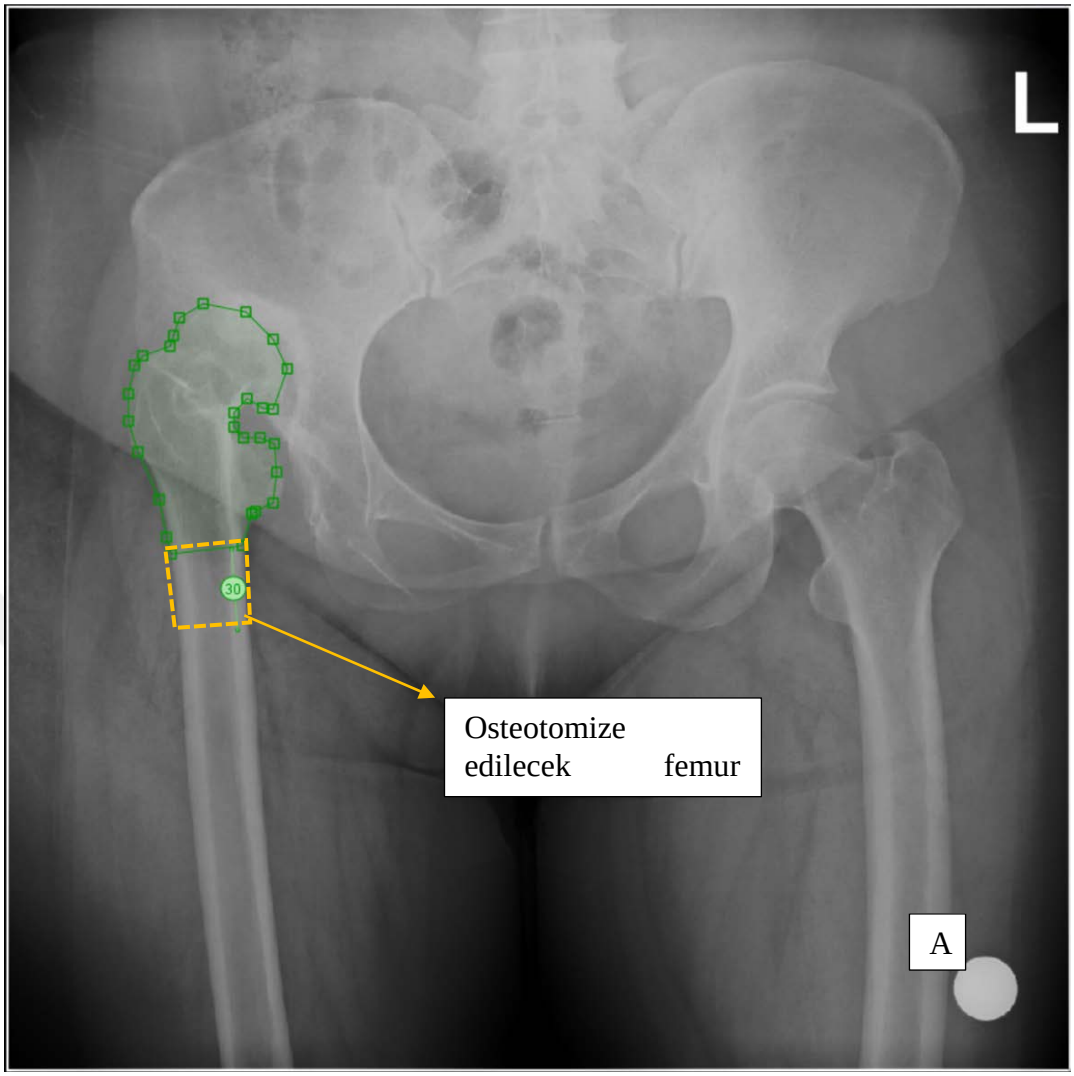
Asetabular komponent şablonlaması

Asetabular komponent gerçek yerine konumlandırıldı. Doğru yerleşimi için gözyaşı figürü kullanıldı. Asetabular kap inferior sınırı gözyaşı figürü hizasında, medial sınırı Kohler çizgisine dayanacak şekilde, abduksiyon(inklinasyon) açısı ise 40-45 derece olacak şekilde asetabulum şablonlaması planlandı (Şekil 40). Asetabular komponent boyutu, yeterli örtümü sağlayacak en az kemik rimerizasyonu yapılacağı düşünülerek belirlendi.

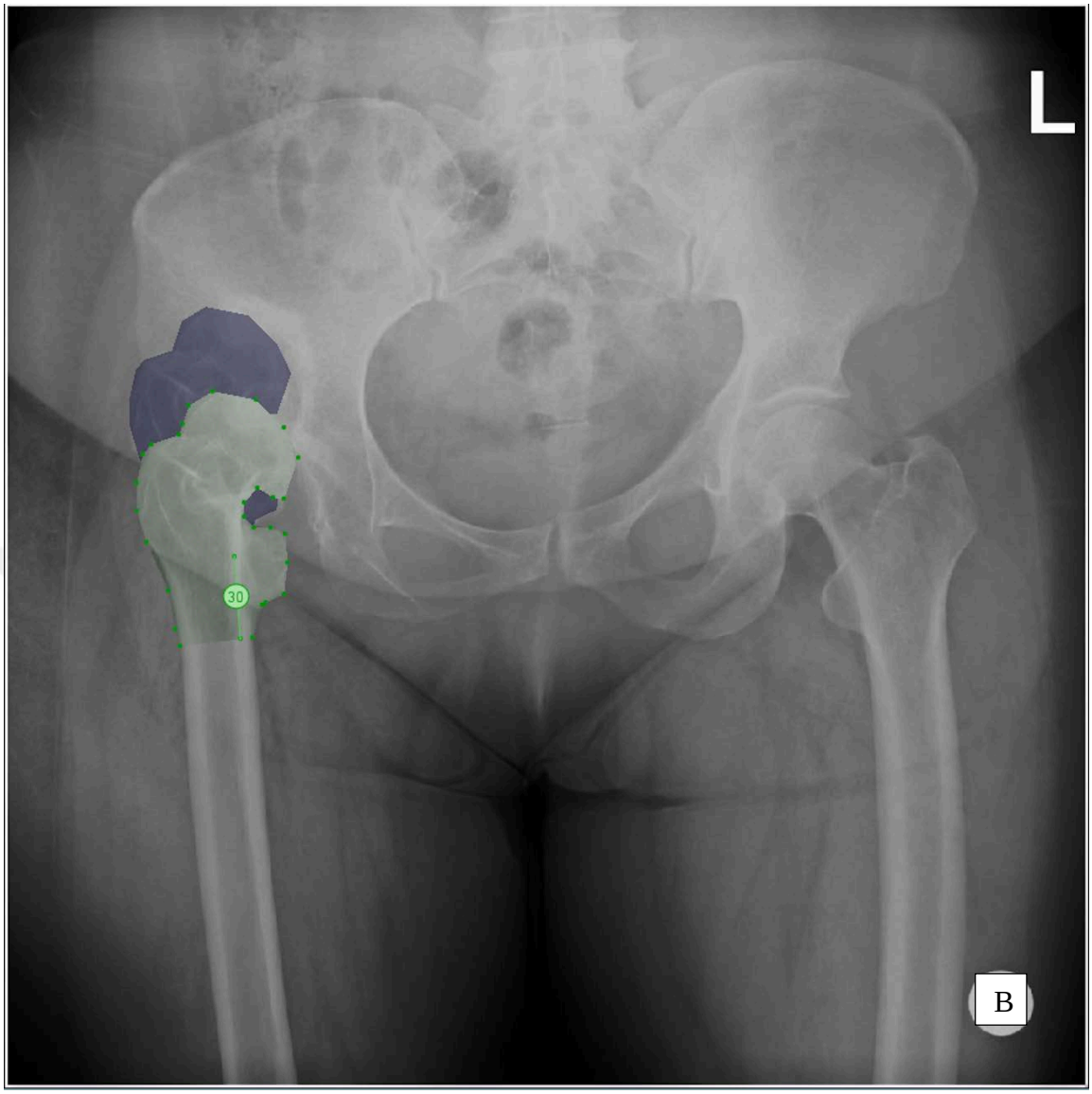
Femoral komponent şablonlaması

Vakaların hepsinde subtrokanterik transvers osteotomi yapılmıştı. Buna uygun şekilde şablonlamada da subtrokanterik transvers osteotomi planlandı. Osteotomi trokanter minörün yaklaşık 1 cm inferiorundan yapıldı (Şekil 38). Belirlenen kısaltma miktarı kadar proksimal femur, medulla geometrisi bozulmayacak şekilde inferiora kaydırıldı (Şekil 39). Vertikal ve lateral ofset belirlenirken bacak uzama miktarının 3,5 cm'i aşmamasına dikkat edildi.

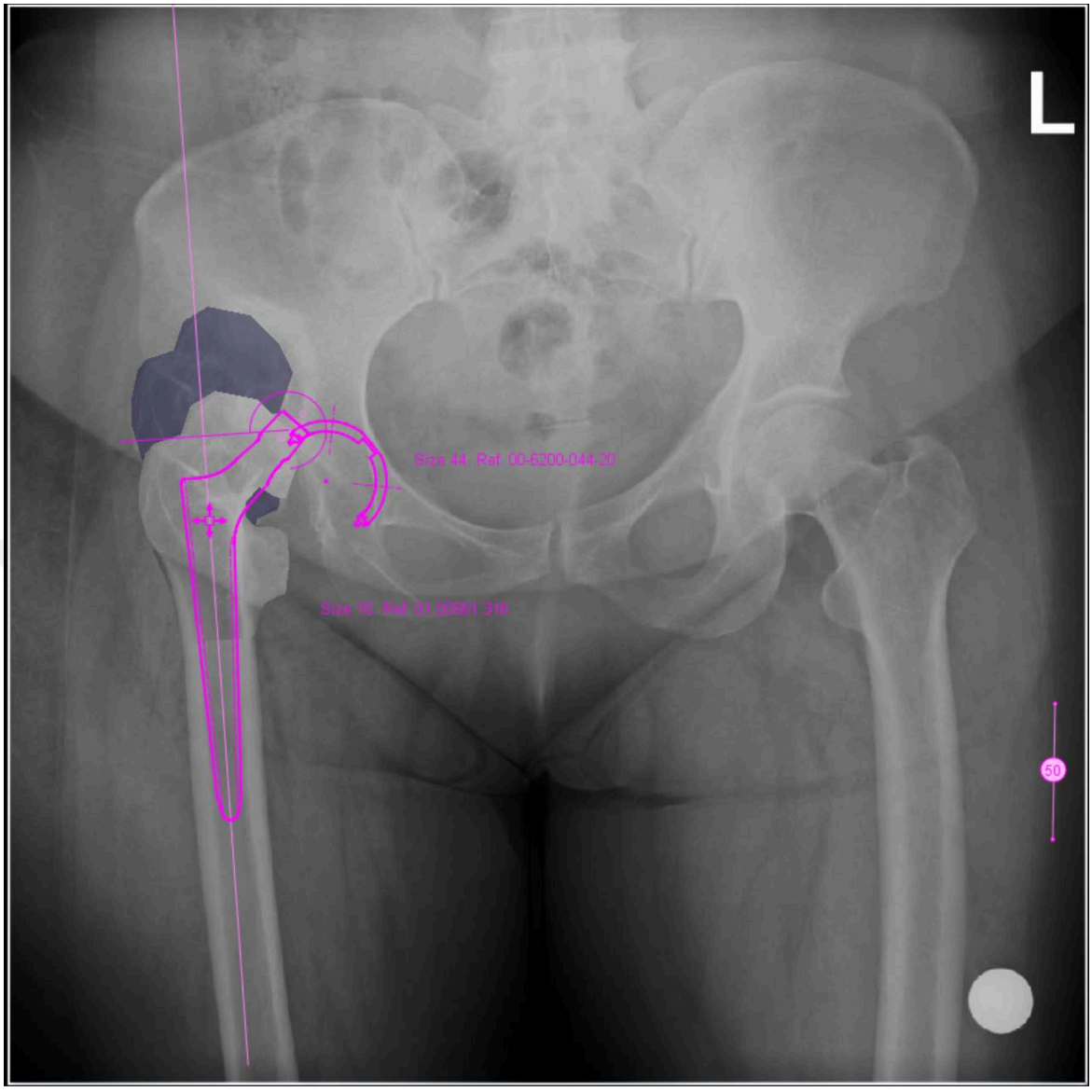
Femur anatomisi göz önüne alındığında, femur ostoeomi proksimalinde kalan medulla, osteotomi distalindekine göre daha geniş olacaktır. Femoral komponentin büyük ölçüde distalden tutunanacağı düşünülerek, kısaltma distalindeki medullar kanal içine tam oturacak, endosteal yüzeyle tam temaslı olacak en iyi boyuttaki femoral komponent seçildi.



Şekil 38: *Subtrokanterik transvers osteotomi hattının belirlenmesi ve proksimal femur seçimi.*



Şekil 39: *Proksimal femurun belirlenen kısaltma miktarı kadar inferiora taşınması.*



Şekil 40: *Asetabular ve femoral komponentin uygun şekilde seçilmesi*

İstatistiksel Yöntem

Sürekli değişkenlerin tanımlayıcı istatistikleri ortalama ve standart sapma, kategorik değişkenlerin tanımlayıcı istatistikleri ise frekans ve yüzde ile ifade edilmiştir. Kısaltma miktarları arasındaki uyumu ölçmek için sınıf içi korelasyon katsayıları hesaplanmıştır. Asetablum boyutu, femur boyutu ve femur baş ölçümleri arasındaki uyum ise Kappa katsayısı (κ) ile ifade edilmiştir. Verilerin analizi SPSS 21 paket programında yapılmıştır. İstatistik anlamlılık seviyesi 0,05 olarak alınmıştır.

4. BULGULAR

Sağlık Bilimleri Üniversitesi Metin Sabancı Baltalimanı Eğitim ve Araştırma Hastanesi Ortopedi ve Travmatoloji kliniğinde, 2016-2019 yılları arasında GKD zeminde Crowe Tip 4 koksartroz nedeni ile artroplasti ameliyatı yapılan hastalar geriye dönük olarak tarandı ve dahil edilme kriterlerine sahip olan 47 hastanın 50 kalçası çalışmamızda kullanıldı.

Çalışmamızdaki hastaların yaşı ortalama 46,12±9,31 yıl olarak bulunmuştur. Hastalar 45 kadın 2 erkekten oluşmaktadır. Çalışmamızda 29 sağ, 21 sol kalça incelenmiştir (Tablo 2).

	Ort±SS	Min-Maks
Yaş	46,12±9,31	21-69
Taraf	n	%
Sağ	29	58,0
Sol	21	42,0

Tablo 2: *Yaş ve taraf özellikleri*

Kalça cerrahisi üzerine en az 5 yıl tecrübesi bulanan Ortopedi Uzmanı (U) tarafından yapılan şablonlamaların sonuçları;

		Gerçek Asetabulum Boyutu							
		40		42		44		48	
		n	%	n	%	n	%	n	%
Şablon(U) Asetabulum Boyutu	40	1	20,0	1	100,0	0	0,0	0	0,0
	42	2	40,0	0	0,0	1	2,6	0	0,0
	44	2	40,0	0	0,0	36	94,7	3	50,0
	46	0	0,0	0	0,0	0	0,0	3	50,0
	48	0	0,0	0	0,0	1	2,6	0	0,0
Toplam		5	100,0	1	100,0	38	100,0	6	100,0

Tablo 3: *Tecrübeli Uzman tarafından yapılan Asetabulum şablonlamasının gerçek değerler ile uyumunun değerlendirilmesi*

Gerçek asetabulum boyutu ile tecrübeli uzman şablon asetabulum boyutu arasında istatistiksel olarak anlamlı zayıf düzeyde uyum vardır (κ=0,296;p<0,001).

		Gerçek Femur Boyutu													
		13		14		15		16		17		18		19	
		n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%
Normal Şablon(U)	13	3	100,0	1	20,0	0	0,0	0	0,0	0	0,0	0	0,0	0	0,0
	14	0	0,0	4	80,0	3	42,9	2	14,3	0	0,0	0	0,0	0	0,0
	15	0	0,0	0	0,0	3	42,9	7	50,0	1	33,3	1	20,0	0	0,0
	16	0	0,0	0	0,0	1	14,3	5	35,7	1	33,3	1	20,0	0	0,0
	17	0	0,0	0	0,0	0	0,0	0	0,0	1	33,3	2	40,0	0	0,0
	18	0	0,0	0	0,0	0	0,0	0	0,0	0	0,0	1	20,0	1	50,0
	19	0	0,0	0	0,0	0	0,0	0	0,0	0	0,0	0	0,0	1	50,0
Fissür Şablon(U)	13	0	0,0	1	100,0	1	100,0	0	0,0	2	28,6	0	0,0	0	0,0
	14	0	0,0	0	0,0	0	0,0	1	100,0	3	42,9	0	0,0	0	0,0
	15	0	0,0	0	0,0	0	0,0	0	0,0	1	14,3	0	0,0	0	0,0
	16	0	0,0	0	0,0	0	0,0	0	0,0	1	14,3	0	0,0	0	0,0
	17	0	0,0	0	0,0	0	0,0	0	0,0	0	0,0	1	100,0	0	0,0

Tablo 4: *Tecrübeli Uzman tarafından yapılan Femur şablonlamasının gerçek değerler ile uyumunun değerlendirilmesi*

Bu tabloda Normal satırında; femurda intraoperatif dönemde, femur osteotomi hattının distalinde fissür oluşmayan vakaları görmekteyiz. Fissür satırında ise intraoperatif deönemde femur osteotomi hattının distalinde fissür gelişen vakaları görmekteyiz.

Normal olanlarda gerçek femoral komponent boyutu ile Şablon(U) femoral komponent boyutu arasında istatistiksel olarak anlamlı zayıf düzeyde uyum vardır (κ=0,343;p<0,001).

Fissür olanlarda gerçek femoral komponent boyutu ile Şablon(U) femoral komponent boyutu arasında istatistiksel olarak anlamlı anlamlı bir uyum yoktur (κ=0,120;p=0,142).

		Gerçek Femur Baş Boyutu					
		22		28		32	
		n	%	n	%	n	%
Şablon(U) Femur Baş	22	4	50,0	1	2,6	0	0,0
	28	2	25,0	36	94,7	6	100,0
	32	0	0,0	1	2,6	0	0,0
Toplam		6	100,0	38	100,0	6	100,0

Tablo 5: *Tecrübeli Uzman tarafından yapılan Femur Baş şablonlamasının gerçek değerler ile uyumunun değerlendirilmesi*

Normal olanlarda gerçek femur baş boyutu ile şablon(U) femur baş boyutu arasında istatistiksel olarak anlamlı orta düzeyde uyum vardır (κ=0,369;p<0,001).

	Tam uyum		-1/+1		-2/+2		3		4	
	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%
Asetabulum boyutu	37	74	7	14	6	12				
Femur baş	40	80	10	20						
Femur boyutu (normal)	18	46,2	16	41,1	4	10,3	1	2,6		
Femur boyutu (fissür)	0	0	3	27,3	3	27,3	3	27,3	2	18,2

Tablo 6: *Tecrübeli Uzman tarafından yapılan şablonlamaların aynı tabloda değerlendirilmesi*

	Tam uyum		-1/+1		-2/+2	
	n	%	n	%	n	%
Asetabulum boyutu	37	74	44	88	50	100

Femur baş	40	80	50	100		
Femur boyutu (normal)	18	46,2	34	87,3	38	99,6
Femur boyutu (fissür)	0	0	3	27,3	6	54,6

Tablo 7: *Tecrübeli Uzman tarafından yapılan şablonlamaların aynı tabloda değerlendirilmesi*

Tecrübeli uzman tarafından yapılan şablonlamada seçilen Asetabulum boyutunda %74 gerçekle tam uyum, bir boy küçük veya bir boy büyük (-1/+1) seçilerek şablonlananlarda %88 uyum tespit edilmiştir. Femoral komponent boyutlarında fissür gelişmeyen vakalarda %46,2 tam uyum, bir boy küçük ve bir boy büyük seçilerek şablonlananlarda ise %87,3 uyum tespit edilmiştir. (Tablo 7) Asetabulum şablonlamasında %10 gerçek boyuttan büyük şablonlanmış, %16 gerçek boyuttan küçük şablonlanmış (Tablo 8). Femoral komponent şablonlamasında femurda osteotomi distalinde fissür gelişen vakaların tamamında, gerçekte şablona göre daha büyük boy komponent kullanılmıştır (Tablo 9).

Uzman	Gerçek değer-Şablon(U) farkı	n	%
Asetabulum	-4,00	3	6,0
	-2,00	2	4,0
	,00	37	74,0
	2,00	5	10,0
	4,00	3	6,0
	Total	50	100,0

Tablo 8: *Tecrübeli Uzman şablonlamasında Asetabular komponent büyük-küçük boy değerlendirmesi*

Uzman	Gerçek değer-Şablon(U) farkı	n	%
Femur boyutu Normal	-1,00	1	2,6
	,00	18	46,2
	1,00	15	38,5
	2,00	4	10,3
	3,00	1	2,6
	Total	39	100,0
	1,00	3	27,3

Femur boyutu Fissür	2,00	3	27,3
	3,00	3	27,3
	4,00	2	18,2
	Total	11	100,0

Tablo 9: *Tecrübeli Uzman şablonlamasında Femoral komponent büyük-küçük boy değerlendirmesi*

Uzman	Gerçek değer-Şablon(U) farkı	n	%
Femur baş	-6,00	2	4,0
	-4,00	1	2,0
	,00	40	80,0
	4,00	6	12,0
	6,00	1	2,0
	Total	50	100,0

Tablo 10: *Tecrübeli Uzman şablonlamasında Femur başı büyük-küçük boy değerlendirmesi*

Kıdemli Ortopedi Asistanı (A) tarafından yapılan şablonlamaların sonuçları;

		Gerçek Asetabulum Boyutu							
		40		42		44		48	
		n	%	n	%	n	%	n	%
Şablon(A) asetabulum boyutu	40	2	40.00	0	0.00	10	26.32	3	50.00
	42	1	20.00	1	100.00	7	18.42	0	0.00
	44	2	40.00	0	0.00	19	50.00	2	33.33
	46	0	0.00	0	0.00	0	0.00	1	16.67
	48	0	0.00	0	0.00	2	5.26	0	0.00

Toplam	5	100.00	1	100.00	38	100.00	6	100.00

Tablo 11: *Kıdemli Asistan tarafından yapılan Asetabulum şablonlamasının gerçek değerler ile uyumunun değerlendirilmesi*

Kıdemli asistan şablonlamasında gerçek asetabular komponent boyutu ile şablonlanan(A) asetabular komponent boyutu arasında istatistiksel olarak anlamlı bir uyum yoktur (κ=0,085;p=0,241).

		Gerçek Femur Boyutu													
		13		14		15		16		17		18		19	
		n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%
Normal Şablon(A)	13	3	100,0	3	60,0	3	42,9	2	14,3	0	0,0	0	0,0	0	0,0
	14	0	0,0	0	0,0	2	28,6	7	50,0	1	33,3	0	0,0	0	0,0
	15	0	0,0	2	40,0	1	14,3	3	21,4	1	33,3	1	20,0	0	0,0
	16	0	0,0	0	0,0	1	14,3	2	14,3	1	33,3	3	60,0	0	0,0
	18	0	0,0	0	0,0	0	0,0	0	0,0	0	0,0	1	20,0	1	50,0
	20	0	0,0	0	0,0	0	0,0	0	0,0	0	0,0	0	0,0	1	50,0
Fissür Şablon(A)	13	0	0,0	0	0,0	1	100,0	0	0,0	2	28,6	0	0,0	0	0,0
	14	0	0,0	1	100,0	0	0,0	0	0,0	3	42,9	0	0,0	0	0,0
	15	0	0,0	0	0,0	0	0,0	1	100,0	1	14,3	0	0,0	0	0,0
	17	0	0,0	0	0,0	0	0,0	0	0,0	1	14,3	1	100,0	0	0,0

Tablo 12: *Kıdemli Asistan tarafından yapılan Femur şablonlamasının gerçek değerler ile uyumunun değerlendirilmesi*

Kıdemli asistan şablonlamasında femur osteotomi distalinde fissür gelişmeyen(Normal) grupta gerçek femur boyutu ile şablon(A) femur boyutu arasında istatistiksel olarak anlamlı bir uyum yoktur (κ=0,020;p=0,756).

Kıdemli asistan şablonlamasında femur osteotomi distalinde fissür gelişen(Fissür) grupta gerçek femur boyutu ile şablon(A) femur boyutu arasında istatistiksel olarak anlamlı bir uyum yoktur (κ=0,020;p=0,845).

		Gerçek Femur Baş					
		22		28		32	
		n	%	n	%	n	%
Şablon	22	4	66.67	17	44.74	3	50.00

Femur	28	2	33.33	19	50.00	3	50.00
Baş	32	0	0.00	2	5.26	0	0.00
Toplam		6	100.00	38	100.00	6	100.00

Tablo 13: *Kıdemli Asistan tarafından yapılan Femur Başı şablonlamasının gerçek değerler ile uyumunun değerlendirilmesi*

Kıdemli asistan şablonlamasında gerçek femur baş boyutu ile şablon(A) femur baş boyutu arasında istatistiksel olarak anlamlı bir uyum yoktur (κ=0,057;p=0,507).

	Tam uyum		-1/+1		-2/+2		3		4	
	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%
Asetabulum boyutu	22	44	9	18	16	32			3	9
Femur baş	23	46	24	48	3	6				
Femur size (normal)	7	17,9	14	35,9	14	35,9	4	10,3	0	
Femur size (fissür)	2	18,2	2	18,2	2	18,2	3	27,3	2	18,2

Tablo 14: *Kıdemli Asistan tarafından yapılan şablonlamaların aynı tabloda değerlendirilmesi*

	Tam uyum		-1/+1		-2/+2	
	n	%	n	%	n	%
Asetabulum boyutu	22	44	31	62	47	94
Femur baş	23	46	47	94	50	100
Femur boyutu (normal)	7	17,9	21	53,8	35	89,7
Femur boyutu (fissür)	2	18,2	4	36,4	6	54,5

Tablo 15: *Kıdemli Asistan tarafından yapılan şablonlamaların aynı tabloda değerlendirilmesi*

Kıdemli asistan tarafından yapılan şablonlamada(A) seçilen Asetabulum boyutunda %44 gerçekle tam uyum, bir boy küçük veya bir boy büyük (-1/+1)

seçilerek şablonlananlarda %62 uyum, -2/+2 seçilerek şablonlananlarda %94 uyum tespit edilmiştir. Femoral komponent boyutlarında fissür gelişmeyen vakalarda %17,9 tam uyum, bir boy küçük ve bir boy büyük (-1/+1) seçilerek şablonlananlarda ise %53,8 uyum, -2/+2 seçilerek şablonlananlarda ise %89,7 uyum tespit edilmiştir. (Tablo 15) Asetabulum şablonlamasında(A) %10 gerçek boyuttan büyük şablonlanmış, %36 gerçek boyuttan küçük şablonlanmıştır (Tablo 16). Femoral komponent şablonlamasında femurda osteotomi distalinde fissür gelişen vakaların %81,8 inde gerçekte şablona göre daha büyük boy komponent kullanılmıştır (Tablo 17). Fissür gelişmemiş olan vakalarda ise femoral komponentlerin %71,8 i gerçekte kullanılana göre daha küçük şablonlanmıştır.

Asistan	Gerçek değer-Şablon(A) farkı	n	%
Asetabulum	-4,00	4	8,0
	-2,00	1	2,0
	,00	22	44,0
	2,00	8	16,0
	4,00	12	24,0
	8,00	3	6,0
	Total	50	100,0

Tablo 16: *Kıdemli Asistan şablonlamasında Asetabular komponent büyük-küçük boy değerlendirmesi*

Asistan	Gerçek değer-Şablon(A) farkı	n	%
Femur boyutu Normal	-1,00	4	10,3
	,00	7	17,9
	1,00	10	25,6
	2,00	14	35,9
	3,00	4	10,3
	Total	39	100,0
Femur boyutu Fissür	,00	2	18,2
	1,00	2	18,2

	2,00	2	18,2
	3,00	3	27,3
	4,00	2	18,2
	Total	11	100,0

Tablo 17: *Kıdemli Asistan şablonlamasında Femoral komponent büyük-küçük boy değerlendirmesi*

Asistan	Gerçek değer-Şablon(A) farkı	n	%
Femur baş	-6,00	2	4,0
	-4,00	2	4,0
	,00	23	46,0
	4,00	3	6,0
	6,00	17	34,0
	10,00	3	6,0
	Total	50	100,0

Tablo 18: *Kıdemli Asistan şablonlamasında Femur başı büyük-küçük boy değerlendirmesi*

Uzman-Asistan-Gerçek değer karşılaştırılması;

	Ort±SS	Min-Maks
Şablon Kısaltma Miktarı (mm) (Asistan)	28.78±10.19	10-55
Şablon Kısaltma Miktarı (mm) (Uzman)	28.80±8.54	14-55
Gerçek Kısaltma miktarı(mm)	30.20±7.00	15-45

Tablo 19: *Kısaltma miktarı ortalamaları*

Kısaltma miktarı	Sınıf içi korelasyon (%95 güven aralığı)	p
Şablon(A) & Şablon(U)	0,978 (0,962-0,988)	<0,001
Şablon(A) & Gerçek değer	0,571 (0,245-0,757)	0,002
Şablon(U) & Gerçek değer	0,708 (0,486-0,834)	<0,001

Tablo 20: *Kısaltma miktarı uyumları*

Kıdemli asistan şablon kısaltma miktarı (mm) ile tecrübeli uzman şablon kısaltma miktarı (mm) arasında çok yüksek derecede uyum tespit edilmiştir.

Kıdemli asistan şablon kısaltma miktarı (mm) ile gerçek kısaltma miktarı (mm) arasında orta derecede uyum tespit edilmiştir.

Tecrübeli uzman şablon kısaltma miktarı (mm) ile gerçek kısaltma miktarı (mm) arasında yüksek derecede uyum tespit edilmiştir.

Asetablum boyutu		Şablon(A)									
		40		42		44		46		48	
		n	%	n	%	n	%	n	%	n	%
Şablon(U)	40	1	6,7	1	11,1	0	0,0	0	0,0	0	0,0
	42	1	6,7	1	11,1	1	4,3	0	0,0	0	0,0
	44	11	73,3	7	77,8	22	95,7	0	0,0	1	50,0
	46	2	13,3	0	0,0	0	0,0	1	100,0	0	0,0
	48	0	0,0	0	0,0	0	0,0	0	0,0	1	50,0

Tablo 21: *Tecrübeli Uzman ve Kıdemli Asistan asetabulum şablonlamasının karşılaştırılması*

Kıdemli asistan tarafından şablonlanan asetabulum boyutu ile tecrübeli uzman tarafından şablonlanan asetablum boyutu arasında çok zayıf düzeyde bir uyum vardır (κ=0,197;p=0,002).

Femur boyutu		Şablon(A)													
		13		14		15		16		17		18		20	
		n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%
Normal Şablon(U)	13	4	36,4	0	0,0	0	0,0	0	0,0	0	0,0	0	0,0	0	0,0
	14	5	45,5	2	20,0	2	25,0	0	0,0	0	0,0	0	0,0	0	0,0
	15	1	9,1	6	60,0	5	62,5	0	0,0	0	0,0	0	0,0	0	0,0
	16	1	9,1	2	20,0	1	12,5	4	57,1	0	0,0	0	0,0	0	0,0
	17	0	0,0	0	0,0	0	0,0	3	42,9	0	0,0	0	0,0	0	0,0
	18	0	0,0	0	0,0	0	0,0	0	0,0	0	0,0	2	100,0	0	0,0

		19	0	0,0	0	0,0	0	0,0	0	0,0	0	0,0	0	0,0	1	100,0
		13	3	100,0	1	25,0	0	0,0	0	0,0	0	0,0	0	0,0	0	0,0
		14	0	0,0	3	75,0	1	50,0	0	0,0	0	0,0	0	0,0	0	0,0
Fissür	Şablon(U)	15	0	0,0	0	0,0	1	50,0	0	0,0	0	0,0	0	0,0	0	0,0
		16	0	0,0	0	0,0	0	0,0	0	0,0	1	50,0	0	0,0	0	0,0
		17	0	0,0	0	0,0	0	0,0	0	0,0	1	50,0	0	0,0	0	0,0

Tablo 22: *Tecrübeli Uzman ve Kıdemli Asistan femur şablonlamasının karşılaştırılması*

Normal grupta kıdemli asistan tarafından şablonlanan femur boyutu ile tecrübeli uzman tarafından şablonlanan femur boyutu arasında istatistiksel olarak anlamlı zayıf düzeyde uyum vardır (κ=0,303;p<0,001).

Fissür grubunda kıdemli asistan tarafından şablonlanan femur boyutu ile tecrübeli uzman tarafından şablonlanan femur boyutu arasında istatistiksel olarak anlamlı iyi düzeyde uyum vardır (κ=0,629;p<0,001).

Femur baş		Şablon(A)					
		22		28		32	
		n	%	n	%	n	%
	22	4	16,7	1	4,2	0	0,0
Şablon(U)	28	20	83,3	23	95,8	1	50,0
	32	0	0,0	0	0,0	1	50,0

Tablo 23: *Tecrübeli Uzman ve Kıdemli Asistan femur başı şablonlamasının karşılaştırılması*

Kıdemli asistan tarafından şablonlanan Femur baş ile Tecrübeli uzman tarafından şablonlanan Femur baş arasında istatistiksel olarak anlamlı çok zayıf düzeyde bir uyum vardır (κ=0,168;p=0,037).

5. TARTIŞMA

Gelişimsel kalça displazisi dünyada sıklıkla görülen, ülkemizdeki sıklığı da dünya ortalamasının üzerinde olan bir hastalıktır[1]. Gelişimsel kalça displazisi, son yıllarda hastalığın yaygın olarak bilinmesi ve ultrasonografi gibi tanı araçlarının rutin taramada kullanılmasıyla ülkemizde de çok erken yaşlarda teşhis ve tedavi edilmektedir[2]. Son yıllarda böyle sevindirici gelişmeler olsa da gelişimsel kalça displazisinin sıklıkla görüldüğü ülkelerde erişkin yaşlarda ihmal edilmiş gelişimsel kalça displazili hastalarla sıklıkla karşılaşmaktayız[3].

Yüksekte kalça çıkıklı hastaların cerrahi tedavisinde günümüzde en sık uygulanan yöntem hasta memnuniyetinin de yüksek olduğu kısaltmalı total kalça artroplastisidir. Bu yöntem hastalığın patoanatomik özellikleri nedeniyle cerrahi teknik açısından göreceli olarak daha zordur ve komplikasyon oranları da düşük değildir[128].

Kemik ve yumuşak doku deformiteleri ve geçirilmiş ameliyatlara bağlı deformitelerin neden olduğu sorunlar, uzun yıllar boyunca, Crowe Tip 3 ve Tip 4 kalçalarda protez uygulamalarından kaçınılmasına neden olmuştur[20]. Yıllar içerisinde endüstrinin gelişmesi ile tüm kalça osteoartriti vakalarında olduğu gibi yüksekte displasik vakalarda da total kalça artroplastileri genç yaşlarda uygulanmaya başlamıştır[122]. Bununla beraber bu yüksekte kalça çıkıklı hastalarda kalça artroplastisi uygulaması primer osteoartritlerdeki uygulamaya kıyasla oldukça farklılık göstermektedir. Femurun proksimale migrasyonu ile kemik ve yumuşak dokularda meydana gelen anatomik ve biyomekanik değişiklikler, artroplasti uygulamasını teknik açıdan oldukça zorlaştırır ve birçok komplikasyona daha açık hale getirir[30]. Gelişimsel kalça displazili hastalarda uygulanan total kalça

artroplastisinde amaç; stabil, uzun ömürlü, ağrısız ve fonksiyonel bir kalça eklemi elde etmektir. Femur ve asetabulumda, displaziye sekonder gelişmiş kemiksel değişiklikler ve çevre yumuşak dokulardaki patolojilerin giderilme şekli ve uygulamalarda olan çeşitlilik, tartışmaların devam etmesine sebep olmaktadır. Kullanılacak insizyonun tipinden asetabulumun rekonstrüksiyonuna, femoral rekonstrüksiyonda yapılacak osteotomi, kullanılacak protez tipine kadar birçok konuda literatürde net bir fikir birliği yoktur[122, 129].

Herhangi bir cerrahi prosedür için cerrahi planlama çok önemlidir. GKD zemininde gelişmiş olan koksartrozlarda hem patoanatomide hemde cerrahi tedavi yöntemlerinde bu kadar çeşitlilik olması, preoperatif planlamayı daha da önemli hale getirmektedir. Amerika Birleşik Devletleri'nde yapılmış olan prospektif bir çalışmada, planlanmadan ve acil şekilde yapılan kalça artroplastilerinde hastanede kalış süresinin daha yüksek olduğu ve cerrahi maliyetin arttığı gösterilmiştir[130].

Başarılı bir cerrahi için implantların uygun seçilmesi gereklidir, böylece kalça eklemi biyomekanik ve biyolojik olarak en uygun haline getirebilir. Cerrah, yapacağı preoperatif şablonlama ile hangi boyutta protez kullanacağını ve protezi en uygun fonksiyon için hangi konumda yerleştireceğini belirleyebilir. Preoperatif planlama ayrıca implante edilen protezin zaman için gevşeme olasılığını azaltır[131]. Dahası, doğru yapılmış preoperatif şablonlama bacak boy eşitsizliğine bağlı komplikasyonların ve periprostetik kırıkların azaltılması bakımından son derece önemlidir[132–136]. Bacak boy eşitsizliği Crowe Tip 4 koksartrozu olan hastalar için önemli bir problemdir. Aynı şekilde femur medullasının normale göre daha dar yapıda olmasıda periprostetik kırık açısından dikkatli olmayı gerektirmektedir. Bu bakımdan Crowe tip 4 koksartrozlarda preoperatif planlama daha önemli hale gelmektedir[7].

Dijital preoperatif planlama cerraha elektronik ortamda kullanacağı şablonu seçip görüntü üzerine aktarmaya olanak sağlar. Cerrah daha sonra kritik olan gerekli ölçümleri oluşturduğu şablon üzerinde yapabilir. Dijital preoperatif planlama hızlı, tam uyumlu ve düşük maliyetlidir. Aynı zamanda şablonlamanın arşivde kalıcı olmasını sağlar[6].

Kalça artroplastisinde başarılı rekonstrüksiyon, uygun boyutta iyi seçilmiş implantlarla intraoperatif veya postoperatif komplikasyonlardan kaçınılarak uzun süre fonksiyon sağlamaya ve kalçanın normal biyomekaniğine restorasyonuna dayanır[6].

Biyomekanik bakış açısından, başarılı kalça fonksiyonu kasların eklem rotasyon merkezine göre doğru konumlanmasına bağlıdır[137]. Özellikle bu, cerrahi sonrası bacak boy eşitliğinin ve ofsetin sağlanması anlamına gelir. Kalça artrozu olan bir çok hastanın bacak boy eşitsizliği mevcuttur. Kalça eklemindeki kıkırdak kartilajın erozyonu nedeniyle milimetrik kısalık oluşur. (GKD zemininde gelişmemiş olan artrozlar) Bundan dolayı kalça artroplastisinin bir amacı bacak boy eşitliğini sağlamaktır, bu şekilde kalçanın orijinal biyomekaniği sağlanarak en iyi fonksiyon elde edilecektir. Eğer varsa bacak boy eşitsizliği preoperatif olarak belirlenmeli, intraoperatif olarakta bacak boylarının eşitlendiği, kısalık uzunluk farkının olmadığı doğrulanmalıdır.

Femoral ofset, femur uzun aksı ile kalça eklem rotasyon merkezi arasındaki uzaklık olarak tanımlanır[138]. Bu ölçüm abduktör kasların moment kolunu belirlemek için önemlidir. Başka bir deyişle, ofset miktarı, kasların ne kadar zorlu çalışması gerektiğini belirler: aynı kuvvet uygulandığında, ofset ne kadar büyük olursa, moment kolu o kadar büyük olur. Bu nedenle, kalçanın düzgün şekilde çalışması için ofsetin uygun şekilde düzenlenmesi önemlidir. Örnek olarak kalça protezi yetersiz ofsette konulursa, kalça kaslarının artan güç üretmesi gerekecek ve bu durum rahatsızlık hissine ve hızlı yorulmaya yol açacaktır. Ekleme ekstra kuvvet uygulanması uzun dönemde erken aşınmaya ve gevşemeye neden olacağı için zararlıdır. Üstelik yetersiz ofset eklemde gevşeklik oluşturarak çıkıklara yol açar[139]. GKD zemininde gelişmiş Crowe tip 4 koksartrozda artroplasti sırasında, kalça rotasyon merkezi olarak belirlediğimiz yer, yumuşak doku dengesi, yaptığımız kısaltma miktarı ve bacak boyundaki değişim femoral komponent ofset seçimimizi belirlemede yol gösterici olacaktır.

Biyolojik bakış açısından başarılı rekonstrüksiyon uzun ömürlü olmalıdır. Bu büyük ölçüde implantların kemiğe başarılı fiksasyonuna bağlıdır. Olması gereken

boyuttan küçük konulmuş bir implant, kemik tarafından yeteri kadar desteklenemeyeceği için erken gevşemeye elverişlidir. Aynı şekilde olması gerek boyuttan büyük bir implant önceden farkedilmezse kırıklara yol açabilir. Bu nedenle, doğru tahmin edilmiş protez boyutu yapılan cerrahinin uzun ömürlü olmasını sağlarken, kırık gibi intraoperatif komplikasyonları en aza indirecektir[6].

Daha önceleri şablonlamada geleneksel yöntem olan transparan asetat kağıtlar kullanılırdı. Bu kağıtlar standart olarak %115 veya %120 büyütmede olurdu[127]. Günümüzde artık grafiler dijital ortamda bulunmaktadır. Dijital ortamdaki grafi herhangi bir büyütmede herhangi bir boyuttaki ekranda görüntülenebilir. Bundan dolayı dijital ortamdaki grafilerde standart asetat kağıtlar şablonlama için kullanılmaz hale gelmiştir. Bu amaçla bir çok bilgisayar programı kullanıma girmiştir. Dijital preoperatif planlama cerraha elektronik ortamda kullanacağı şablonu seçip görüntü üzerine aktarmaya olanak sağlar. Cerrah daha sonra kritik olan gerekli ölçümleri oluşturduğu şablon üzerinde yapabilir. Dijital preoperatif planlama hızlı, tam uyumlu ve düşük maliyetlidir[6]. Aynı zamanda şablonlamanın arşivde kalıcı olmasını sağlar.

Dijital şablonlamada ilk basamak olan grafinin magnifikasyon değerinin belirlenmesi oldukça önem taşır. Bu amaçla birçok yöntem tanımlanmıştır. Şablonlamayı kimin yaptığı ve magnifikasyon değerinin doğru belirlenmesi, şablonlamanın başarısını birbirinden bağımsız olarak etkileyen en önemli iki faktördür[140].

Magnifikasyon belirlemesi için kullanılan bir yöntem, boyutu bilinen bir objenin (referans obje, kalibrasyon objesi) grafi çekilirken kalçaya bitişik şekilde konumlandırılmasıdır. Bu yöntemin kesin olarak başarılı olması için referans objenin ve kalça rotasyon merkezinin, tüp ile kasete aynı mesafede olması zorunludur[141]. Buradaki kalça rotasyon merkezinin ve referans objenin koronal planda aynı planda konumlandırılması oldukça zor ve her hastada dikkat gerektirmektedir. Hasta yoğunluğunun fazla olduğu kliniklerde uygulanabilirliği efektif olmayacaktır.

Diğer bir yöntem, bizimde çalışmamamızda kullandığımız, kalça protezi yapılmış hastalarda boyutu bilinen komponentler üzerinden ortalama magnifikasyon

değeri hesaplaması ve bu değerin preoperatif şablonlama yapılırken sabit değer olarak kullanılmasıdır. Bunun uygulanabilmesi için tüp ve kaset arası mesafe sabit olmalıdır ve ortalama magnifikasyon değerini hesaplarken kullandığımız hasta grafilerindeki implant boyutları kesin olarak doğru bilinmelidir. Hastanemizde çekilen Pelvis AP grafiler standart olarak supin pozisyonda, kaset tüp arası mesafe 115 cm olacak şekilde çekilmektedir ve ortalama değere ulaşırken kullandığımız implant boyutları hem ameliyat notlarından hem de hasta faturaları üzerinden doğrulanarak bulunmuştur. Bu yöntemde; her hastanın farklı kiloda olmasından dolayı kalça rotasyon merkezinin kasete farklı uzaklıkta olması standardizasyonu zorlaştırmaktadır. Teorik olarak, zayıf hastanın kalça rotasyon merkezi kasete daha yakın olacak ve magnifikasyon değeri kilolu hastaya göre nispeten daha düşük olacaktır. Franken ve ark[127] yaptıkları çalışmada ortalama değer bulunurak sabit alınmış magnifikasyon değerinin, tek referans obje kullanılarak elde edilen magnifikasyon değerinden daha doğru sonuç verdiğini söylemişlerdir. Kniesel ve ark[142] prospektif olarak yaptıkları çalışmada kalça artroplastisi yapılmış hastaların grafilerini referans objesi kullanarak (mümkün olduğunca ekleme yakın olarak aynı seviyeye, iki bacak arasına) ve referans objesi kullanmadan (sabit olarak ve herhangi bir hesaplama yapmadan magnifikasyon değeri %110 olarak alınmış) şablonlamışlar ve referans objeli veya objesiz olarak şablonlanan ve implante edilen boyutlar arasında nispeten düşük korelasyon bulmuşlardır. Aynı çalışmada beden kitle indeksinede bakmışlar, planlanan ve implante edilen protez boyutları arasında beden kitle indeksi açısından korelasyon bulamamışlardır.

Diğer bir yöntem ise çift kalibrasyon objesi kullanılmasıdır. Bunun için İngiltere'deki Warwick Üniversitesi ve Coventry&Warwickshire Üniversite Hastaneleri tarafından King Mark isimli bir cihaz geliştirimiştir. Burada hem hastanın önünde hemde arkasında kalibrasyon objesi bulunmaktadır. İki objeye göre magnifikasyon hesaplaması yapılarak, tek başına kullanılan referans objesine göre çok daha az hata yapıldığını söylemişlerdir.[143, 144] Burada tek bir cihaza bağımlılık söz konusudur. Cihaza uygun olarak geliştirilmiş olan bilgisayar uygulamasının kullanılması gereklidir. Diğer yöntemlere göre daha maliyetli bir yöntem olduğu söylenebilir. Çift kalibrasyon objesi kullanılarak magnifikasyon

değeri belirlenmesi ve ortalama sabit magnifikasyon değeri alınması arasında hangisinin daha doğru sonuç verdiği ile ilgili çalışma yapılması daha başarılı sonuçlara ulaşmamızda faydalı olacaktır.

Şablonlamanın doğruluğu şablonlamayı yapan kişi ile de ilgilidir. Carter ve ark[94]. %88-%95 vakada şablonlanan protezin bir alt veya bir üst boyutunun gerçekte kullanılanla uyuştuğunu, ancak gerçekte kullanılan boyutun sadece sadece %50 vakada elde edildiğini söylemişlerdir. Şablonlamanın doğruluğunun kademeli olarak tecrübe seviyesi ile arttığını raporlamışlardır; tecrübeli cerrahlar %95 vakada bir boy farkla doğru şablonlarken, kıdemli asistan ve çömez asistan sırasıyla %88 ve %82 vakada doğru şablonlamışlardır. Mittag ve ark[145] 106 primer kalça artroplastisini asistan ve tecrübeli uzman olarak iki grupta şablonlamışlar ve sonuçları karşılaştırmışlar. Buna göre asistan grubunun şablonlamasında asetabular komponent boyutunu %63 femoral komponenti ise %87 vakada doğru şablonlamışlardır. Uzman grubu ise asetabular komponenti %88 femoral komponenti ise %97 vakada doğru şablonlamıştır. Yine benzer şekilde tecrübenin şablonlama doğruluğu üzerine Jung ve ark[146] tarıfından yapılan çalışmada uzman grubu tecrübesizden tecrübeliye 3 gruba ayrılmış ve bu gruplar 60 primer kalça artroplastisini şablonlamışlardır. Bunun sonucunca tecrübenin, asetabular komponent şablonlamasının sonuçları üzerine etki etmediğini fakat, femoral komponentin şablonlanmasında önemli etkisi olduğunu söylemişlerdir. Bizim çalışmamızda da benzer olarak asistan tarafından yapılan şablonlamada seçilen asetabulum boyutunda %44, uzman tarafından yapılanda ise %74 gerçekle tam uyum bir boy küçük veya bir boy büyük (-1/+1) seçilerek şablonlananlarda asistanda %62, uzmanda ise %88 uyum tespit edilmiştir. Femoral komponent boyutlarında asistanda fissür gelişmeyen vakalarda %17,9, uzmanda %46,2 tam uyum bir boy küçük ve bir boy büyük (-1/+1) seçilerek şablonlananlarda ise asistanda %53,8, uzmanda ise %87,3 uyum tespit edilmiştir.

Görüldüğü gibi Crowe tip 4 kalçalarda tecrübenin daha da önemli olduğu söylenebilir. Asetabulumun şablonlamasında asistan daha fazla kemik örtüm sağlamak istemesi neticesinde daha küçük kap kullanmaya eğilimli olmuştur ve %44

gerçeğe göre daha küçük kap seçmiştir (Tablo 16). Benzer şekilde femurda (normal grupta) asistan şablonlamasında %71,8 daha küçük stem boyutu seçilmiştir (Tablo 17). Uzman şablonlamasında asetabulum ve femurun daha küçük seçilme oranı sırası ile %16 ve %51,4 tür (Tablo 8-9).

Şablonlama konusunda yapılan çalışmaların yoğunlaştığı diğer bir konu ise geleneksel şablonlama ile (kağıda basılmış filmlerin transparan asetat kağıtlar ile şablonlanması) dijital şablonlamanın karşılaştırılmasıdır. Kosashvili ve ark[147] yaptıkları çalışmada geleneksel ve dijital şablonmada protez boyutlarının doğru belirlenmesi konusunda fark bulmamıştır. Whiddon ve ark[148] ise yaptıkları çalışmada, geleneksel şablonlamanın asetabular komponentte doğruluğunu %67 femoral komponentte doğruluğunu %82 bulurken, aynılarını sırasıyla dijital şablonlamada %78 ve %90 olarak bulmuşlardır. Phillips ve ark[149] yaptıkları kontrollü randomize çalışmada dijital metodun geleneksel metoda göre, implantın doğru seçimi ve uzun dönem sağ kalımı açısından daha başarılı olduğunu söylemişlerdir. The ve ark[150] 210 primer kalça artroplasti üzerinde yaptıkları randomize kontrollü çalışmada analog olarak yaptıkları şablonlamada asetabular kap boyutunun %69, femoral stem boyutunun ise %68 doğrulukta olduğunu, aynılarının dijital şablonlamada sırası ile %81 ve %76 olduğunu söylemişlerdir.

Biz yaptığımız çalışmada, yapılan çalışmalardan farklı olarak, femur şablonlamasını yaparken, femur osteotomi distalinde kırık gelişenler ile kırık gelişmeyenleri ayırdık. Kendi içinde değerlendirdiğimizde, uzman tarafından yapılan şablonlamada kırık gelişen 11 kalçanın femoral komponentlerinin %100 ü gerçekte kullanılandan daha küçük şablonlanmıştır. Aynı şekilde asistan şablonlamasında kırık gelişen 11 vakanın yalnızca 2 tanesi (%18,2) gerçekte kullanılanla aynı, geri kalanı (%81,8) gerçekte kullanılandan daha küçük şablonlanmıştır. İki grupta da hiç biri gerçekte kullanılandan daha büyük şablonlanmamıştır. İstatistiksel olarakta, kırık gelişen grupta asistan tarafından şablonlanan femur boyutu ile uzman tarafından şablonlanan femur boyutu arasında anlamlı iyi düzeyde uyum çıkmıştır. (κ=0,629;p<0,001).

GKD zemininde koksartrozu olan hastalar (özellikle Crowe tip 4) genellikle daha genç yaşlarda total kalça artroplastisi ameliyatı olduklarından dolayı uygun taşıma yüzeyi seçimi çok kritiktir[151]. Seramik-seramik taşıma yüzeyinin en düşük aşınma oranına sahip olduğu gösterilmiştir. Düşük kırık ve gıcırdama riskinin yanı sıra, GKD hastaları için en uygun yatak yüzeyi olarak düşünülebilir. Bununla birlikte, sığ ve küçük asetabulum ile ciddi çıkık kalçalarda seramik-seramik yatak yüzeyinin kullanımı ne yazık ki bazen mümkün olmayabilir. Bizim vakalarımızda kullandığımız Zimmer® Trilogy® IT Acetabular Cup implantında en küçük 44 numara boyutta seramik-seramik yüzeye geçilebilmektedir. Buna paralel olarak şablonda ve gerçekte asetabular komponenette, kemik örtümde kabul edilebilir sınırlarda kalmak şartı ile (en az %70 örtüm), 44 numara kullanılmaya çalışılmıştır. Çalışmamızdaki 50 kalçanın 38 inde gerçekte 44 numara asetabular kap kullanılmıştır. Uzman bu 38 kalçanın 36 sında doğru şablonlama yapmış fakat asistan örtüm oranını daha fazla arttırmak için 38 kalçanın 17 tanesini 44 numaradan küçük şablonlamıştır.

Zhao ve ark[152] Crowe Tip 2 ve 3 koksartrozlar ile primer hastalık dolayısı ile oluşmuş koksartrozların şablonlamasının güvenilirliğini karşılaştırmış. Bunun sonucunda tahmin edilen asetabular kap boyutunu kontrol grubu kadar güvenli bulmamışlar (sırasıyla %48,8 ve %73,2), femoral stem boyutunu kıyaslanabilir şeklinde yorumlamışlardır (sırasıyla %70,8 ve %79,2). Primer koksartroz zemininde artroplasti daha çok uygulandığından, bir çok ortopedistin daha aşina olduğu bir alandır.

Kısaltma miktarları çalışmamızda anatomik boy farkı kullanılarak hesaplandı. Asistan şablon kısaltma miktarı (mm) ile uzman şablon kısaltma miktarı (mm) arasında çok yüksek derecede uyum tespit edildi (ICC: 0,978). Asistan şablon kısaltma miktarı (mm) ile gerçek kısaltma miktarı (mm)arasında orta derecede uyum tespit edildi (ICC: 0,571). Uzman şablon kısaltma miktarı (mm) ile gerçek kısaltma miktarı (mm)arasında yüksek derecede uyum tespit edildi (ICC: 0,708). Bu da bize, kısaltma miktarı hesaplanırken, anatomik boy farkının kullanılmasının yol gösterici olduğunu göstermiştir. Aynı zamanda uygulayıcılar arasında da yüksek uyum

çıkması uygulayıcı farkının çok az olduğunu göstermiştir. Fakat unutulmamalıdır ki bu hastalarda boy eşitsizliği önemli bir sorundur ve ameliyat memnuniyetini önemli derecede etkilemektedir[105, 106]. Kısaltma sonrası kalan küçük farklar; artı veya eksi baş seçenekleri ile giderilebilsede, kısaltma miktarı postoperatif boy üzerine etki eden en önemli faktördür. Bazı hastalarda anatomik boy farkına bakarak yapılacak kısaltma miktarı tam olarak belirlenebilirken, lomber omurgada dejeneratif değişiklikleri olup fikse pelvisi olan hastalarda fonksiyonel boya, femur veya tibiasında defomiteye bağlı kısalık veya uzunluk olan hastalarda uzunluk filmi çekilerek kemik boya bakılmalı ve kısaltma miktarları buna göre belirlenmelidir[100]. Şablonlanan kısaltma miktarları ile gerçekte yapılan kısaltma miktarları uyumlu görünsede, sadece grafilere bakılarak kısaltma miktarı belirlemesi yapılması doğru değildir. Her hasta mutlaka klinik olarak değerlendirilmeli ve kısaltma miktarı perop fonksiyonel ölçümlerle desteklenerek belirlenmelidir. Aynı zamanda ameliyat içindeki yumuşak doku dengesinin de, cerrahın kısaltma miktarını belirlemesinde önemli rol oynayacağı unutulmamalıdır.

Grafi üzerinde yapılan dijital şablonlamanın bir çok çalışmada yararı ve güvenliriliği gösterilmiştir[148, 149, 150]. Teknolojik gelişmeler, bilgisayarlı tomografi destekli 3 boyutlu görüntüler üzerinde şabonlama yapılabilmesini mümkün kılmaktadır. Bilgisayarlı tomografi kullanılarak 3 boyutlu görüntü üzerinde şablonlamanın; asetabular ve femoral anteversiyon belirlenebilmesi, anatominin daha detaylı belirlenerek stem diziliminin daha doğru belirlenebilmesi (varus-valgus-ekstansiyon-fleksiyon), asetabulumun tüm duvarlarının yapısı ve kemik stoğunun bilinebilmesi gibi avantajları vardır. Bu avantajlar sayesinde daha doğru bir komponent boyutu belirlenmesi daha mümkün gibi görülmektedir. Sariali ve ark[153] çalışmasında GKD zemininde gelişmemiş koksartrozları hem 2 boyutlu dijital hem de tomografi destekli 3 boyutlu olarak şablonlamışladır. 3 boyutlu şablonlamanın belirgin ölçüde daha doğru olduğunu söylemişlerdir (sırasıyla %100 stem ve %96 kap, karşılık olarak, %43 hem stem hem kap). Hem femur hem asetabulumun doğru şablonladığı kombine komponentte ise, dramatik olarak 3 boyutlu şablonlamanın daha üstün olduğunu belirtmişlerdir (%96 ya %16). Inoue ve ark[154] ise displazik zeminde gelişmiş koksartrozlarda 3 boyutlu şablonlamayı

oldukça güvenilir bir metod olarak belirtmişleridir (%92 kap, %98 stem, bir boy büyük veya küçük). Fakat uygulama maliyetinin fazla olması ve her hastaya rutin tomografi çekme ihtiyacı bu metodun kullanımını sınırlandırmaktadır. İlerleyen dönemlerde 3 boyutlu şablonlama yapabilen bilgisayar programlarının yaygınlaşması ile özellikle anatomisi değişmiş standart dışı vakalarda kullanılması çok faydalı olacaktır.

Komponent boyutunu doğru tahmin etmek elbetteki cerrahi başarı için çok önemlidir. Fakat unutulmamalıdır ki sadece komponent boyutlarını doğru bilmek bizi başarıya götürmez. Cerrah sadece preoperatif planda seçtiği implant boyutlarına güvenmemelidir. Cerrahi sırasında rimerizasyon ve raspalama yapılırken alınan hissiyat kırıkların önüne geçmeye yardım eder, kemik kalitesinin ve dayanıklılığının anlaşılmasına yardımcı olur. Bunlarda artroplastide önemli basamaklardır. Deneme protezi konduğunda eklem hareket açıklığı değerlendirilmeli, yeterli hareket açıkılığını engelleyen osteofit varsa eksize edilmelidir. Eğer cerrah bacak boy eşitliğinden memnun, fakat yumuşak doku gerginliğinden memnun değilse, ofseti değiştirerek bacak boy eşitliğini riske atmadan yumuşak doku gerginliğini iyileştirebilir. Son olarak düzgün çekilmiş bir postoperatif grafi, preoperatif planı değerlendirmemizi sağlamak için gereklidir. Eğer implante edilen protez ve preoperatif şablonlamada boyut farklılığı var ise, cerrah planın neden yanlış olduğunu ve olmuş olabilecek plandan sapmaları araştırmalıdır. Bacak boyları ölçülerek preoperatif bacak boyu ölçümleri ile karşılaştırılmalıdır. Asetabular komponentin yerleşimi ve yönelimi kontrol edilmelidir[99].

Bu zamana kadar yapılan şablonlama çalışmaları genellikle primer koksartrozlar üzerine yapılmış ve bunların güvenilirliğini ve doğruluğunu araştırmıştır. Displazik zeminde gelişen koksratrozlarla ilgili yapılan çalışmalar sadece Crowe Tip 4 koksartrozlara odaklanmamıştır. Bizim çalışmamız kısaltmalı Crowe tip 4 koksartroz artroplastisinde şablonlamanın uygulaması, doğruluğu ve güvenilirliğinin değerlendirmesi konusunda bir ilk olarak sayılabilir. Kısaltma miktarı belirlenirken klinik ölçümlerinde hesaba katıldığı çalışmalar daha iyi noktaya gelmemizi sağlayacaktır.

6. SONUÇ

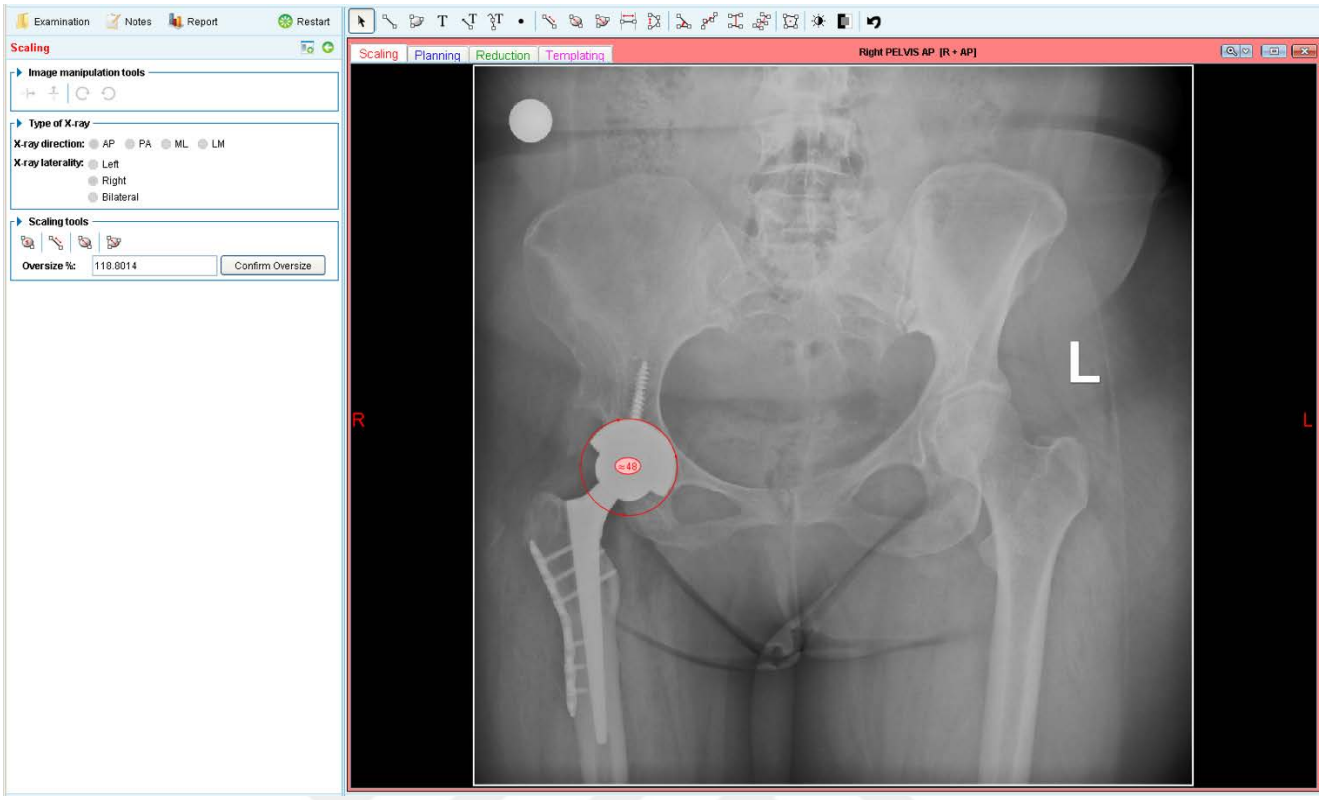
Preoperatif planlama, GKD zemininde gelişmiş koksartrozlara yapılan total kalça protezlerinde zorlu ve gerekli bir işlemdir. Tüm poyansiyel morfolojik değişiklikler ameliyattan önce belirlenmelidir.

Çalışmamızda gördük ki; alanında tecrübeli bir ortopedist tarafından yapılan preoperatif dijital şablonlama gerçekte kullanılanla bir boy farkedecek şekilde hesaplandığında asetabulumda %88, femurda %87,3 doğruluk gösterdi. Asistan şablonlamasında ise aynı sıra ile %62 ve %53,8 doğruluk gösterdi. Şablonladığımız komponent boyutunun bir boy küçüğünü veya büyüğünü kullanabileceğimizi ameliyatta akılda tutmalıyız. Daha tecrübeli kişiler tarafından yapılan şablonlama daha doğru sonuçlar verecektir. Aynı şekilde her iki gruptada, femurda kırık gelişen vakalarda şablonlamaların hiçbiri gerçekte kullanılandan daha büyük planlanmamıştır.

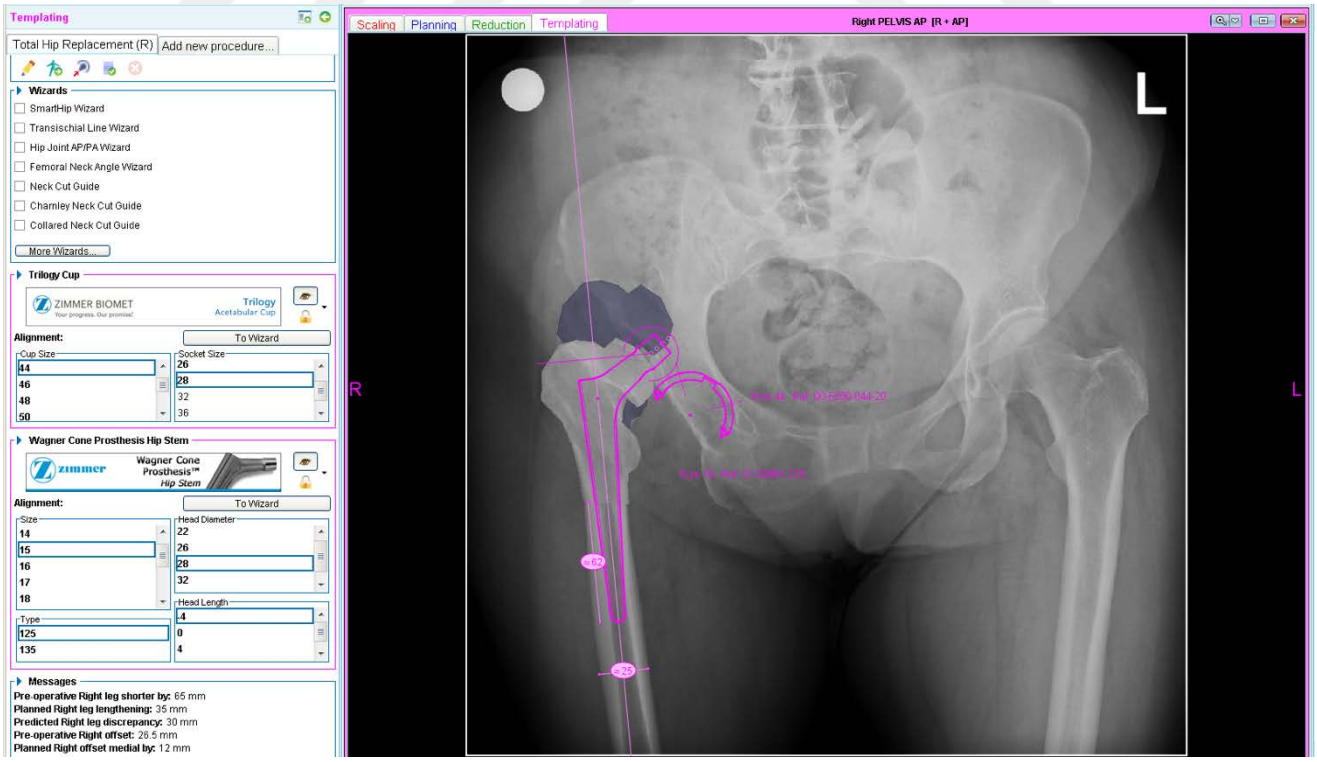
Çalışmanın kısıtlılıkları; retrospektif olması, magnifikasyon değerinin hasta özelinde belirlenmemiş olması sayılabilir. Gelecekte yapılacak çalışmalarda, preoperatif dijital şablonlamanın klinik muayene ile birleştirilerek yapılması daha da yararlı bilgiler sağlayacaktır. Crowe tip 4 koksartroz tedavisinde artroplasti öncesinde

yapılan dijital şablonlama, tecrübeli kişiler tarafından yapıldığında doğru ve güvenilirdir. Asistan şablonlama yaparken tecrübeli kişilerin denetimine tabi olmalıdır. Ameliyat öncesi çekilmiş pelvis AP grafi üzerinde yapılan dijital şablonlamada hesaplanan kısaltma miktarı bize gerçekte yapacağımız kısaltma miktarı ile ilgili önemli ipuçları verecektir.

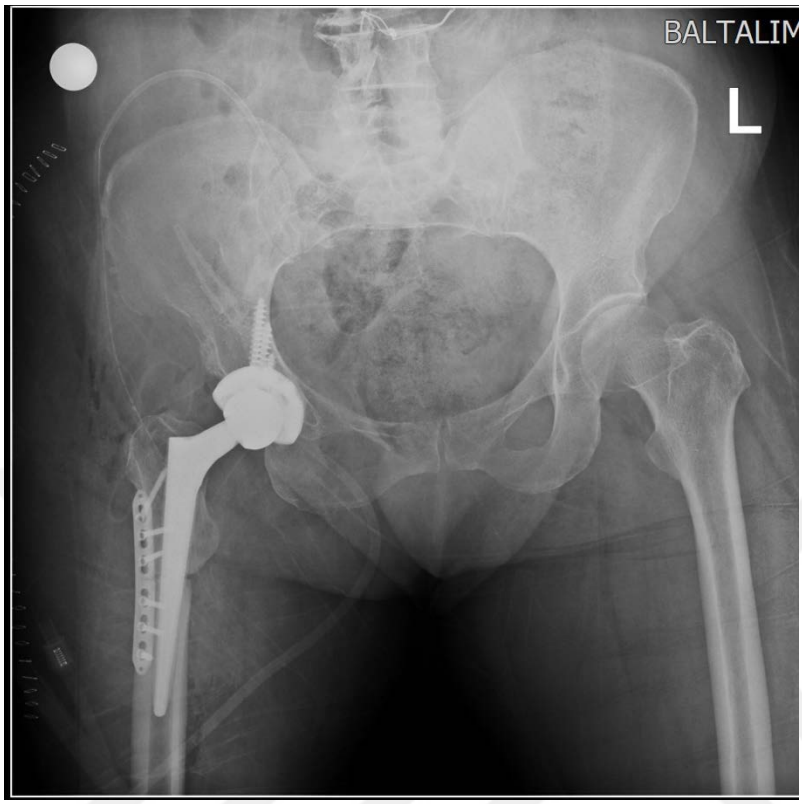
7. VAKA ÖRNEKLERİ



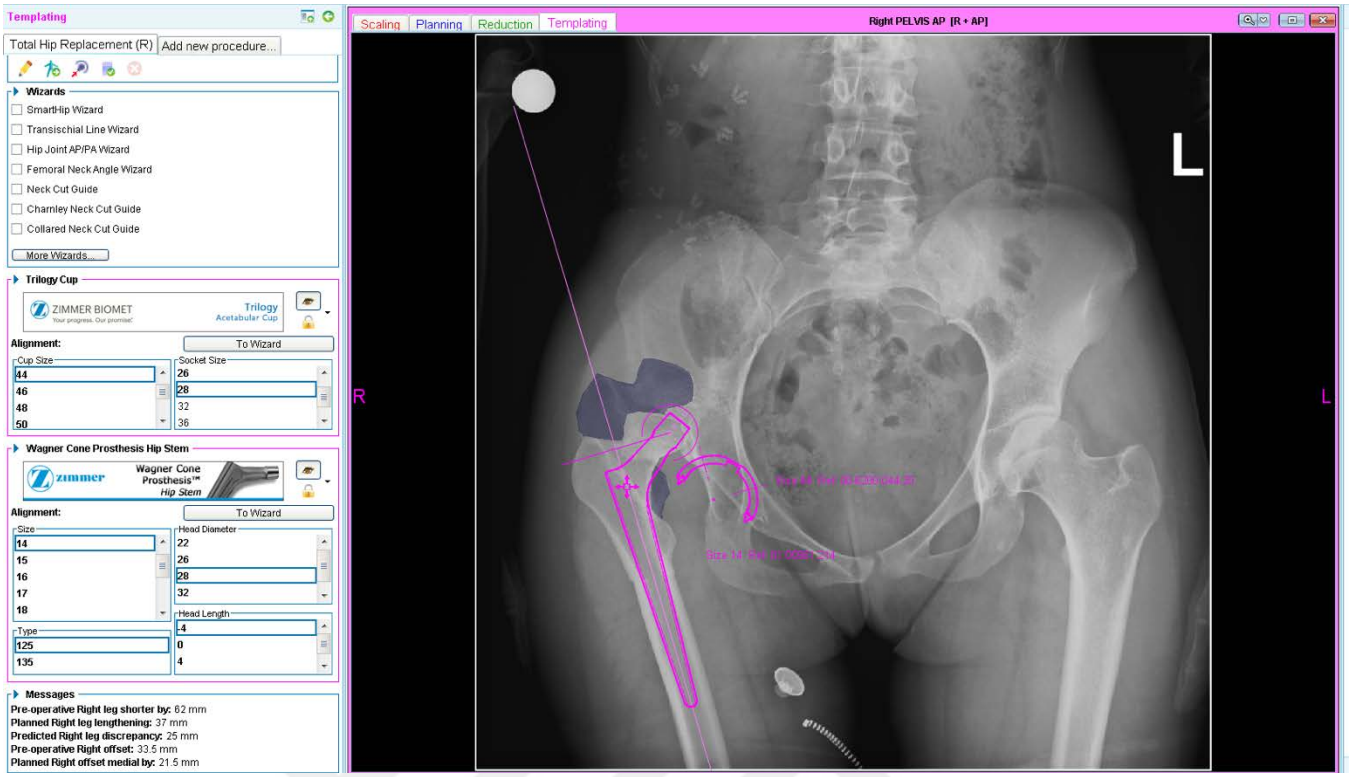
Şekil 41: *Magnifikasyon değerinin belirlenmesi örneği*



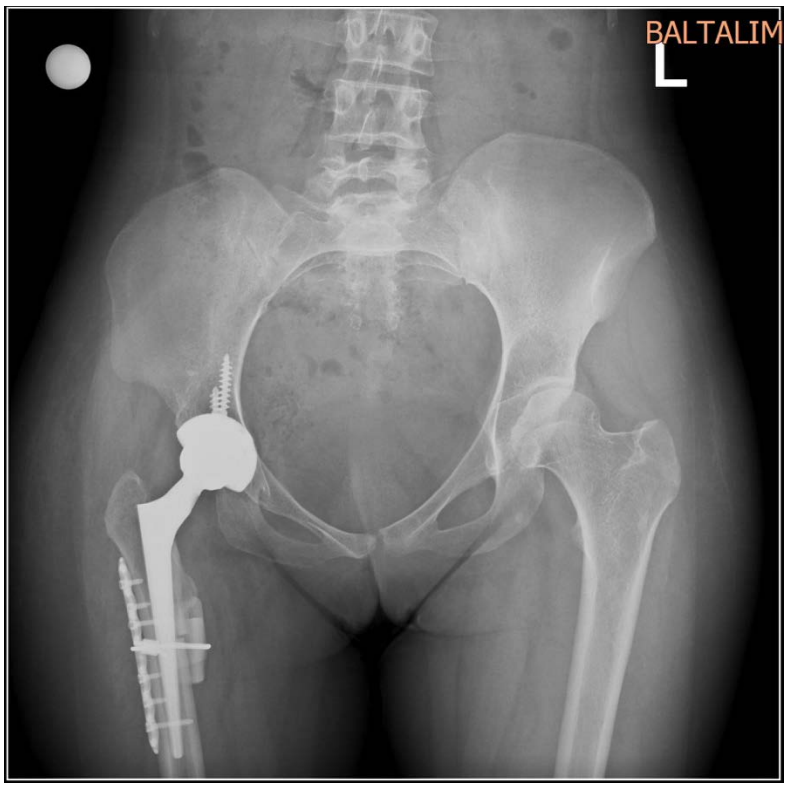
Şekil 42: *Ameliyat öncesi şablonlanmış olan grafi örnek1*



Şekil 43: *Ameliyat sonrası grafi örnek1*



Şekil 44: *Ameliyat öncesi şablonlanmış grafi örnek2*



Şekil 45: *Ameliyat sonrası grafi örnek2*

8. KAYNAKLAR

[1] L. Karapinar, F. Sürenkök, H. Oztürk, M. R. Us, ve L. Yurdakul, "The importance of predicted risk factors in developmental hip dysplasia: an ultrasonographic screening program", *Acta Orthop Traumatol Turc*, c. 36, sy 2, ss. 106-110, 2002.

[2] N. Köse *vd.*, "Our three-year experience with an ultrasonographic hip screening program conducted in infants at 3 to 4 weeks of age", *Acta Orthop Traumatol Turc*, c. 40, sy 4, ss. 285-290, 2006.

[3] Ali Okur, Fevzi Nakşılar, Orhan Karsan, ve Bülent Alparslan, "Doğuştan kalça çıkığı tanı ve taranmasında ultrasonografik muayenenin değeri", *Acta Orthop Traumatol Turc*, c. 30, sy 2, ss. 107-112, Mar. 1996.

[4] W. H. Harris ve C. B. Sledge, "Total hip and total knee replacement (1)", *N. Engl. J. Med.*, c. 323, sy 11, ss. 725-731, Eyl. 1990, doi: 10.1056/NEJM199009133231106.

[5] J. J. Callaghan, A. G. Rosenberg, ve H. E. Rubash, Ed., *The adult hip*, 2nd ed. Philadephia: Lippincott Williams & Wilkins, 2007.

[6] J. V. Bono, "Digital templating in total hip arthroplasty", *J Bone Joint Surg Am*, c. 86-A Suppl 2, ss. 118-122, 2004, doi: 10.2106/00004623-200412002-00016.

[7] B. A. Rogers, S. Garbedian, R. A. Kuchinad, D. Backstein, O. Safir, ve A. E. Gross, "Total hip arthroplasty for adult hip dysplasia", *J Bone Joint Surg Am*, c. 94, sy 19, ss. 1809-1821, Eki. 2012, doi: 10.2106/JBJS.K.00779.

[8] Tsuchiya, K., Suzuki, T., Okuyama, S., Mori, K., Miyazaki, K., Watanabe, S., "Genetic study on congenital dislocation of the hip", *J Japan Orthop Assoc*, sy 33, ss. 864-879, 1959.

[9] L. M. Strayer, "The Embryology of the Human Hip Joint", *Yale J Biol Med*, c. 16, sy 1, ss. 13-26.6, Eki. 1943.

[10] R. A. Brand, "Congenital dislocation of the hip", *Clin. Orthop. Relat. Res.*, c. 466, sy 4, ss. 763-764, Nis. 2008.

[11] O. Furnes, S. A. Lie, B. Espehaug, S. E. Vollset, L. B. Engesaeter, ve L. I. Havelin, "Hip disease and the prognosis of total hip replacements. A review of 53,698 primary total hip replacements reported to the Norwegian Arthroplasty Register 1987-99", *J Bone Joint Surg Br*, c. 83, sy 4, ss. 579-586, May. 2001, doi: 10.1302/0301-620x.83b4.11223.

[12] Sar C, Kokino M, Asik M., "Erişkinde yüksekte doğuştan kalça çıkığı tedavisinde Schanz osteotomisi ve sonuçları.", *Acta Orthop Traumatol Turc.*, c. 25, ss. 141-145, 1991.

[13] Rıdvan Ege, *Kalça Cerrahisi ve Sorunları el kitabı*. Ankara: Türk Hava Kurumu Basımevi, ss.45 1994.

[14] H. Milch, "The 'pelvic support' osteotomy. 1941", *Clin. Orthop. Relat. Res.*, sy 249, ss. 4-11, Ara. 1989.

[15] Hass J., "A subtrochanteric osteotomy for pelvic support.", *J Bone Jt Surg Am.*, c. 25, ss. 281-291, 1943.

[16] Milch H., "The rationale of the Abduction Osteotomy.", *Bull Hosp J Dis.*, c. 2, ss. 154-164, 1941.

[17] G. A. Ilizarov, *Transosseous Osteosynthesis: Theoretical and Clinical Aspects of the Regeneration and Growth of Tissue*. ss.308 1992.

[18] J. Charnley, “Arthroplasty of the hip. A new operation”, *Lancet*, c. 1, sy 7187, ss. 1129-1132, May. 1961, doi: 10.1016/s0140-6736(61)92063-3.

[19] G. K. McKee, “Development of total prosthetic replacement of the hip”, *Clin. Orthop. Relat. Res.*, c. 72, ss. 85-103, Eki. 1970.

[20] J. Charnley ve J. A. Feagin, “Low-friction arthroplasty in congenital subluxation of the hip”, *Clin. Orthop. Relat. Res.*, sy 91, ss. 98-113, Nis. 1973, doi: 10.1097/00003086-197303000-00015.

[21] Harris W., “Total Hip Replacement for Congenital Dysplasia of Hip: Technique. In: Second Open Scientific Meeting of the Hip Society. ; 1974:251- 265.”

[22] H. K. Dunn ve W. E. Hess, “Total hip reconstruction in chronically dislocated hips”, *J Bone Joint Surg Am*, c. 58, sy 6, ss. 838-845, Eyl. 1976.

[23] W. H. Harris, O. Crothers, ve I. Oh, “Total hip replacement and femoral-head bone-grafting for severe acetabular deficiency in adults”, *J Bone Joint Surg Am*, c. 59, sy 6, ss. 752-759, Eyl. 1977.

[24] M. Jasty ve W. H. Harris, “Salvage total hip reconstruction in patients with major acetabular bone deficiency using structural femoral head allografts”, *J Bone Joint Surg Br*, c. 72, sy 1, ss. 63-67, Oca. 1990.

[25] Lök, V. Özsüt, T, Kumbul, B, “Yetişkin Doğuştan Kalça Çıkığında Total Kalça Protezi Uygulamasında Yeni Yöntem. 5. Milli Ortopedi Travmatoloji Kongresi, İstanbul, Mayıs, 1977 Kongre Kitabı, s:70-72, 1978”.

[26] G. Hartofilakidis, K. Stamos, ve T. T. Ioannidis, “Low friction arthroplasty for old untreated congenital dislocation of the hip”, *J Bone Joint Surg Br*, c. 70, sy 2, ss. 182-186, Mar. 1988.

[27] G. Hartofilakidis ve T. Karachalios, “Total hip arthroplasty for congenital hip disease”, *J Bone Joint Surg Am*, c. 86, sy 2, ss. 242-250, Şub. 2004, doi: 10.2106/00004623-200402000-00005.

[28] F. G. McQueary ve R. C. Johnston, “Coxarthrosis after congenital dysplasia. Treatment by total hip arthroplasty without acetabular bone-grafting”, *J Bone Joint Surg Am*, c. 70, sy 8, ss. 1140-1144, Eyl. 1988.

[29] T. Paavilainen, V. Hoikka, ve K. A. Solonen, “Cementless total replacement for severely dysplastic or dislocated hips”, *J Bone Joint Surg Br*, c. 72, sy 2, ss. 205-211, Mar. 1990.

[30] P. P. Symeonides, J. Pournaras, G. Petsatodes, J. Christoforides, I. Hatzokos, ve E. Pantazis, “Total hip arthroplasty in neglected congenital dislocation of the hip”, *Clin. Orthop. Relat. Res.*, sy 341, ss. 55-61, Ağu. 1997.

[31] L. D. Dorr, M. Luckett, ve J. P. Conaty, “Total hip arthroplasties in patients younger than 45 years. A nine- to ten-year follow-up study”, *Clin. Orthop. Relat. Res.*, sy 260, ss. 215-219, Kas. 1990.

[32] M. J. Anderson ve W. H. Harris, “Total hip arthroplasty with insertion of the acetabular component without cement in hips with total congenital dislocation or marked congenital dysplasia”, *J Bone Joint Surg Am*, c. 81, sy 3, ss. 347-354, Mar. 1999, doi: 10.2106/00004623-199903000-00006.

[33] L. D. Dorr, S. Tawakkol, M. Moorthy, W. Long, ve Z. Wan, “Medial protrusio technique for placement of a porous-coated, hemispherical acetabular component without cement in a total hip arthroplasty in patients who have acetabular dysplasia”, *J Bone Joint Surg Am*, c. 81, sy 1, ss.

83-92, Oca. 1999, doi: 10.2106/00004623-199901000-00012.

[34] B. Erdemli, C. Yilmaz, H. Atalar, B. Güzel, ve I. Cetin, "Total hip arthroplasty in developmental high dislocation of the hip", *J Arthroplasty*, c. 20, sy 8, ss. 1021-1028, Ara. 2005, doi: 10.1016/j.arth.2005.02.003.

[35] N. Sağlam, N. Sener, B. Beksaç, ve I. R. Tözün, "Total hip arthroplasty and problems encountered in patients with high-riding developmental dysplasia of the hip", *Acta Orthop Traumatol Turc*, c. 36, sy 3, ss. 187-194, 2002.

[36] N. Sener, I. R. Tözün, ve M. Aşik, "Femoral shortening and cementless arthroplasty in high congenital dislocation of the hip", *J Arthroplasty*, c. 17, sy 1, ss. 41-48, Oca. 2002, doi: 10.1054/arth.2002.27672.

[37] Orhan Kuran, *Sistematik anatomi*. Filiz Kitabevi, ss. 56-57 1983.

[38] J. B. Griffin, "The calcar femorale redefined", *Clin. Orthop. Relat. Res.*, sy 164, ss. 211-214, Nis. 1982.

[39] R. S. Snell ve M. Yıldırım, *Klinik anatomi*. İstanbul: Nobel Tıp, ss. 79, 1998.

[40] R. C. Wasielewski, L. A. Cooperstein, M. P. Kruger, ve H. E. Rubash, "Acetabular anatomy and the transacetabular fixation of screws in total hip arthroplasty", *J Bone Joint Surg Am*, c. 72, sy 4, ss. 501-508, Nis. 1990.

[41] Q. Liu, Y. X. Zhou, H. J. Xu, J. Tang, S. J. Guo, ve Q. H. Tang, "Safe zone for transacetabular screw fixation in prosthetic acetabular reconstruction of high developmental dysplasia of the hip", *J Bone Joint Surg Am*, c. 91, sy 12, ss. 2880-2885, Ara. 2009, doi: 10.2106/JBJS.H.01752.

[42] K. L. Moore, A. F. Dalley, ve A. M. R. Agur, *Clinically oriented anatomy*, 7th ed. Philadelphia: Wolters Kluwer/Lippincott Williams & Wilkins Health, ss.345, 2014.

[43] E. Genda, N. Iwasaki, G. Li, B. A. MacWilliams, P. J. Barrance, ve E. Y. Chao, "Normal hip joint contact pressure distribution in single-leg standing--effect of gender and anatomic parameters", *J Biomech*, c. 34, sy 7, ss. 895-905, Tem. 2001, doi: 10.1016/s0021-9290(01)00041-0.

[44] G. Bergmann *vd.*, "Hip contact forces and gait patterns from routine activities", *J Biomech*, c. 34, sy 7, ss. 859-871, Tem. 2001, doi: 10.1016/s0021-9290(01)00040-9.

[45] F. Pauwels, *Biomechanics of the Normal and Diseased Hip: Theoretical Foundation, Technique and Results of Treatment An Atlas*. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg, ss. 238, 1976.

[46] D. T. Davy *vd.*, "Telemetric force measurements across the hip after total arthroplasty", *J Bone Joint Surg Am*, c. 70, sy 1, ss. 45-50, Oca. 1988.

[47] S. L. Delp ve W. Maloney, "Effects of hip center location on the moment-generating capacity of the muscles", *J Biomech*, c. 26, sy 4-5, ss. 485-499, May. 1993, doi: 10.1016/0021-9290(93)90011-3.

[48] S. L. Delp, R. L. Wixson, A. V. Komattu, ve J. H. Kocmond, "How superior placement of the joint center in hip arthroplasty affects the abductor muscles", *Clin. Orthop. Relat. Res.*, sy 328, ss. 137-146, Tem. 1996, doi: 10.1097/00003086-199607000-00022.

[49] M. Kakushima, K. Miyamoto, ve K. Shimizu, "The effect of leg length discrepancy on spinal motion during gait: three-dimensional analysis in healthy volunteers", *Spine*, c. 28, sy 21, ss. 2472-2476, Kas. 2003, doi: 10.1097/01.BRS.0000090829.82231.4A.

[50] M. A. Esola, P. W. McClure, G. K. Fitzgerald, ve S. Siegler, “Analysis of lumbar spine and hip motion during forward bending in subjects with and without a history of low back pain”, *Spine*, c. 21, sy 1, ss. 71-78, Oca. 1996, doi: 10.1097/00007632-199601010-00017.

[51] C. M. Offierski ve I. MacNab, “Hip-spine syndrome”, *Spine*, c. 8, sy 3, ss. 316-321, Nis. 1983, doi: 10.1097/00007632-198304000-00014.

[52] P. Ben-Galim *vd.*, “Hip-spine syndrome: the effect of total hip replacement surgery on low back pain in severe osteoarthritis of the hip”, *Spine*, c. 32, sy 19, ss. 2099-2102, Eyl. 2007, doi: 10.1097/BRS.0b013e318145a3c5.

[53] J. A. Herring, M. O. Tachdjian, ve Texas Scottish Rite Hospital for Children, *Tachdjian’s pediatric orthopaedics: from the Texas Scottish Rite Hospital for Children*. 2014.

[54] P. J. Klisic, “Congenital dislocation of the hip--a misleading term: brief report”, *J Bone Joint Surg Br*, c. 71, sy 1, s. 136, Oca. 1989.

[55] D. Jones, “An assessment of the value of examination of the hip in the newborn”, *J Bone Joint Surg Br*, c. 59, sy 3, ss. 318-322, Ağu. 1977.

[56] M. K. Benson ve A. M. Wainwright, “Developmental dysplasia of the hip”, *Surgery (Oxford)*, c. 22, sy 1, ss. 5-9, Oca. 2004, doi: 10.1383/surg.22.1.5.27036.

[57] Idleberger K, “The genetic pathology of so-called CDH”, *Urban & Schwarzenberg, Munich*, 1951.

[58] S. S. Coleman, “Congenital dysplasia of the hip in the Navajo infant”, *Clin. Orthop. Relat. Res.*, c. 56, ss. 179-193, Şub. 1968.

[59] P. M. Dunn, “Perinatal observations on the etiology of congenital dislocation of the hip”, *Clin. Orthop. Relat. Res.*, sy 119, ss. 11-22, Eyl. 1976.

[60] R. Wynne-Davies, “Acetabular dysplasia and familial joint laxity: two etiological factors in congenital dislocation of the hip. A review of 589 patients and their families”, *J Bone Joint Surg Br*, c. 52, sy 4, ss. 704-716, Kas. 1970.

[61] B. A. Jensen, I. Reimann, ve N. Fredensborg, “Collagen type III predominance in newborns with congenital dislocation of the hip”, *Acta Orthop Scand*, c. 57, sy 4, ss. 362-365, Ağu. 1986, doi: 10.3109/17453678608994412.

[62] F. S. Haddad, B. A. Masri, D. S. Garbuz, ve C. P. Duncan, “Primary total replacement of the dysplastic hip”, *Instr Course Lect*, c. 49, ss. 23-39, 2000.

[63] N. Sugano, P. C. Noble, E. Kamaric, J. K. Salama, T. Ochi, ve H. S. Tullos, “The morphology of the femur in developmental dysplasia of the hip”, *J Bone Joint Surg Br*, c. 80, sy 4, ss. 711-719, Tem. 1998, doi: 10.1302/0301-620x.80b4.8319.

[64] J. D’Antonio *vd.*, “Classification of femoral abnormalities in total hip arthroplasty”, *Clin. Orthop. Relat. Res.*, sy 296, ss. 133-139, Kas. 1993.

[65] Y. H. Kim, “Total arthroplasty of the hip after childhood sepsis”, *J Bone Joint Surg Br*, c. 73, sy 5, ss. 783-786, Eyl. 1991.

[66] J. B. Jupiter, A. W. Karchmer, J. D. Lowell, ve W. H. Harris, “Total hip arthroplasty in the treatment of adult hips with current or quiescent sepsis”, *J Bone Joint Surg Am*, c. 63, sy 2, ss. 194-200, Şub. 1981.

[67] Chandler HP, Penenberg BL., “Bone Stock Deficiency. In: Total Hip Replacement:

Classification and Management. Thorofare, NJ: Slack; 1989. p. 41–6.”

[68] M. Binns ve R. Pho, “Femoral vein occlusion during hip arthroplasty”, *Clin. Orthop. Relat. Res.*, sy 255, ss. 168-172, Haz. 1990.

[69] H. U. Cameron, “Hip surgery in aortofemoral bypass patients”, *Orthop Rev*, c. 17, sy 2, ss. 195-197, Şub. 1988.

[70] P. Beattie, K. Isaacson, D. L. Riddle, ve J. M. Rothstein, “Validity of derived measurements of leg-length differences obtained by use of a tape measure”, *Phys Ther*, c. 70, sy 3, ss. 150-157, Mar. 1990, doi: 10.1093/ptj/70.3.150.

[71] A. G. Della Valle, D. E. Padgett, ve E. A. Salvati, “Preoperative planning for primary total hip arthroplasty”, *J Am Acad Orthop Surg*, c. 13, sy 7, ss. 455-462, Kas. 2005, doi: 10.5435/00124635-200511000-00005.

[72] A. Aaron, D. Weinstein, D. Thickman, ve R. Eilert, “Comparison of orthoroentgenography and computed tomography in the measurement of limb-length discrepancy”, *J Bone Joint Surg Am*, c. 74, sy 6, ss. 897-902, Tem. 1992.

[73] T. Karachalios, A. H. Karantanas, ve K. Malizos, “Hip osteoarthritis: what the radiologist wants to know”, *Eur J Radiol*, c. 63, sy 1, ss. 36-48, Tem. 2007, doi: 10.1016/j.ejrad.2007.03.022.

[74] S. Delaunay, R. G. Dussault, P. A. Kaplan, ve B. A. Alford, “Radiographic measurements of dysplastic adult hips”, *Skeletal Radiol.*, c. 26, sy 2, ss. 75-81, Şub. 1997, doi: 10.1007/s002560050197.

[75] D. Tönnis, “Normal values of the hip joint for the evaluation of X-rays in children and adults”, *Clin. Orthop. Relat. Res.*, sy 119, ss. 39-47, Eyl. 1976.

[76] M. Lequesne ve null de SEZE, “False profile of the pelvis. A new radiographic incidence for the study of the hip. Its use in dysplasias and different coxopathies”, *Rev Rhum Mal Osteoartic*, c. 28, ss. 643-652, Ara. 1961.

[77] C. S. Ranawat, L. D. Dorr, ve A. E. Inglis, “Total hip arthroplasty in protrusio acetabuli of rheumatoid arthritis”, *J Bone Joint Surg Am*, c. 62, sy 7, ss. 1059-1065, Eki. 1980.

[78] H. Zhang, Y. Huang, Y.-X. Zhou, Y.-X. Zhou, M. Lv, ve Z.-H. Jiang, “Acetabular medial wall displacement osteotomy in total hip arthroplasty: a technique to optimize the acetabular reconstruction in acetabular dysplasia”, *J Arthroplasty*, c. 20, sy 5, ss. 562-567, Ağu. 2005, doi: 10.1016/j.arth.2005.04.007.

[79] J. F. Crowe, V. J. Mani, ve C. S. Ranawat, “Total hip replacement in congenital dislocation and dysplasia of the hip”, *J Bone Joint Surg Am*, c. 61, sy 1, ss. 15-23, Oca. 1979.

[80] Eftekhar NS., “Principles of total hip arthroplasty. St. Louis, C.V. Mosby, pp 437–455”, 1978.

[81] R. Decking, A. Brunner, J. Decking, W. Puhl, ve K.-P. Günther, “Reliability of the Crowe und Hartofilakidis classifications used in the assessment of the adult dysplastic hip”, *Skeletal Radiol.*, c. 35, sy 5, ss. 282-287, May. 2006, doi: 10.1007/s00256-005-0061-5.

[82] D. G. Mendes, M. S. Said, ve K. Aslan, “Classification of adult congenital hip dysplasia for total hip arthroplasty”, *Orthopedics*, c. 19, sy 10, ss. 881-887; quiz 888-889, Eki. 1996.

[83] M. S. Gaston, P. Gaston, P. Donaldson, ve C. R. Howie, “A new classification system for the adult dysplastic hip requiring total hip arthroplasty: a reliability study”, *Hip Int*, c. 19,

sy 2, ss. 96-101, Haz. 2009, doi: 10.1177/112070000901900203.

[84] U. Kandemir, M. Yazici, A. M. Alpaslan, ve A. Surat, “Morphology of the knee in adult patients with neglected developmental dysplasia of the hip”, *J Bone Joint Surg Am*, c. 84, sy 12, ss. 2249-2257, Ara. 2002, doi: 10.2106/00004623-200212000-00019.

[85] “https://www.orthobullets.com/recon/5008/adult-dysplasia-of-the-hip”. .

[86] T. Karachalios ve G. Hartofilakidis, “Congenital hip disease in adults: terminology, classification, pre-operative planning and management”, *J Bone Joint Surg Br*, c. 92, sy 7, ss. 914-921, Tem. 2010, doi: 10.1302/0301-620X.92B7.24114.

[87] D. J. Berry ve J. R. Lieberman, *Surgery of the hip*, Second. Philadelphia: Elsevier, Inc, 2019.

[88] S. A. Green, N. L. Harris, D. M. Wall, J. Ishkanian, ve H. Marinow, “The Rancho mounting technique for the Ilizarov method. A preliminary report”, *Clin. Orthop. Relat. Res.*, sy 280, ss. 104-116, Tem. 1992.

[89] M. Inan, J. D. Bomar, M. Küçükkaya, ve A. Harma, “A comparison between the use of a monolateral external fixator and the Ilizarov technique for pelvic support osteotomies”, *Acta Orthop Traumatol Turc*, c. 38, sy 4, ss. 252-260, 2004.

[90] M. A. Swanson ve M. H. Huo, “Total hip arthroplasty in the ankylosed hip”, *J Am Acad Orthop Surg*, c. 19, sy 12, ss. 737-745, Ara. 2011, doi: 10.5435/00124635-201112000-00004.

[91] R. W. Crawford, V. Psychoyios, G. Gie, R. Ling, ve D. Murray, “Incomplete cement mantles in the sagittal femoral plane: an anatomical explanation”, *Acta Orthop Scand*, c. 70, sy 6, ss. 596-598, Ara. 1999, doi: 10.3109/17453679908997848.

[92] L. D. Dorr, M. C. Faugere, A. M. Mackel, T. A. Gruen, B. Bognar, ve H. H. Malluche, “Structural and cellular assessment of bone quality of proximal femur”, *Bone*, c. 14, sy 3, ss. 231-242, Haz. 1993, doi: 10.1016/8756-3282(93)90146-2.

[93] S. T. Canale, F. M. Azar, J. H. Beaty, ve W. C. Campbell, *Campbell’s operative orthopaedics*, Thirteenth edition. Philadelphia, PA: Elsevier, Inc, 2017.

[94] L. W. Carter, D. O. Stovall, ve T. R. Young, “Determination of accuracy of preoperative templating of noncemented femoral prostheses”, *J Arthroplasty*, c. 10, sy 4, ss. 507-513, Ağu. 1995, doi: 10.1016/s0883-5403(05)80153-6.

[95] P. Massin, L. Schmidt, ve C. A. Engh, “Evaluation of cementless acetabular component migration. An experimental study”, *J Arthroplasty*, c. 4, sy 3, ss. 245-251, Eyl. 1989, doi: 10.1016/s0883-5403(89)80020-8.

[96] S. B. Goodman, S. J. Adler, D. P. Fyhrie, ve D. J. Schurman, “The acetabular teardrop and its relevance to acetabular migration”, *Clin. Orthop. Relat. Res.*, sy 236, ss. 199-204, Kas. 1988.

[97] B. N. Edwards, H. S. Tullos, ve P. C. Noble, “Contributory factors and etiology of sciatic nerve palsy in total hip arthroplasty”, *Clin. Orthop. Relat. Res.*, sy 218, ss. 136-141, May. 1987.

[98] Engh CA, Bobyn JD., “Biological Fixation in Total Hip Arthroplasty. NJ: Slack”, 1985.

[99] W. N. Capello, “Preoperative planning of total hip arthroplasty”, *Instr Course Lect*, c. 35, ss. 249-257, 1986.

[100] Y. Li *vd.*, "Equalisation of leg lengths in total hip arthroplasty for patients with Crowe type-IV developmental dysplasia of the hip: classification and management", *Bone Joint J*, c. 99-B, sy 7, ss. 872-879, Tem. 2017, doi: 10.1302/0301-620X.99B7.BJJ-2016-1328.R1.

[101] J. L. Knight ve R. D. Atwater, "Preoperative planning for total hip arthroplasty. Quantitating its utility and precision", *J Arthroplasty*, c. 7 Suppl, ss. 403-409, 1992, doi: 10.1016/s0883-5403(07)80031-3.

[102] R. Iorio, J. Siegel, L. M. Specht, J. F. Tilzey, A. Hartman, ve W. L. Healy, "A comparison of acetate vs digital templating for preoperative planning of total hip arthroplasty: is digital templating accurate and safe?", *J Arthroplasty*, c. 24, sy 2, ss. 175-179, Şub. 2009, doi: 10.1016/j.arth.2007.11.019.

[103] P. Gamble, J. de Beer, D. Petruccelli, ve M. Winemaker, "The accuracy of digital templating in uncemented total hip arthroplasty", *J Arthroplasty*, c. 25, sy 4, ss. 529-532, Haz. 2010, doi: 10.1016/j.arth.2009.04.011.

[104] A. D. Rosenstein ve R. J. Diaz, "Challenges and solutions for total hip arthroplasty in treatment of patients with symptomatic sequelae of developmental dysplasia of the hip", *Am J. Orthop.*, c. 40, sy 2, ss. 87-91, Şub. 2011.

[105] K.-A. Lai, W.-J. Shen, L.-W. Huang, ve M.-Y. Chen, "Cementless total hip arthroplasty and limb-length equalization in patients with unilateral Crowe type-IV hip dislocation", *J Bone Joint Surg Am*, c. 87, sy 2, ss. 339-345, Şub. 2005, doi: 10.2106/JBJS.D.02097.

[106] C. Röder, R. Vogel, L. Burri, D. Dietrich, ve L. P. Staub, "Total hip arthroplasty: leg length inequality impairs functional outcomes and patient satisfaction", *BMC Musculoskelet Disord*, c. 13, s. 95, Haz. 2012, doi: 10.1186/1471-2474-13-95.

[107] C. S. Ranawat ve J. A. Rodriguez, "Functional leg-length inequality following total hip arthroplasty", *J Arthroplasty*, c. 12, sy 4, ss. 359-364, Haz. 1997, doi: 10.1016/s0883-5403(97)90190-x.

[108] M. Kerboull, M. Hamadouche, ve L. Kerboull, "Total hip arthroplasty for Crowe type IV developmental hip dysplasia: a long-term follow-up study", *J Arthroplasty*, c. 16, sy 8 Suppl 1, ss. 170-176, Ara. 2001, doi: 10.1054/arth.2001.28368.

[109] T. L. Bernasek, G. J. Haidukewych, K. A. Gustke, O. Hill, ve M. Levering, "Total hip arthroplasty requiring subtrochanteric osteotomy for developmental hip dysplasia: 5- to 14-year results", *J Arthroplasty*, c. 22, sy 6 Suppl 2, ss. 145-150, Eyl. 2007, doi: 10.1016/j.arth.2007.05.014.

[110] T. Fujishiro, T. Nishiyama, S. Hayashi, M. Kurosaka, T. Kanno, ve T. Masuda, "Leg length change in total hip arthroplasty with subtrochanteric femoral shortening osteotomy for Crowe type IV developmental hip dysplasia", *J Arthroplasty*, c. 27, sy 6, ss. 1019-1022, Haz. 2012, doi: 10.1016/j.arth.2012.01.032.

[111] C. F. Eberle, "Pelvic obliquity and the unstable hip after poliomyelitis", *J Bone Joint Surg Br*, c. 64, sy 3, ss. 300-304, 1982.

[112] Y. Hasegawa, T. Iwase, T. Kanoh, T. Seki, ve A. Matsuoka, "Total hip arthroplasty for Crowe type IV developmental dysplasia", *J Arthroplasty*, c. 27, sy 9, ss. 1629-1635, Eki. 2012, doi: 10.1016/j.arth.2012.02.026.

[113] D. Y. Lee, I. H. Choi, C. Y. Chung, T. J. Cho, ve J. C. Lee, "Fixed pelvic obliquity after poliomyelitis: classification and management", *J Bone Joint Surg Br*, c. 79, sy 2, ss. 190-196, Mar. 1997, doi: 10.1302/0301-620x.79b2.7052.

[114] G. M. Russotti ve W. H. Harris, "Proximal placement of the acetabular component

in total hip arthroplasty. A long-term follow-up study", *J Bone Joint Surg Am*, c. 73, sy 4, ss. 587-592, Nis. 1991.

[115] *Congenital Hip Disease in Adults*. Milano: Springer Milan, 2014.

[116] F. Linde ve J. Jensen, "Socket loosening in arthroplasty for congenital dislocation of the hip", *Acta Orthop Scand*, c. 59, sy 3, ss. 254-257, Haz. 1988, doi: 10.3109/17453678809149356.

[117] G. Hartofilakidis, G. Georgiades, G. C. Babis, ve C. K. Yiannakopoulos, "Evaluation of two surgical techniques for acetabular reconstruction in total hip replacement for congenital hip disease: results after a minimum ten-year follow-up", *J Bone Joint Surg Br*, c. 90, sy 6, ss. 724-730, Haz. 2008, doi: 10.1302/0301-620X.90B6.20490.

[118] N. Sugano, T. Nishii, H. Miki, H. Yoshikawa, Y. Sato, ve S. Tamura, "Mid-term results of cementless total hip replacement using a ceramic-on-ceramic bearing with and without computer navigation", *J Bone Joint Surg Br*, c. 89, sy 4, ss. 455-460, Nis. 2007, doi: 10.1302/0301-620X.89B4.18458.

[119] G. Bicanic, K. Barbaric, I. Bohacek, A. Aljinovic, ve D. Delimar, "Current concept in dysplastic hip arthroplasty: Techniques for acetabular and femoral reconstruction", *World J Orthop*, c. 5, sy 4, ss. 412-424, Eyl. 2014, doi: 10.5312/wjo.v5.i4.412.

[120] T. A. Xenakis *vd.*, "Neglected congenital dislocation of the hip. Role of computed tomography and computer-aided design for total hip arthroplasty", *J Arthroplasty*, c. 11, sy 8, ss. 893-898, Ara. 1996, doi: 10.1016/s0883-5403(96)80129-x.

[121] L. C. Biant, W. J. M. Bruce, J. B. Assini, P. M. Walker, ve W. R. Walsh, "The anatomically difficult primary total hip replacement: medium- to long-term results using a cementless odular stem", *J Bone Joint Surg Br*, c. 90, sy 4, ss. 430-435, Nis. 2008, doi: 10.1302/0301-620X.90B4.19718.

[122] G. Hartofilakidis, K. Stamos, ve T. Karachalios, "Treatment of high dislocation of the hip in adults with total hip arthroplasty. Operative technique and long-term clinical results", *J Bone Joint Surg Am*, c. 80, sy 4, ss. 510-517, Nis. 1998, doi: 10.2106/00004623-199804000-00007.

[123] D. Neumann, C. Thaler, ve U. Dorn, "Femoral shortening and cementless arthroplasty in Crowe type 4 congenital dislocation of the hip", *Int Orthop*, c. 36, sy 3, ss. 499-503, Mar. 2012, doi: 10.1007/s00264-011-1293-8.

[124] O. Reikeraas, P. Lereim, I. Gabor, R. Gunderson, ve I. Bjerkreim, "Femoral shortening in total arthroplasty for completely dislocated hips: 3-7 year results in 25 cases", *Acta Orthop Scand*, c. 67, sy 1, ss. 33-36, Şub. 1996, doi: 10.3109/17453679608995605.

[125] M.-S. Park, K.-H. Kim, ve W.-C. Jeong, "Transverse subtrochanteric shortening osteotomy in primary total hip arthroplasty for patients with severe hip developmental dysplasia", *J Arthroplasty*, c. 22, sy 7, ss. 1031-1036, Eki. 2007, doi: 10.1016/j.arth.2007.05.011.

[126] C. Li, C. Zhang, M. Zhang, ve Y. Ding, "Comparison of transverse and modified subtrochanteric femoral shortening osteotomy in total hip arthroplasty for developmental dysplasia of hip: a meta-analysis", *BMC Musculoskelet Disord*, c. 15, s. 331, Eki. 2014, doi: 10.1186/1471-2474-15-331.

[127] M. Franken, B. Grimm, ve I. Heyligers, "A comparison of four systems for calibration when templating for total hip replacement with digital radiography", *J Bone Joint Surg Br*, c. 92, sy 1, ss. 136-141, Oca. 2010, doi: 10.1302/0301-620X.92B1.22257.

[128] A. J. Krych, J. L. Howard, R. T. Trousdale, M. E. Cabanela, ve D. J. Berry, "Total hip arthroplasty with shortening subtrochanteric osteotomy in Crowe type-IV developmental

dysplasia: surgical technique", *J Bone Joint Surg Am*, c. 92 Suppl 1 Pt 2, ss. 176-187, Eyl. 2010, doi: 10.2106/JBJS.J.00061.

[129] M. Takao, K. Ohzono, T. Nishii, H. Miki, N. Nakamura, ve N. Sugano, "Cementless modular total hip arthroplasty with subtrochanteric shortening osteotomy for hips with developmental dysplasia", *J Bone Joint Surg Am*, c. 93, sy 6, ss. 548-555, Mar. 2011, doi: 10.2106/JBJS.I.01619.

[130] A. F. Kamath, D. C. Austin, P. B. Derman, ve C. L. Israelite, "Unplanned hip arthroplasty imposes clinical and cost burdens on treating institutions", *Clin. Orthop. Relat. Res.*, c. 471, sy 12, ss. 4012-4019, Ara. 2013, doi: 10.1007/s11999-013-3226-x.

[131] M. E. Müller, "Lessons of 30 years of total hip arthroplasty", *Clin. Orthop. Relat. Res.*, sy 274, ss. 12-21, Oca. 1992.

[132] O. Cech, M. Fassbender, P. Kirschner, ve Z. Rozkydal, "Preoperative planning and surgical technic in achieving stability and leg length equality in total hip joint arthroplasty", *Acta Chir Orthop Traumatol Cech*, c. 69, sy 6, ss. 362-368, 2002.

[133] S. Eggli, M. Pisan, ve M. E. Müller, "The value of preoperative planning for total hip arthroplasty", *J Bone Joint Surg Br*, c. 80, sy 3, ss. 382-390, May. 1998, doi: 10.1302/0301-620x.80b3.7764.

[134] F. S. Haddad, B. A. Masri, D. S. Garbuz, ve C. P. Duncan, "THE PREVENTION OF PERIPROSTHETIC FRACTURES IN TOTAL HIP AND KNEE ARTHROPLASTY", *Orthopedic Clinics of North America*, c. 30, sy 2, ss. 191-207, Nis. 1999, doi: 10.1016/S0030-5898(05)70074-2.

[135] S. T. Woolson, "Leg length equalization during total hip replacement", *Orthopedics*, c. 13, sy 1, ss. 17-21, Oca. 1990.

[136] K. T. Suh, S. J. Cheon, ve D. W. Kim, "Comparison of preoperative templating with postoperative assessment in cementless total hip arthroplasty", *Acta Orthop Scand*, c. 75, sy 1, ss. 40-44, Şub. 2004, doi: 10.1080/00016470410001708070.

[137] Nople P, "Biomechanics of revision hip replacement. In: Bono J, McCarthy J, Thornhill T, Bierbaum B, Turner R, editors. Revision total hip arthroplasty. New York: Springer; 1999. p 135-41.", .

[138] Mathis K, Nople P, ve Tullos H., "Preoperative templating in revision total hip arthroplasty. In: Bono J, McCarthy J, Thornhill T, Bierbaum B, Turner R, editors. Revision total hip arthroplasty. New York: Springer; 1999. p 129-34.", New York: Springer, 1999.

[139] McCabe J, Pellicci P, ve Salvati E., "Dislocation following total hip arthroplasty. In: Bono J, McCarthy J, Thornhill T, Bierbaum B, Turner R, editors. Revision total hip arthroplasty. New York: Springer; 1999. p 391-400.", .

[140] T. E. Brown, Ed., *Arthritis & arthroplasty. The hip*. Philadelphia, PA: Saunders/Elsevier, 2009. ss.32

[141] J. M. Gorski ve L. Schwartz, "A Device to Measure X-ray Magnification in Preoperative Planning for Cementless Arthroplasty":, *Clinical Orthopaedics and Related Research*, c. NA;, sy 202, s. 302???306, Oca. 1986, doi: 10.1097/00003086-198601000-00043.

[142] B. Kniesel, L. Konstantinidis, A. Hirschmüller, N. Südkamp, ve P. Helwig, "Digital templating in total knee and hip replacement: an analysis of planning accuracy", *International Orthopaedics (SICOT)*, c. 38, sy 4, ss. 733-739, Nis. 2014, doi: 10.1007/s00264-013-2157-1.

[143] R. J. King, P. Makrides, J. A. Gill, S. Karthikeyan, S. J. Krikler, ve D. R. Griffin, "A

novel method of accurately calculating the radiological magnification of the hip", *J Bone Joint Surg Br*, c. 91, sy 9, ss. 1217-1222, Eyl. 2009, doi: 10.1302/0301-620X.91B9.22615.

[144] J. A. Baxter, T. Barlow, S. Karthikeyan, D. J. Mayo, ve R. J. King, "The accuracy of automatic calibration of digital pelvic radiographs using two different scale markers: a comparative study", *Hip Int*, c. 22, sy 1, ss. 82-89, Şub. 2012, doi: 10.5301/HIP.2012.9044.

[145] F. Mittag, I. Ipach, R. Schaefer, C. Meisner, ve U. Leichtle, "Predictive value of preoperative digital templating in THA depends on the surgical experience of the performing physician", *Orthopedics*, c. 35, sy 2, ss. e144-147, Şub. 2012, doi: 10.3928/01477447-20120123-14.

[146] S. Jung, C. Neuerburg, T. Kappe, D. Wernerus, H. Reichel, ve R. Bieger, "Validity of digital templating in total hip arthroplasty: impact of stem design and planner's experience", *Z Orthop Unfall*, c. 150, sy 4, ss. 404-408, Eyl. 2012, doi: 10.1055/s-0031-1298386.

[147] Y. Kosashvili *vd.*, "Digital versus conventional templating techniques in preoperative planning for total hip arthroplasty", *Can J Surg*, c. 52, sy 1, ss. 6-11, Şub. 2009.

[148] D. R. Whiddon, J. V. Bono, J. E. Lang, E. L. Smith, ve A. K. Salyapongse, "Accuracy of digital templating in total hip arthroplasty", *Am J. Orthop.*, c. 40, sy 8, ss. 395-398, Ağu. 2011.

[149] J. H. Phillips, A. E. Albregts, T. F. Kling, ve M. J. Cohen, "Digital radiography in pediatric orthopaedics: a prospective, controlled, and randomized trial", *J Pediatr Orthop*, c. 14, sy 3, ss. 377-380, Haz. 1994, doi: 10.1097/01241398-199405000-00020.

[150] B. The, N. Verdonschot, J. R. van Horn, P. M. A. van Ooijen, ve R. L. Diercks, "Digital versus analogue preoperative planning of total hip arthroplasties: a randomized clinical trial of 210 total hip arthroplasties", *J Arthroplasty*, c. 22, sy 6, ss. 866-870, Eyl. 2007, doi: 10.1016/j.arth.2006.07.013.

[151] E. M. Greber, C. E. Pelt, J. M. Gililland, M. B. Anderson, J. A. Erickson, ve C. L. Peters, "Challenges in Total Hip Arthroplasty in the Setting of Developmental Dysplasia of the Hip", *J Arthroplasty*, c. 32, sy 9S, ss. S38-S44, 2017, doi: 10.1016/j.arth.2017.02.024.

[152] X. Zhao *vd.*, "The utility of digital templating in Total Hip Arthroplasty with Crowe type II and III dysplastic hips", *International Orthopaedics (SICOT)*, c. 35, sy 5, ss. 631-638, May. 2011, doi: 10.1007/s00264-010-0991-y.

[153] E. Sariali, R. Mauprivez, F. Khiami, H. Pascal-Mousselard, ve Y. Catonné, "Accuracy of the preoperative planning for cementless total hip arthroplasty. A randomised comparison between three-dimensional computerised planning and conventional templating", *Orthop Traumatol Surg Res*, c. 98, sy 2, ss. 151-158, Nis. 2012, doi: 10.1016/j.otsr.2011.09.023.

[154] D. Inoue *vd.*, "Value of computed tomography-based three-dimensional surgical preoperative planning software in total hip arthroplasty with developmental dysplasia of the hip", *Journal of Orthopaedic Science*, c. 20, sy 2, ss. 340-346, 2015, doi: 10.1007/s00776-014-0683-3.