

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

ŞABLONLAMA YÖNTEMLERİ KULLANILMADAN
YAPILAN TOTAL KALÇA ARTROPLASTİSİ
VAKALARINDA BİYOMEKANİK DENGEYİ
SAĞLAYABİLİYOR MUYUZ?

UZMANLIK TEZİ
DR. ABDULLAH EFKAN ÖZCAN

TEZ DANIŞMANI
PROF.DR. ALİ TURGAY ÇAVUŞOĞLU

ANKARA 2020

**T.C.
GAZİ ÜNİVERSİTESİ TIP FAKÜLTESİ
ORTOPEDİ VE TRAVMATOLOJİ ANABİLİM DALI**

**ŞABLONLAMA YÖNTEMLERİ KULLANILMADAN
YAPILAN TOTAL KALÇA ARTROPLASTİSİ
VAKALARINDA BİYOMEKANİK DENGİYİ
SAĞLAYABİLİYOR MUYUZ?**

**UZMANLIK TEZİ
DR. ABDULLAH EFKAN ÖZCAN**

**TEZ DANIŞMANI
PROF.DR. ALİ TURGAY ÇAVUŞOĞLU**

ANKARA 2020

TEŞEKKÜR

Klinikteki eğitimimde bilgi ve birikimlerini aktaran tım oğretim üyesi hocalarıma, tez konumun belirlenmesinde ve hazırlanmasında desteğini esirgemeyen Prof. Dr. Ali Turgay avuşoğlu hocama, ayrıca özel olarak Prof.Dr. Sacit Turanlı, Prof.Dr. Erdinç Esen, Prof.Dr. Hakan Atalar hocalarıma teőekkürlerimi sunarım.

Son olarak, çok kıymetli aileme ve bu süreçte desteğini her zaman hissettiren eőim Selva Kurtoğlu Özcan'a teşekkür ederim.

Abdullah Efkan ÖZCAN

İÇİNDEKİLER

TEŞEKKÜR	i
İÇİNDEKİLER.....	ii
ŞEKİLLER DİZİNİ.....	iv
TABLolar DİZİNİ	v
KISALTMALAR	vi
1.GİRİŞ VE AMAÇ	1
2.GENEL BİLGİLER.....	4
2.1.TARİHÇE.....	4
2.2.ANATOMİ.....	5
2.3.EMBRİYOLOJİ	12
2.4 KALÇA EKLEMİ BİYOMEKANİĞİ	13
2.5 TOTAL KALÇA ARTROPLASTİSİ	19
2.5.1 Total kalça artroplastisi biyomekaniği	19
2.5.2 Preoperatif Planlama	33
2.5.3 Cerrahi yaklaşım teknikleri	35
2.5.4 Sementli ve sementsiz protezler	36
2.5.5 Endikasyonlar ve Kontraendikasyonlar.....	37
2.5.6 Komplikasyonlar	38
3.GEREÇ VE YÖNTEM	44

4.BULGULAR VE SONUÇ	50
5.TARTIŞMA.....	53
6.ÖZET.....	63
7.SUMMARY	65
8.KAYNAKLAR.....	67



ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 1:Os Pelvisi oluşturan kemikler	6
Şekil 2: Kalça eklemi bağları	7
Şekil 3. Femur başına etki eden kuvvetler	14
Şekil 4. Femur başına etki eden kuvvetler	14
Şekil 5. Pelvik tilt-Pelvik insidans-Sakral slop ölçümü	19
Şekil 6. Femoral ofset ölçümü.....	23
Şekil 7. Femoral komponentte dikkat edilecek noktalar	24
Şekil 8. Vertikal yükseklik	26
Şekil 9. Vertikal yükseklik	26
Şekil 10. Femoral stem ve boyun uzunluğunun değişimleri ve etkileri	30
Şekil 11. Medial ofset.....	31
Şekil 12. Medial ofset.....	31
Şekil 13. Baş çapının eklem hareket genişliğine etkisi	32
Şekil 14. Atlama Mesafesi	33
Şekil 15. Asetat üzerinde Şablonlama örneği.....	34
Şekil 16. Bilgisayar yardımcı şablonlama örneği	35
Şekil 17. Asetabuler kadran sistemi	43
Şekil 18. Ölçümleme örneğimiz	48
Şekil 19. Ölçümleme örneğimiz	49

TABLÖLAR DİZİNİ

Tablo 1. Kalça protezi sonrası komplikasyonlar	38
Tablo 2. Sağ/sol taraf preop bulguların dağılımı.....	50
Tablo 3. Postop fark büyüklüklerinin dağılımı	51



KISALTMALAR

A.	: Arteria
CRP.	: C- reaktif protein
DVT.	: Derin ven trombozu
DMAH.	: Düşük molekül ağırlıklı heparin
GKD.	: Gelişimsel Kalça Displazisi
Hg.	: Hemoglobin
Htc.	: Hematokrit
İnf.	: İnferior
İV.	: İntravenöz
Lig.	: Ligamentum
M.	: Muskulus
N.	: Nervus
NSAİİ.	: Nonsteroid antienflamatuar ajan
PMMA.	: Polimetilmetakrilat
Preop.	: Preoperatif
Postop.	: Postoperatif
Post.	: Posterior
SIAS.	: Spina İliaka Anterior Superior
TKP.	: Total Kalça Protezi
TKA.	: Total Kalça Artroplastisi
AP.	: Anteroposterior
VKI	: Vücut kitle indeksi
Ti.	: Transischial çizgi
T. Minör	: Trokanter minör
M. asetabulum	: Asetabulum merkezi
S.	: Sakral çizgi
T. Major	: Trokanter major
VO.	: Vertikal ofset
ML.	: Mediolateral ofset

1.GİRİŞ VE AMAÇ

İnsanda hareketin önemli parçası yürümedir. Yürüme işlemini yerine getirirken, en çok kullandığımız eklemlerden biri kalça eklemidir. Kalça eklemi, yürüme sırasında yüke maruz kalan ve bunun neticesinde fazla aşınan eklemlerden biri olarak karşımıza çıkmaktadır.

Ortalama yaşam süresinin artması, eklemlerin maruz kaldığı yükü zamansal olarak artırmaktadır. Bunun yanında obezitenin de artması eklemlerin toplam taşıdığı yükü artırmaktadır. Bunlara bağlı olarak kıkırdakta dejenerasyon ve koksartroz ile daha fazla karşılaşmaktayız. Bu dejenerasyon ve eklem sorunları, hastalarda ağrıya sebebiyet verirken, ağrı ise hastaların yaşam kalitesini düşürmektedir(1).

Kalça ağrısı çeken hastalarda, ağrısız eklemi ve fonksiyonel hareketi sağlamak için birçok tedavi yöntemi vardır. Başarılı tedavi yöntemleri teknolojik gelişmelerle birlikte zaman içinde değişiklik göstermiştir. Günümüzde dejenerasyona uğramış kalça eklemine sahip hastalarda, tercih edilen tedavi yöntemlerinden biri total kalça artroplastisidir.

Teknolojik gelişmeler ,ameliyattan önce hastaya özgü implant seçimini ve biyomekanik dengeyi daha kolay sağlamayı mümkün kılabilmektedir(2).Bu da cerrahın operasyon esnasında işini kolaylaştırmaktadır. Bu yöntemlere ameliyat öncesi şablonlama yöntemleri denilmektedir. Günümüzde bu yöntemlerin genel olarak dijital ortamlara taşınması nedeniyle, dijital şablonlama yöntemleri kullanılır olmuştur. Ancak hastane bazında bu teknolojinin satın alma maliyeti oldukça fazladır. Özellikle bu nedenle, Türkiye’de bu yöntemin kullanımı oldukça sınırlıdır. Ankara gibi ülkemizin sağlık alanında lider illerinden birinde bile az sayıda klinikte total kalça protezi ameliyatlarında, preoperatif dijital şablonlama yöntemi kullanılmaktadır.

Kalça artroplastisinde şablonlama yöntemleri, operasyon sonrasında daha iyi biyomekanik, radyolojik ve klinik sonuçlar elde etmek için kullanılmaktadır. Çalışmalarda, bu yöntemlerin kalça artroplastisinde gereklilik olduğu savunulmaktadır(3).Bununla ilintili olarak biyomekanik dengenin sağlanamadığı hastalarda klinik sonuçlarda kötü olmaktadır.(4)

Bu çalışmanın ana amacı, şablonlama yöntemleri kullanılmadan yapılan total kalça protezi ameliyatlarının biyomekanik sonuçlarının değerlendirilmesi ve şablonlama yöntemi kullanılmadan, mükemmel sonuçların elde edilmesinin zorlaştığının vurgulanmasıdır.



2.GENEL BİLGİLER

2.1.TARİHÇE

Total kalça protezinin günümüzdeki halini anlamak, geçmişte hangi aşamalardan geçerek geldiğini bilmekten geçer.20. yüzyılın başlarında, kalça ameliyatlarında biyolojik maddeler kullanılırdı, bunlar eklem çevresi yumuşak dokular,fascia lata olabiliyordu(5).

1923 yılında Smith Peterson, biyolojik membran kullanımı yerine mold artroplasti tekniğini bulmuştur ve ilk mold maddesi cam olmuştur(5).Aslında başarısız olan bu madde, ilerde kullanılacak materyaller için umut ışığı olmuştur.

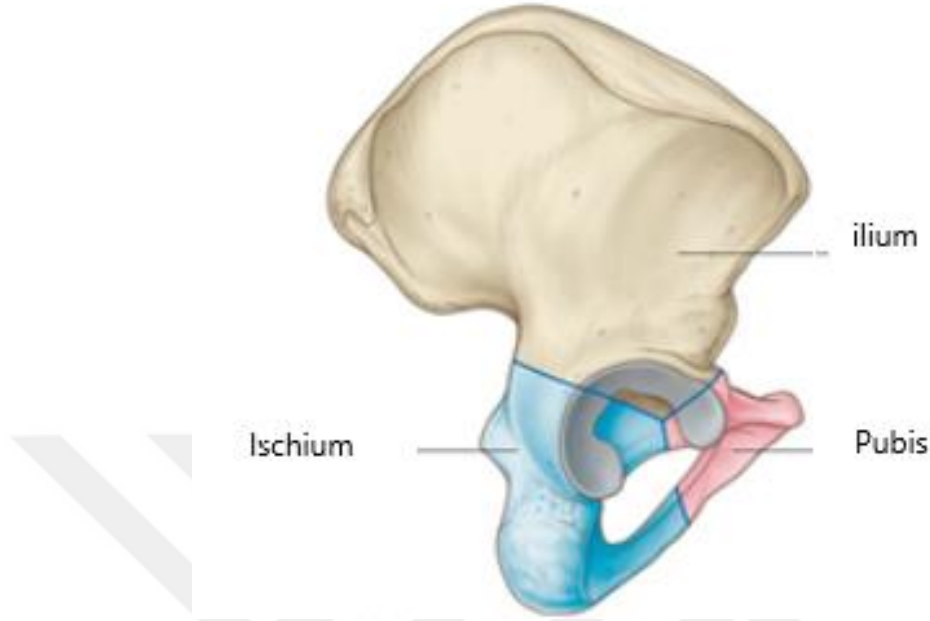
Daha sonra 1950 yılında Thompson ve Moore femoral kanal içine uyumlu metal endoprotezleri keşfetmişlerdir(6).Böylece vücut ağırlığı femura düzgün bir şekilde aktarılabilmiştir. Bunların kullanımı sonucunda, asetabulum kırık- metal baş arası yüksek sürtünme miktarı nedeniyle, femoral kanal ile metal protez temas bileşkesinde, aşırı zorlanma- erken gevşeme ile karşılaşmıştır. Bu etkilerden dolayı, asetabulum yüzeyinin değiştirilmesi ihtiyacı doğmuştur(6).

1951 yılında Urist, Ring, McKee-Farrar metal-metal total kalça protezini kullanmışlar. Fakat sürtünmenin fazla olması nedeniyle, yüksek miktarda gevşeme ve ağrı bulguları burada da ortaya çıkmıştır(6).

1961 de Charnley, politetrafloretilden yapılan asetabular komponenti çimento ile (polimetilmetakrilat) asetabulumuna tespit etmiş(7).Charnley düşük sürtünmeli artroplastik tekniği ile metal-polietilen kalça artroplastisinin temelini atmıştır(7).Charnley'in bu kalça artroplastisi tekniği, teknolojik gelişmeler ile şekillenerek günümüzde hala kullanılmaktadır.

2.2.ANATOMİ

Kalça eklemi femur başı ve os koksa(asetabulum) arasında,3 farklı eksenle hareket edebilen bir eklemdir. Os koksa 3 farklı kemikten oluşmuştur. Bunlar; İlium, iskium ve pubik kemiklerdir (Şekil 1).



Şekil 1:Os Pelvisi oluşturan kemikler Gray's Anatomy for Student

Bu üç kemik 14-16 yaşlarında ossifiye olarak tek bir kemik yapı halini alır. İskium kemiği asetabulumun arka duvarını, pubik kemik ön-alt duvarını, iliak kemik ise esas olarak üst duvarını oluşturur.

Eklem kapsülü yukarıda asetabulumun, femur proksimalinde ön tarafta, linea intertrokanterika ve büyük trokantere, arkada ise krista intertrokanterikanın 1,5 cm medialine tutunur. Femur boyununun arkasını tamamen örtmez. İntertrokanterik krest ve bazoservikal bölgeye uzanmaz. Kalça eklemine stabilitesinde önemli rolü vardır(8).Eklem kapsülü, ekstansiyonda gergin, fleksiyonda gevşektir.

Ligamentum iskiofemorale

Tuber iskiadikumdan başlayarak ön tarafta linea intertrokanterikaya yapışır. Femuru arka taraftan destekler. Kalça ekleminin aşırı iç rotasyon hareketine engel olur (Şekil 2)

Ligamentum Pubofemorale

Üçgen şeklindedir. Alt kısmı pubisin üst ramusuna, üst kısmı intertrokanterik hattın altına yapışır. Ekstansiyon ve abdüksiyonu kısıtlar. Addüksiyonu kolaylaştırır.

Ligamentum Capitis Femoris (Lig. Teres)

Kalça eklemi içinde bulunur. Fovea capitis femoris'ten fossa asetabuliye doğru uzanır. Bu ligamentin iç kısmında medial epifizyel damarlar bulunur.

Kalça eklemi Kasları

Ekstensörler

- M.Gluteus Maximus: Kalçanın en kuvvetli ekstensörüdür.N. gluteus inferior ile uyarılır.
- M.Adduktor Magnus Arka lifleri
- Hamstring kasları: Yürüme esnasında esas ekstansörler hamstring kaslarıdır. Dize fleksiyonda yaptırırlar.

Fleksörler

- M.İliopsoas: Kalçanın en kuvvetli fleksörlerinden biridir.
- M.Rectus Femoris: Kalçaya fleksiyon, dize ekstansiyon yaptırır. Siniri N. femoralis'dir.
- M.Sartorius: Kalçanın ve dizin fleksörüdür.N. femoralis ile uyarılır.

Adduktörler

- M.Adduktor Brevis: N. obturatorius ile uyarılır.
- M.Adduktor Longus: N. obturatorius ile uyarılır.
- M.Adduktor Magnus: N. obturatorius ile uyarılır. Kalçaya ek olarak iç rotasyon da yaptırır.
- M.Pektineus: N. femoralis veya N. obturatorius ile uyarılır.
- M.Gracilis: Kalçaya adduksiyon, dize fleksiyon yaptırır.

Abduktörler

- M.Gluteus Medius: Kalçanın en güçlü abduktörüdür. Siniri N. gluteus superior'dur.
- M.Gluteus Minimus: Siniri N. gluteus superior'dur.

- M.Tensor Fasia Lata: Kalçaya hem fleksiyon hem de abdüksiyon yaptırır. Siniri N. gluteus superior'dur.

İç Rotatorlar

- M.Gluteus Medius ve Minimusun ön lifleri
- M.Semitendinosus ve M. Semimembranosus: Kalçaya ekstansiyon, dize fleksiyon yaptırır. N. tibialis ile uyarılır.
- M.Pektineus: Siniri N. femoralis'dir.
- M.Adduktor Magnusun arka lifleri

Dış Rotatorlar

- M.Obturator Eksternus-İnternus: Obturator sinir tarafından innerve edilirler.
- M.Gemellus Inferior-Superior: Obturator sinir tarafından innerve edilirler
- M.Piriformis: N. ischiadicus ile innerve edilir.
- M.Quadratus Femoris: N. femoralis tarafında innerve edilirler.4 kastan oluşur. Bunlar; M. vastus medialis, M. vastus lateralis, M. vastus intermedius

Kalça Eklemi İnnervasyonu

Kalça eklemi innervasyonunun çoğu kısmını posterior artiküler sinir sağlar. Superior kısmı superior gluteal sinir, anterior kapsül kısmı ise femoral sinir dalları tarafından innerve edilir.

Kalça Eklemi Damarları

Asetabulum esas olarak 3 damardan beslenir. Bunlar; obturator, superior gluteal ve inferior gluteal arterlerdir.

Asetabulumun superior ve posterior bölümlerini; superior gluteal arter

İnferior ve posterior kısımlarını, inferior gluteal arter

Medial bölümünü, obturator arterin asetabular dalı besler

Femur başı ve boynunu, medial ve lateral sirkumfleks femoral arterler besler. Medial sirkumfleks femoral arterin bir dalı olan “lateral epifizyel arter” femur başının yük taşıyan bölümünü ve neredeyse yarısını besler(9).

Lateral sirkumfleks femoral arterden çıkan, eklem kapsülünün femoral yapışma yerine yakın yerden içine giren ve femur boynu seyince retinaküler dallar veren “çıkan – ascending– arterler” ,kırıklarda ve eklem içi basıncın arttığı durumlarda (enfeksiyon,

hematom), geçirilen cerrahiler sonrası tromboz veya laserasyon şeklinde zarar görebilirler(10).Sonuç olarak avasküler nekroza zemin hazırlayabilirler.

Kalça Eklemi Hareketleri

Sagital, frontal ve vertikal ekseninde hareket edebilir. Sagital ekseninde fleksiyon ve ekstansiyon, frontal ekseninde abdüksiyon ve addüksiyon, vertikal ekseninde iç ve dış rotasyon hareketleri yapar.

Eklem hareket açıklıkları sırası ile;

Fleksiyon/Ekstansiyon:120 /30 derece

Abdüksiyon/Addüksiyon:30-50/20 derece

İç/Dış rotasyon:30-40/40-50 derece

2.3.EMBRIYOLOJİ

Kalça eklemi mezenşimal farklılaşma ile 7. Gestasyonel haftada oluşmaya başlar. Asetabulumun ilkel kıkırdak çatısı 8. Haftada oluşur.11. haftada primitif hücrelerin farklılaşması ile femur başı ve asetabulumun kıkırdak yapıları oluşur, femur başı küresel olarak şekillenilir ve ilkel trokanter majör oluşur.6. ayın sonunda femurda ossifikasyon başlar.

Femur boyun-cisim açısı 130 derecedir ve doğuma kadar sabit kalır. Femoral anteversiyon fetal yaşamın ilk yarısında -4 ten +11 e farklılaşır.2. yarıda da artarak doğumda +35 dereceye ulaşır(11).

Doğumda asetabulum kıkırdak ile kaplanmıştır. Bu kıkırdak yapılar 8 yaşında kemikleşmeye başlar.18 yaş civarı ise füzyon görülür.

2.4 KALÇA EKLEMİ BİYOMEKANIĞI

Kalça biyomekaniği 1917 yılında John Koch tarafından tanımlanmıştır. Sağlıklı bir kalçanın biyomekaniğini anlamak için kalçaya uygulanan kuvvetlerin yönelimini ve kalçanın buna nasıl adapte olduğunu anlamak gerekir. Şekil 3 de görüldüğü gibi, eklem yansıyan toplam mekanik yüklenme, vücut ağırlığı-yük kolu momenti ile abdüktör kas gücü-kaldıraç kolu momentinin toplamına eşittir. Vücut ağırlığının yük kolu uzunluğu, abdüktör kasların (gluteus medius ve gluteus minimus) kaldıraç kolu uzunluğundan yaklaşık 3 kat daha uzundur. Yani dengeli bir şekilde yürümek için abdüktör kasların, vücut ağırlığının yaklaşık 3 katı fazla yüke karşı koyacak gücü üretmeleri anlamına gelir. Bu değerler anatomik varyasyonlar nedeniyle kişiden kişiye değişebilmektedir.

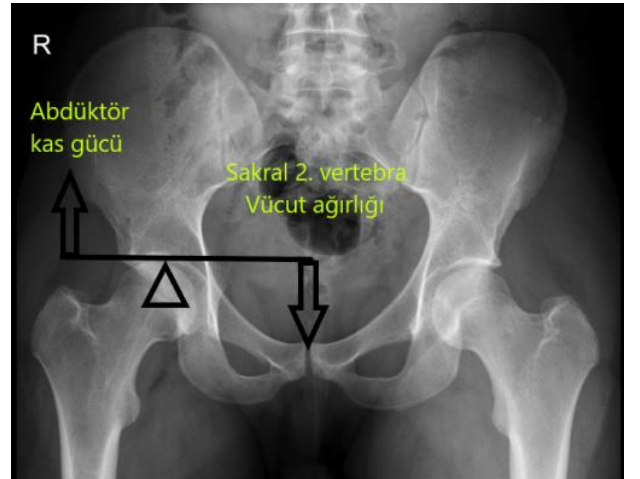
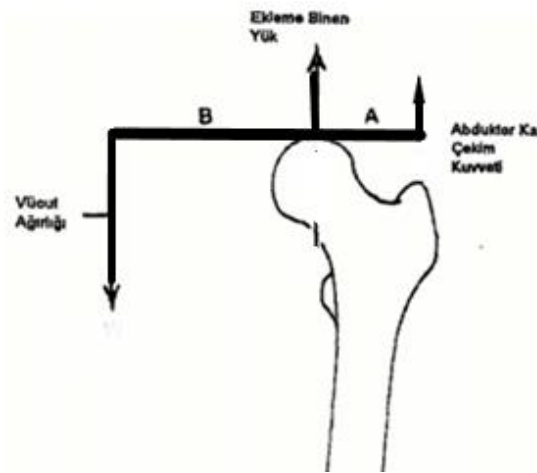
Bu mekanik prensibi detaylandırarak olursak;

Yük kolu; Vücut ağırlık merkezi ile femur başı arasındaki yatay mesafedir. İzafi olarak vücut ağırlığının, femur başına iletilmesini sağlar.

Kaldıraç kolu; Abdüktör kaslar ile femur başı arasındaki yatay mesafedir. İzafi olarak abdüktör kas gücünün etkisini, femur başına iletilmesini sağlar.

Vücut ağırlık merkezi: İnsanlarda 2. Sakral vertebranın önünden geçer.

Abdüktör kas gücü: Dengemizi korumak için gluteus medius ve gluteus minimus kaslarının ürettiği güçtür.



Şekil 3. Femur başına etki eden kuvvetler

Şekil 4. Femur başına etki eden kuvvetler

Şekilde görüldüğü gibi femoral baş üzerine etki eden toplam kuvvet;

Abdüktör çekme kuvveti x mesafe (A) + vücut ağırlığı x mesafe (B)

Kalça biyomekaniğini koksa varalı bir hasta ile örnekleyecek olursak, bu hastalarda abdüktör kaldıraç kolu uzar ve dengeli yürüme sağlamak için, abdüktör kasların üretmesi gereken güç azalır. Böyle bir hastada klinik sonuç olarak Trandelenburg yürüyüşü görülür.

Charnley'e göre abdüktör kolun lateralizasyonu ve asetabular komponentin medializasyonu kalça fonksiyonunu düzeltir(12).Bunu elde etmek için yüksek ofsetli kalça protezleri geliştirilmiştir. Kısa ofsetli protezler tercih edildiğinde, abdüktör kaldıraç kolu kısılacağından, dengeli bir kalça için daha fazla abdüktör kas gücü gerekmektedir. Yüksek ofsetli protez tercih edildiğinde ise abdüktör kol olumlu anlamda uzar ve abdüktörlerin, dengeli bir kalça eklemi için üretmesi gereken kas gücü azalır. Yüksek ofsetli protezlerin eski metal teknolojileri ile yapıldığı zamanlarda kırılma riskleri fazlaydı. Ancak günümüz metal teknolojilerinin gelişmesi nedeniyle yüksek ofsetli protezlerde kırılma oranları azalmıştır.

Bacak uzunluk farkı; sadece hatalı cerrahi uygulamaların sonucu olarak görülmez. Tümör, travma, enfeksiyon, gelişimsel kalça çıkığı, konjenital hastalıklar gibi birçok nedeni vardır. Bu sorun sadece bacak uzunluk farkı olan kemik veya eklemi değil, tüm ekstremitenin ve omurganın biyomekaniğini etkiler. Bu etkilerden bahsedecek olursak; uzun bacakta ayak, pronasyon ile kompensasyon sağlanmaya çalışır, kısa bacakta ise supinasyon ve plantar fleksiyon görülür. Diz ve kalça ise uzun bacakta fleksiyon, kısa bacakta ekstansiyon ile kompensasyona katkı sağlar(13). Ekstremitte uzunluk farkı olan hasta yürürken, kısa ekstremitenin üzerine basış süresi ve adım uzunluğu kısalır. Bu yürüyüş bozukluğu kısa ekstremitede, dizin ekstansiyonu ve ayağın plantar fleksiyonu ile telafi edilmeye çalışılır(14). Uzun ekstremitenin kalça ekleminde ağırlık taşıma alanı azalır ve normalden daha fazla yüke maruz kalır. Bu da osteoartrit gelişimine neden olabilir(14). Ayrıca ekstremitte uzunluk farkı, özellikle uzun ekstremitede diz eklemine dengesiz bir yüklenme olmasına ve vertikal zemin tepki şiddetinin artmasına sebep olduğundan ,diz osteoartritine neden olmaktadır(15). Ekstremitte uzunluk farkı olan kişilerde pelvik oblisite de bozulur. Omurga ise, bozulan pelvik oblisiteyi fonksiyonel skolyoza kadar ilerleyen patolojik mekanizmalar ile telafi etmeye çalışır. Ekstremitte uzunluk

farkı, uzun süre tedavi edilmez ise, lomber omurgada asimmetrik yüklenme sonucu ağrı ve dejeneratif değişiklikler de görülebilir(16).

Kalça eklemi ve omurga ile birlikte oryantasyon içinde hareket etmektedir. Bundan dolayı kalça biyomekaniğini, omurgadan bağımsız değerlendirmek hatalı bir yaklaşım olur. Kalça biyomekaniğini kavramak spinopelvik tanımları ve nelerden etkilendiğini anlamaktan geçmektedir (Şekil 5).

Pelvik tilt (PT); femur başı merkezinden S1 vertebra merkezine çekilen çizgi ile femur başı merkezinden geçen vertikal çizgi arasındaki açıdır.

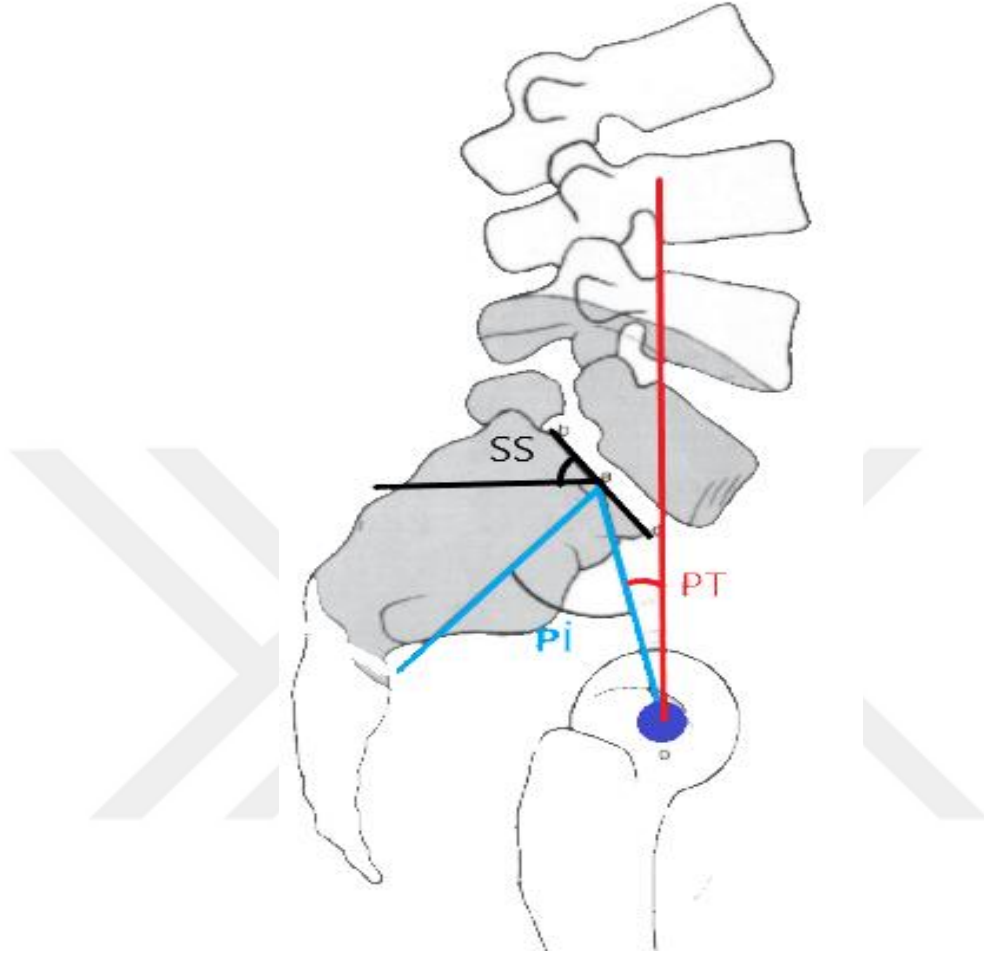
Sakral slop (SS); S1 vertebra eklem yüzünden geçen çizgi ile horizontal eksen çizgisinin arasında kalan açıdır.

Pelvik insidans (PI); femur başı merkezinden S1 vertebra merkezine çekilen çizgi ile S1 vertebra eklem yüzü çizgisine dik çekilen çizgi arasındaki açıdır.

Daha kolay anlatacak olursak;

Pelvik insidans= Pelvik tilt+ Sakral slop

Pelvik insidans her birey için değişmeyen bir değerdir. Fakat pelvik tilt ve sakral slop pelvisin pozisyonuna göre değişebilmektedir. Ayakta durma pozisyonundan oturma pozisyonuna geçen bir kişide pelvik tilt, posterior tarafa doğru artış gösterir, lomber lordoz azalır ve asetabular anteversiyon artar. Böylece femur başı ile asetabulum tekrardan uyumlu eklem haline kavuşur. Tam tersi bir şekilde, oturur pozisyondan, ayağa kalkan bir kişide, pelvik tilt anterior doğru artar ve asetabular anteversiyon azalır. Bu pelvik tilt-asetabular anteversiyon ilişkisinin bariz bir kanıtıdır ve total kalça artroplastisinin preoperatif şablonlama aşamasında dikkat edilmesi gereken konudur. Lomber füzyon geçirmiş, lomber dejeneratif bulguları olan veya spinal esnekliği azalan hastalarda spinopelvik denge bozulur. Bu hastalarda, oturur pozisyona gelindiğinde, asetabular anteversiyon artamaz ve femur başı-asetabulum eklem uyumu azalır. Aynı senaryoyu total kalça protezi olan hastada düşünürsek, çıkıkların görüleceğini söyleyebiliriz. Bu grup hastalarda asetabular komponenti yerleştirirken, anteversiyonun artırılması genel olarak kabul gören yaklaşımdır.



Şekil 5. Pelvik tilt-Pelvik insidans-Sakral slop ölçümü

2.5 TOTAL KALÇA ARTROPLASTİSİ

2.5.1 Total kalça artroplastisi biyomekaniği

Total kalça artroplastisi biyomekaniği, kırıklarda kullandığımız plak, vida ve çivilerden çok farklıdır. Çünkü bu implantlar, osseöz kaynama olunca işlevini yitirirler. Hâlbuki total kalça artroplastisinde kullanılan komponentler, vücut ağırlığının 3–5 misline eşit

yüklenmeye yıllar boyunca dayanmak zorundadır. İşte bu zorunluluk total kalça artroplastisinde, iyi bir klinik ve radyolojik sonuçların elde edilmesi için başarılı biyomekanik dengeleme sağlamanın gerekliliğini karşımıza çıkarır.

Biyomekaniği anlamak için, kullanacağımız terimleri kısa olarak tanımlamak ve pratik uygulamalarda yardımcı olması açısından açıklamak gerekirse;

Femoral anteversiyon, femur boynunun femoral shaft ile oluşturduğu anterior rotasyon açısıdır. Protezin stabilitesinin sağlanmasında, femur boynu versiyonunun ayarlanması önemlidir. Normal kişilerde femur boynu, ayaklar tam öne bakarken; koronal planda 10–15 derece anteversiyona sahiptir. Uygun anteversiyonun sağlanması, kalçanın fleksiyon ve iç rotasyon hareketlerinin iyi olması ile anlaşılır. Anteversiyonun bu normal değerlerinden fazla artması, femoral ofseti kısıltacağı için operasyon sırasında dikkatli olunmalıdır(2).

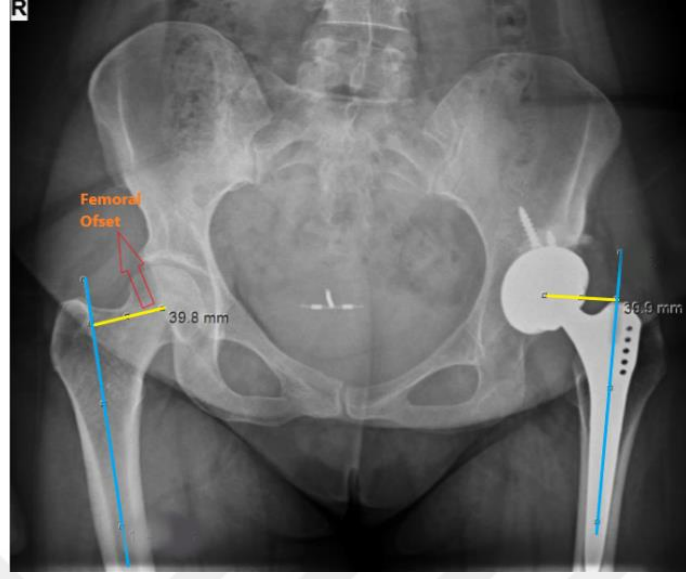
Femoral ofset, Femur başı rotasyon merkezinden, femur cismi eksenine dik çekilen çizginin uzunluğudur (Şekil 6). Femoral ofset, abdüktör mekanizmanın kuvvet kolu olması nedeniyle bizim için önemlidir. Bu nedenle femoral ofseti düzeltmek, yumuşak doku

dengesini de sağlamak anlamına gelmektedir. Charnley, 45 yıl kadar önce artmış femoral ofsetin dengelenmesinin ve asetabuler komponent medializasyonunun biyomekanik dengelemede faydasını tanımlamıştır(17).Ancak femoral ofset restorasyonu amaçlı, sadece daha uzun boyun seçeneğinin kullanılması, medial ofseti düzeltirken, vertikal ofsetin bozulmasına(ekstremitenin gereksiz uzatılması) neden olmaktadır. Bu nedenle femoral ofsetin artırılması gereken vakalarda, bacak uzatılmadan bu vakanın yapılabilmesi için yüksek ofsetli protezler gerekmektedir. Anatomik varyasyonu koks vara eğiliminde (femur boyun-cisim açısı<115 derece) olanlar, bu ayrıntı yönünden daha fazla dikkat gerektiren hastalardır.

Artmış femoral ofset, abdüktör kaldıraç kolunu uzatır. Bu durumda, abdüktör kasların tonüsü artar ve dengeyi sağlamak için abdüktör kasların, üretmesi gereken gücü azaltır. Abdüktör kas tonusu arttığı için kalça eklemi daha stabil olur fakat steme gelen yükü artıracığından protezde kırıkların görülme oranını artırabilir. Günümüzde, metal teknolojisindeki gelişmeler nedeniyle stemlerde görülen kırılmalar azalmıştır. İyi bir biyomekanik denge sağlanamamış kalça eklemi etrafındaki yumuşak doku ve kemik yapılar, protez ile sıkışma (impingement) yaratarak tahterevalli etkisi ile dislokasyonlara neden olabilmektedir. Artan femoral ofset, efektif

eklem hareket açıklığını artırır ve kalça etrafındaki sıkışmaları azaltır. Böylece femur boynu etrafındaki yumuşak doku ve kemik yapılar arası tahterevalli etkisi kaybolur ve dislokasyon görülme oranı azalır. Artan femoral ofset, total kalça artroplastileri sonrası postoperatif klinik sonuçları iyileştirir(18) Fakat femoral ofset gereğinden fazla artırıldığında abdüktör kas gerilimi de artarak, trokanterik ağrıya neden olabilir. Ayrıca gereğinden fazla artırılan femoral ofset, addüktör kas gerilimini de artıracığından eklemde hareket kısıtlılığına neden olabilir. Femoral ofseti yalnızca opere edilen kalçada değerlendirmek, hatalı restorasyona sebep olabilmektedir. Little N.J. ve ark. karşı taraf kalçaya göre 5mm den daha fazla oluşan ofset farkının, fazla polietilen aşınmasına sebep olduğunu gösteren bir çalışması vardır(19).

Hatalı olarak, düşük femoral ofset elde edilen vakalarda, abdüktör kasların tonüsü azalır ve abdüktör kaldıraç kolu kısalır. Bu durumda abdüktör kaslar, vücut ağırlık merkezinden gelen yüke karşılık verip, dengeyi sağlayabilmek için daha fazla kuvvet üretmek zorunda kalırlar. Yeterli güç üretilmediği zaman trandelenburg yürüyüşü ve ilintili olarak eklemde hipotonik dislokasyonlar görülebilmektedir(20).



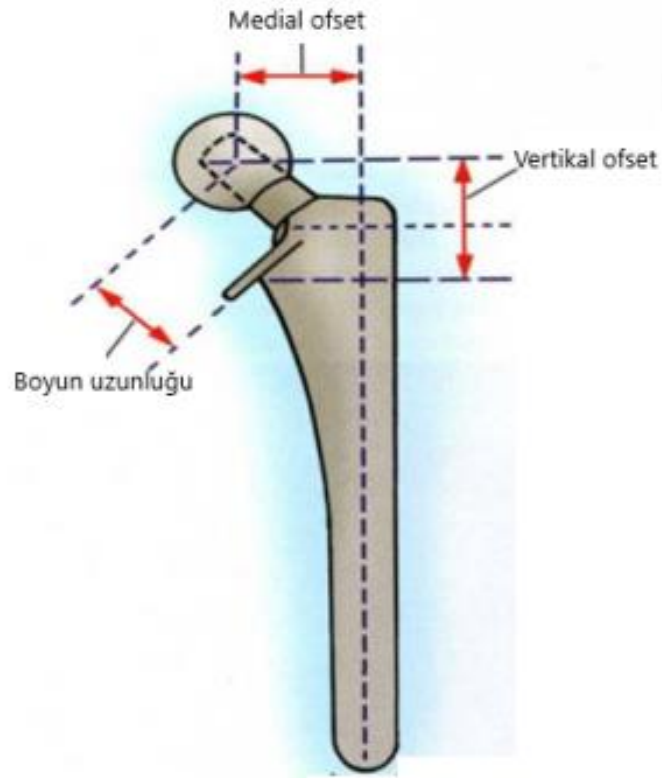
Şekil 6. Femoral ofset ölçümü

Femoral ofseti değiştiren uygulamalar şunlardır;

-Uzun boyunlu protezler (uzun boyun seçenekli femoral baş) kullanıldığı durumlarda femoral ofset artar. Ancak vertikal ofsette uzar (bacak uzar)

-Kısa boyunlu protezler (kısa boyun seçenekli femoral baş) kullanıldığı durumlarda femoral ofset azalır. Ancak vertikal ofsette azalır (bacak kısılır)

-Yüksek ofsete sahip protezler kullanıldığı durumlarda (baş seçeneğinden bağımsız), vertikal ofset etkilenmeden (bacak uzunluk farkı olmadan) femoral ofset artar.



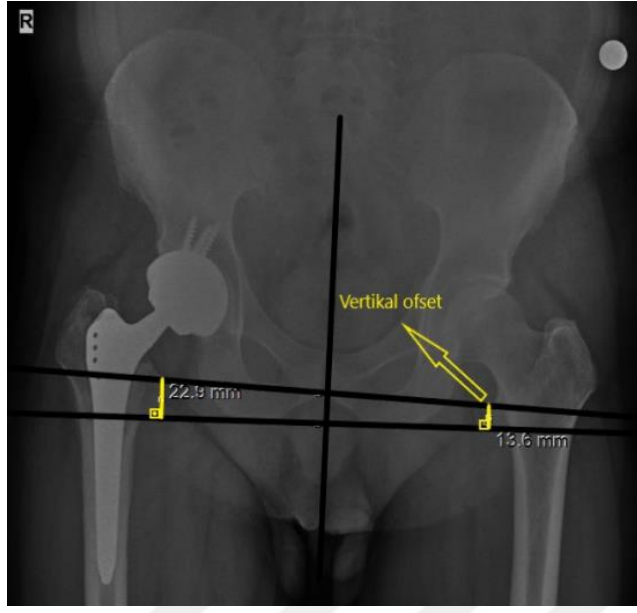
Şekil 7. Femoral komponentte dikkat edilecek noktalar (Campbell Operative Orthopaedics)

Vertikal yükseklik radyolojik olarak birden fazla ölçümle belirlenebilir. Daha çok kabul gören tanımı, protez başının merkezi ve trokanter minör seviyesi arasındaki mesafedir. Diğer ölçüm yöntemi ise T. ischiadicumları birleştiren çizgi ile T. minör lerin en çıkıntılı noktası arasında kalan dikey mesafedir.

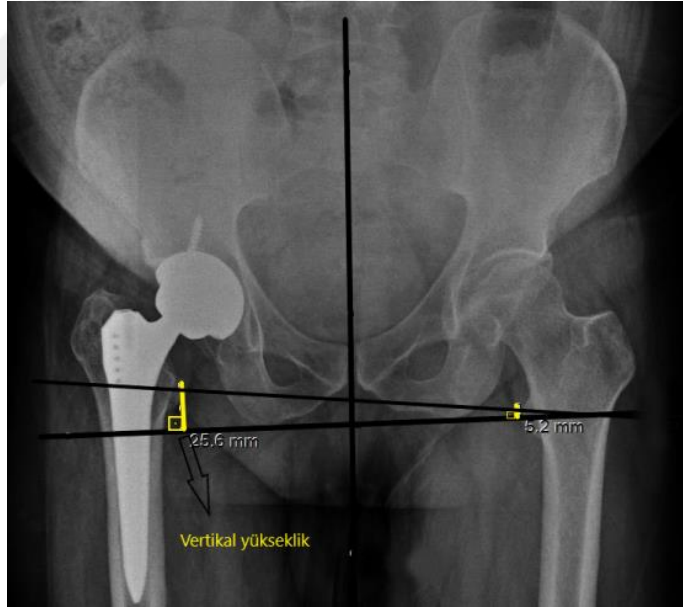
Medial ofset radyolojik olarak medial ofset ölçümünün birden fazla yöntemi vardır. Daha çok kabul gören tanımı, protezde femur

başı ile stem arasında kalan yatay mesafedir. Bir diğerk ölçüm yöntemi ise T. majörden ve Sakral çizgi arasındaki mesafenin ölçümüdür.

Kalça protezinde vertikal ofseti dengelemek, bacak uzunluğunu eşitleme açısından önemlidir. Bacak uzunluk farkı olan hastalarda vücut, bu dengesizliği gidermek ve uyum sağlamak için çeşitli adaptasyon süreci başlatır. Kalça eklem biyomekaniği kısmında bahsedildiği gibi; kısa olan tarafta ayakta supinasyon, plantar fleksiyon, dizde ve kalçada ekstansiyon görülür. Uzun olan tarafta ise ayakta pronasyon, dizde ve kalçada fleksiyon görülür. Bacak uzunluk farkı oluşan hastalarda görülen bu kompensasyonlar sonucu oluşan ağrı, fonksiyonel yetersizlik gibi durumlar hastanın yaşam kalitesini etkilemektedir. Bundan dolayı vertikal ofset, şablonlama yöntemleri ile iyi bir şekilde dengelenmelidir. Şablonlama yöntemleri kullanılmadan yapılan başka bir çalışmada, total kalça artroplastilerinde bacak uzunluk farkı 1cm den fazla uzun olan hastaların oranı %41 olarak bulunmuştur(21).



Şekil 8. Vertikal yükseklik (Uzun boyun kullanılan vaka örneği)



Şekil 9. Vertikal yükseklik (Kısa boyun kullanımında küçülen eklem aralığı)

Kullanılan protezde kısa boyunlu baş seçeneğinin tercih edilmesi, medial ofseti kısaltır (Şekil 11). Medial ofsetin kısa olması, abdüktör kasların moment kolunun kılmasına, abdüktörlerde kas tonusunun azalmasına ve sonuç olarak dislokasyona neden olabilir.

Yüksek ofsetli protez kullanmak ve uzun femoral boyun seçenekli baş tercihi, medial ofseti artıran başlıca tekniklerdir (Şekil 12). Medial ofset arttığında, abdüktör kaslar gerilir, sonuç olarak eklemin stabilitesi artar. Uzun boyun seçenekli baş tercih edilen vakalarda, medial ofset artar fakat istenmeyen biçimde bacak uzunluğu da artar ve bu durum kötü klinik-radyolojik sonuçlara neden olabilir. Ayrıca femoral stem baş boyun bileşkesinde anormal yüklenmeye sebep olur. Aşırı artan medial ofset kullanılan steme fazla stres gelmesine sebep olur. Sonuç olarak stem kırılması veya stem gevşemesi karşımıza çıkabilir. Medial ofsetin fazla artırılmasının dezavantajlarından birisi de trokanterik ağrıya sebep olabilmesidir.

Normalden fazla varus-valgus olan kalçalarda vertikal yükseklik ve medial ofsetin dengelenmesi kolay değildir(22).Çünkü Türkiye’de yüksek ofsetli protez temini zor olmaktadır. Bu protezler genellikle bacak uzunluğunu artırmadan medial ofsetin artırılması istenen vakalarda tercih edilmektedir. Yüksek ofsetli protezlerin

elimizde olmadığı durumlarda, uzun femoral baş-boyun tercih etmek, M-L ofset kazanımının yanında istenmeyen bacak uzatılmasına neden olur. Bu istenmeyen etkiden korunmak için Şekil 10 'da görülen Senaryo -1 uygulaması yapılabilir.

Senaryo-1, femoral stem bir küçük boy seçilerek femoral kanal içine nispeten derin pozisyonda yerleştirilerek uzun hatta ekstra uzun baş tercihi ile bu senaryo gerçekleştirilebilir. (M-L ofset uzatıldı, vertikal ofset değişmedi).

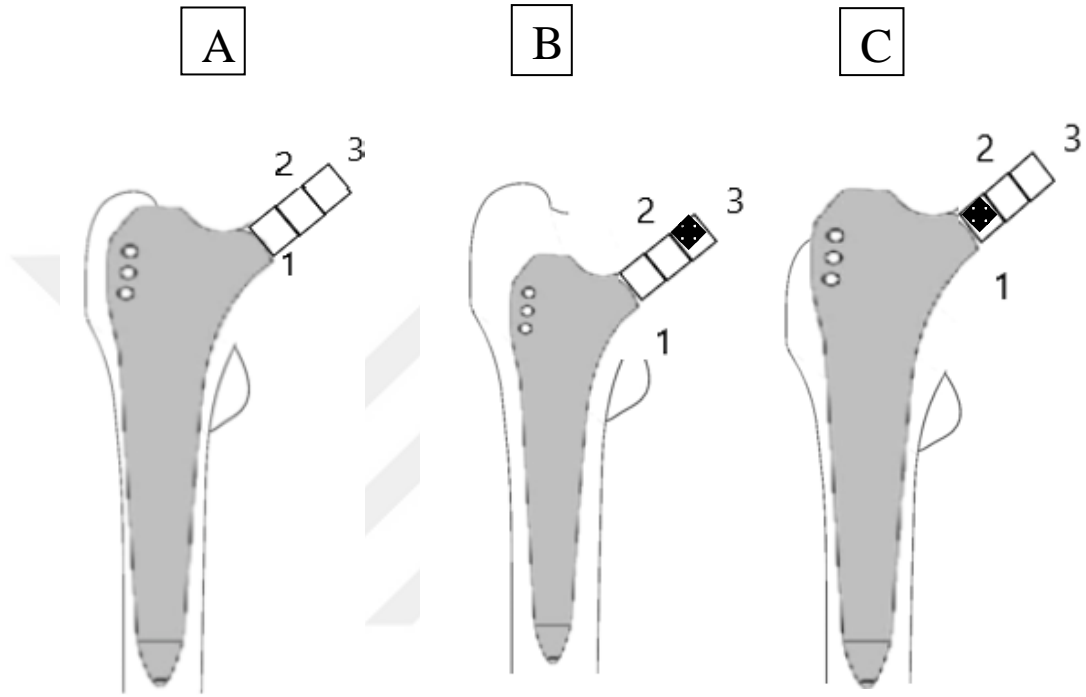
Eğer M-L ofset değiştirilmeden vertikal ofset artırılmak isteniyorsa yani bacak uzatılmak isteniyorsa Şekil 10' da Senaryo 2 uygulaması yapılabilir.

Senaryo-2, bir büyük boy femoral protez tercih edilerek, kanal içerisinde nispeten yüksekte bırakılarak ve kısa boyunlu baş tercih edilerek, bu kazanım gerçekleştirilebilir. (M-L ofset değişmedi, vertikal ofset arttı).

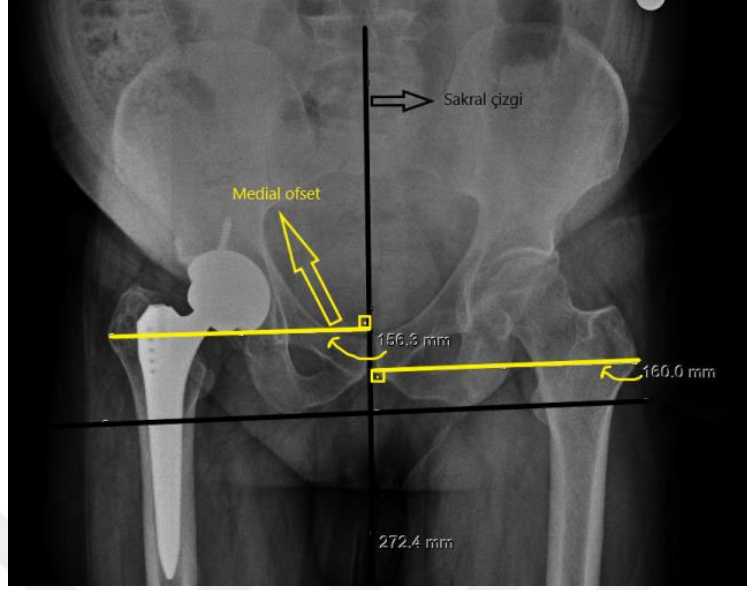
Her protez bu uygulamalara uygun dizaynda olmayabilir, özellikle Zweymüller tipi protezlerin bu konuda avantajlı olduğunu düşünmekteyiz.

Ancak bu cerrahi varyasyonların teknik, anatomik bazı kısıtlılıkları söz konusudur. Normal kalça ekleminde, trokanter majör seviyesi, yaklaşık olarak femur başı rotasyon merkezine denk gelmektedir(23)(24) Şekil-10 da yapılan uygulamaların, rotasyon merkezine etkilerinden dolayı bu kısıtlılıklar gündeme gelmektedir. Örneğin 1. Senaryoda eğer, femoral protez çok derin çakılırsa kalça eklem rotasyon merkezi, trokanterik seviye distalinde oluşturulabilir, bu da asetabulum- trokanter arası impingement ve hareket kısıtlılığına neden olabilir. Bunlar sonucunda ekleme dislokasyon riski artar. Bu kısıtlılıklar daha detaylı olarak tartışma bölümünde açıklanacaktır.

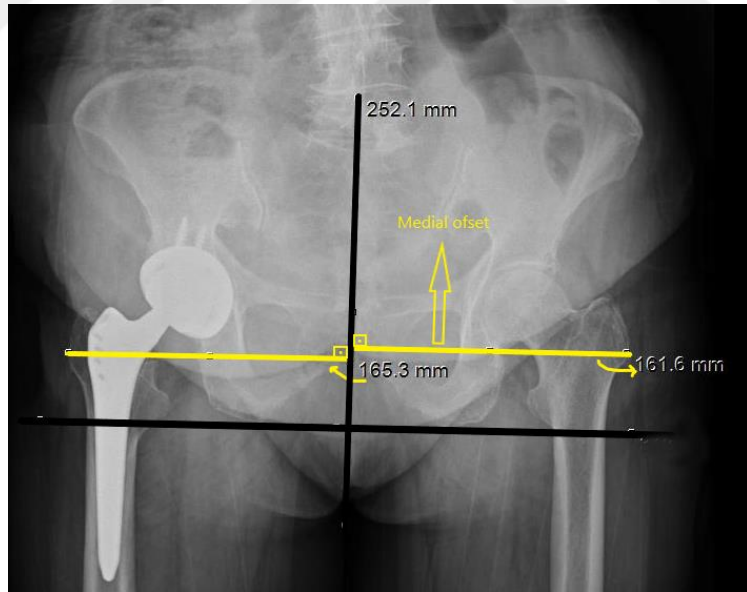
Normal Uygulama	Senaryo-1	Senaryo-2
-----------------	-----------	-----------



Şekil 10. Femoral stem ve boyun uzunluğunun değişimleri ve etkileri



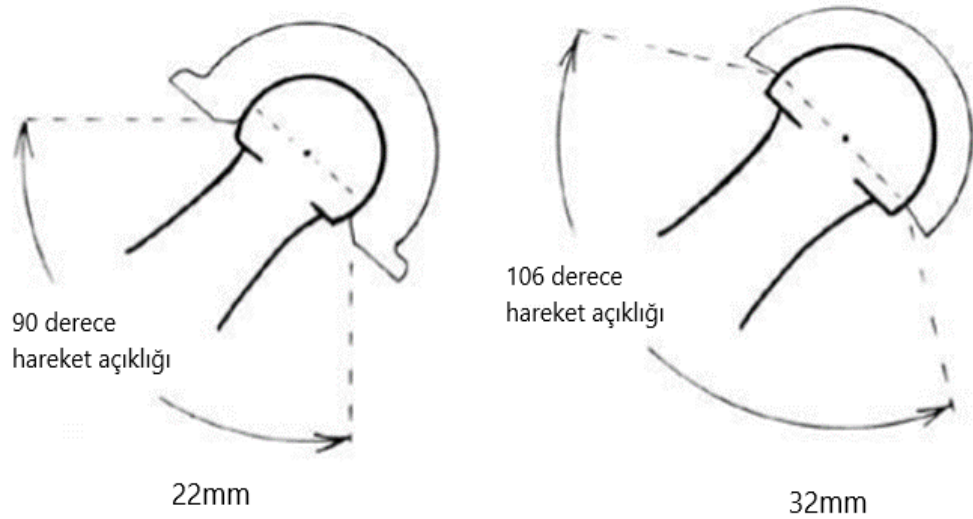
Şekil 11. Medial ofset (Kısa boyun tercihinde azalan medial ofset)



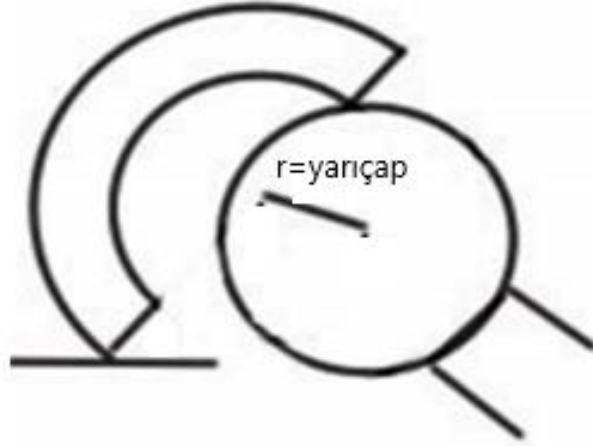
Şekil 12. Medial ofset (Uzun boyun tercihinde artan medial ofset)

Baş-Boyun oranı, Femur başı ile femur boynunun çevreleri arasındaki orandır. Büyük baş seçimi, eklemleşmenin hareket genişliğini artırır. Baş-boyun oranının artması, protezin stabilitesini ve kalça eklemının hareket genişliğini arttırır. (Şekil 13). Femoral stem boyun çapı arttığında (modüler protezler) ise boyun daha küçük hareket açıklığında asetabular komponente temas edip, kaldıraç kolu gibi davranacağından çıkık riski artmaktadır.

Atlama Mesafesi, Femur başının asetabular kaptan çıkması için femoral başın alması gereken mesafedir. Femur başının büyümesi ile artar, yani protezin stabilitesi artar. (Şekil 14)



Şekil 13. Baş çapının eklem hareket genişliğine etkisi Totbid Kalça Eklemi biyomekaniği ve artroplastı uygulamaları 2013



Şekil 14. Atlama Mesafesi, Totbid Kalça Eklemi biyomekaniği ve artroplastii uygulamaları 2013

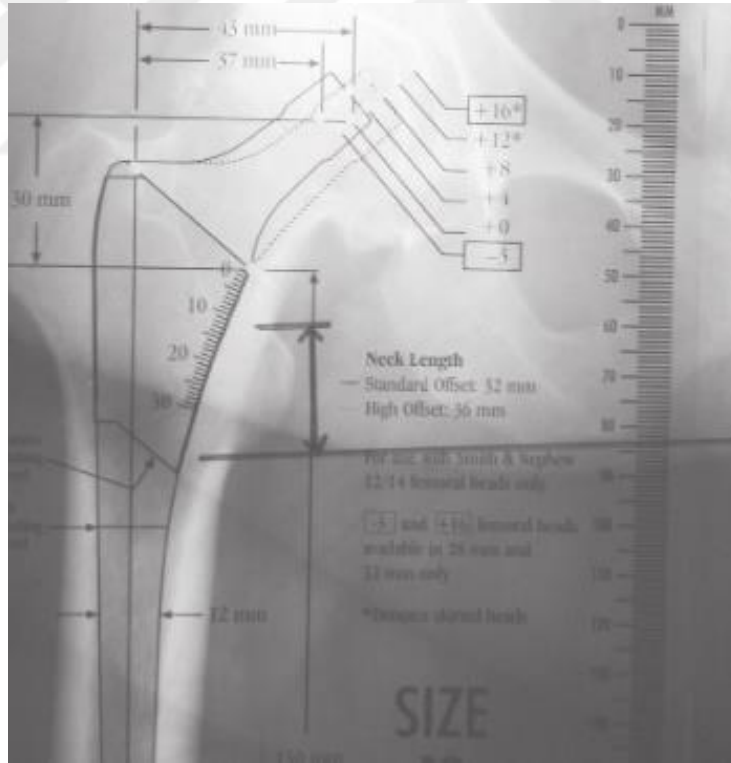
2.5.2 Preoperatif Planlama

Bilgisayar destekli şablonlama programları kullanılmadan önce de standart grafiler üzerinden şablonlamalar yapılabiliyordu. Fakat bu uygulamanın, hem kullanıcıya göre farklı sonuçlar vermesi hem de zaman alması kullanımını kısıtlamıştır ve dijital şablonlamaların önemi artmıştır(25). Ülkemizde her ne kadar az sayıda da olsa dijital şablonlama programlarını kullanan klinikler bulunmaktadır.

Şekil 15'te görüldüğü gibi standart ön arka pelvis grafisi üzerinde koyulan hazır şablonlar ile ameliyat öncesi kullanılacak materyaller belirlenebilmektedir. Bu yöntem bilgisayarlı şablonlama sistemlerinden önce kullanılan yaygın bir yöntemdi. Grafilerin kliniklerde bilgisayar üzerinden incelenmesi ve grafi çıktılarına eskisi kadar kolay ulaşılabilmesi nedeni ile asetat üzerinden şablonlama

yöntemleri azalarak, dijital şablonlama yöntemlerine yönelim olmuştur.

Dijital şablonlama yöntemleri her ne kadar cerrahın işini kolaylaştırıyor ve net sonuçlar verebiliyor olsa da geleneksel şablonlama(asetat üzerinden) yöntemleri ile karşılaştırıldığında uygulanan komponent boyutları arasında fark olmadığını gösteren çalışmalar da mevcuttur(26).



Şekil 15. Asetat üzerinde Şablonlama örneği



Şekil 16. Bilgisayar yardımlı şablonlama örneği

2.5.3 Cerrahi yaklaşım teknikleri

Cerrah her ne kadar alıştığı ve daha iyi uyguladığı cerrahi yaklaşım tekniğini kullansa da kalça eklemine alternatif girişimleri ve bunların avantajlarını, dezavantajlarını bilmelidir. Böylece kendisi ve hasta için en ideal cerrahi girişimi tercih etmiş olur. Operasyon süresini kısaltan, iyileşme süresi kısa olan, kanama miktarı ve yumuşak doku harabiyeti az olan teknikler tercih edilmelidir.

Kalça artroplastisinde kullanılan cerrahi teknikler; anterior, anterolateral, lateral ve posterior yaklaşımlardır. Direkt lateral, anterolateral ve posterior yaklaşım en fazla kullanılan tekniklerin başında gelmektedir.

Anterolateral yaklaşım; asetabulum görüntüsü daha net olur. Ekstremitte uzunluk farkı daha rahat değerlendirilir(27).Çıkık oranı daha düşüktür(28)(29).Superior gluteal sinir risk altında olan yapıdır.

Lateral yaklaşım; posterior yaklaşıma oranla instabilite oranı düşüktür. Anterolateral yaklaşıma göre sinir hasarları daha az görülmüştür(30).Abdüktör kasların zarar görme olasılığı yüksektir.

Posterior yaklaşım; ekleme kolay ulaşım sağlar. Abdüktör mekanizmaya zarar verme olasılığı daha düşüktür. İnstabilite oranları yüksektir(27)(30)(31).Siyatik sinir hasarları daha fazla bildirilmiştir(30).

Cerrahi yaklaşımların biyomekanik denge sağlanmasında rolü olmamasına karşın, belirli bir pozisyonda tecrübe kazanılması ve tecrübeli olunan pozisyonun seçimi cerrah için önemlidir.

2.5.4 Sementli ve sementsiz protezler

Sementli protez uygulamasının avantajları; protez kemiğe en iyi şekilde oturur, kemik ve protez arasında temas alanı artar. Dezavantajları ise sementleme tekniğine göre değişkenlik gösteren aseptik gevşeme ve emboli riskidir.

Sementsiz protezlerin poroz yapısından dolayı, uygulandıktan sonra kemik büyümesi, proteze doğru olarak, biyolojik bir tespit sağlanmış olmaktadır. Ek olarak çimentolu protezlerin, biyomekanik dengeyi sağlamak adına, stem değiştirilmesi gereken vakalarda çıkarılması kolay olmadığından, günümüzde çimentosuz protezlerin kullanımı artmıştır.

Sement kullanımı biyomekanik dengeyi sağlamada avantaj veya dezavantaj sağlamaz, fakat uygun endikasyonda yapıldığı zaman, implantın ömrünü uzatabilir, periprostetik kırık ve aseptik gevşeme riskini azaltabilir.

2.5.5 Endikasyonlar ve Kontraendikasyonlar

Ağrı ve fonksiyonel hareket kısıtlılığı, total kalça artroplastisi uygulanacak hastalarda ön planda değerlendirilen şikayetlerdir.

Bunları dikkate alarak; primer osteoartrit ve sekonder osteoartritlerde (Romatoid artrit, ankilozan spondilit, avasküler nekroz, ankiloze kalçalar) TKA uygulanması hastaların yaşamlarını kolaylaştırabilmektedir.

Hastada enfektif tablo olması, abdüktör kolun yetersizliği, ilerleyici kas hastalıkları TKA için kontraendike durumlardır(32).

2.5.6 Komplikasyonlar

İlk 3 ay içinde gelişen komplikasyonlara, erken komplikasyonlar denir. Bunlar da ameliyat esnasında veya ameliyat sonrası erken komplikasyonlar olarak 2 ye ayrılır.3 aydan sonra görülen komplikasyonlara geç komplikasyonlar denir. (Tablo 1)

Tablo 1. Kalça protezi sonrası komplikasyonlar

ERKEN	GEÇ
Kanama	Enfeksiyon
Sinir ve damar hasarı	Dislokasyon
Enfeksiyon	Aseptik gevşeme
Derin ven trombozu	Metallozis
Hematom	Heterotropik ossifikasyon
Ekstremitte uzunluk farkı	
Kırıklar	
Topallama	

Bütün büyük cerrahilerden sonra görülebilen; tromboemboli, yağ, yağ embolisi, gastrointestinal kanamalar, miyokart enfarktüsü, ölüm gibi diğer sistemik komplikasyonlarda karşımıza çıkabilmektedir.

Damar hasarı

Damar hasarı, ekartörlerin basısı, asetabuler vidalar veya doğrudan yaralanma ile olabilir. Şekil 17 de görülebileceği gibi inferior gluteal, eksternal iliak arter, obturator arterler risk altındadır. Vida yerleştirilmesi, güvenli bölge kabul edilen arka-üst bölgeye olmalıdır.

Sinir hasarı

Siyatik sinirin hasarlanmasının önemli sebeplerinden biri ekstremitiyi aşırı uzatmadır. Şablonlama yöntemleri kullanılmadan yapılan total kalça artroplastilerinde, cerrah her ne kadar dikkat etse de aşırı ekstremitte uzaması ile karşılaşabilmektedir. Ekstremitenin aşırı uzaması, siyatik ve femoral sinirde hasar yaratabilmektedir(33).

TKP sinir yaralanma oranı %0,5–3 arasında değişmektedir. Revizyon TKA ameliyatlarında bu oran %2.9–7.6 arasında değişmektedir(34)(35). Siyatik sinir, TKA ameliyatlarında en fazla hasar gören sinirdir(35).

Hematom

Kanama kontrolü yapılan vakalarda nadir görülmektedir.

Dislokasyon

TKA ameliyatlarından sonra dislokasyon, %1–10 arasında görülmektedir(36). Asetabular kapın yüksek yerleştirilmesi, femur boyunun aşırı kısa seçilmesi dislokasyon için zemin hazırlayıcı nedenlerdir. Diğer dislokasyon nedenleri ise asetabular kapın ve femoral stemin fazla anteversiyonda veya retroversiyonda yerleştirilmesidir.

Total kalça protezlerinden sonra çıkıkların önemli nedenlerinden biri de yumuşak doku dengesinin ayarlanamamasıdır. İyi bir yumuşak doku dengesi sağlamak için kalça ofsetlerinin dengelenmesi çok önemlidir. Şablonlama yöntemleri bize bu dengeyi sağlamada yol gösterici konumdadır. Yukarıda bahsedilen nedenlerin ortak sonucu sayılabilecek, abdüktör kas gerginliğinin azalması, eklemi yerinde tutan gücün kaybolması demektir. Bu durum dislokasyonlara neden olabilmektedir. Femoral ofset dengesi sağlanan kalça protezlerinde dislokasyon oranı , bariz bir şekilde azalmaktadır(20).Yüksek ofsetli protezlerin, gereken hastalarda(bacak uzunluğunu artırmadan, femoral ofseti artırır)kullanımı dislokasyon oranlarını azaltmaktadır(37).

Tromboemboli

TKA uygulamalarında en sık görülen ciddi komplikasyondur. Operasyon sonrası 3 ay içindeki ölümlerin çoğunda, TKA sonrası ölümlerin %50'sinde altta yatan bir emboli öyküsü mevcuttur(38). TKA ameliyatından sonra derin ven trombozu görülme oranı %45-50, pulmoner emboli görülme oranı %4.6- 19.7, pulmoner emboliden ölüm sıklığı ise tedavi edilmeyen olgularda %2 olarak bildirilmiştir(38).

Tromboembolinin bilinen nedenlerinden birisi de immobilizasyondur. Postoperatif biyomekanik olarak dengelenmemiş vakalarda ağrı sıklıkla karşımıza çıkmaktadır ve hastanın mobilizasyonunu azaltmaktadır. Azalan mobilizasyon da emboli için risk faktörü oluşturmaktadır(39).

Enfeksiyon

Ameliyat öncesi profilaktik antibiyotikler ve düzgün hava akımlı ameliyat odaları sayesinde enfeksiyon oranı %7 den %0.5 e düşürülmüştür(40). Günümüzde, bu oran yaklaşık %0.4–3.9 arasındadır(40)(41).

Revizyon kalça artroplastisi nedenlerinden birisi de biyomekanik dengenin sağlanamamasıdır. Bu dengenin

sağlanamaması sonucu dislokasyon ve ağrı şikayeti ile erken revizyon gereken olgularda, primer cerrahiye oranla, enfeksiyon oranları bariz yüksek olmaktadır(42).Biyomekanik olarak iyi bir sonuç elde etmek, bizi bu komplikasyondan dolaylı olarak koruyacaktır.

Aseptik gevşeme

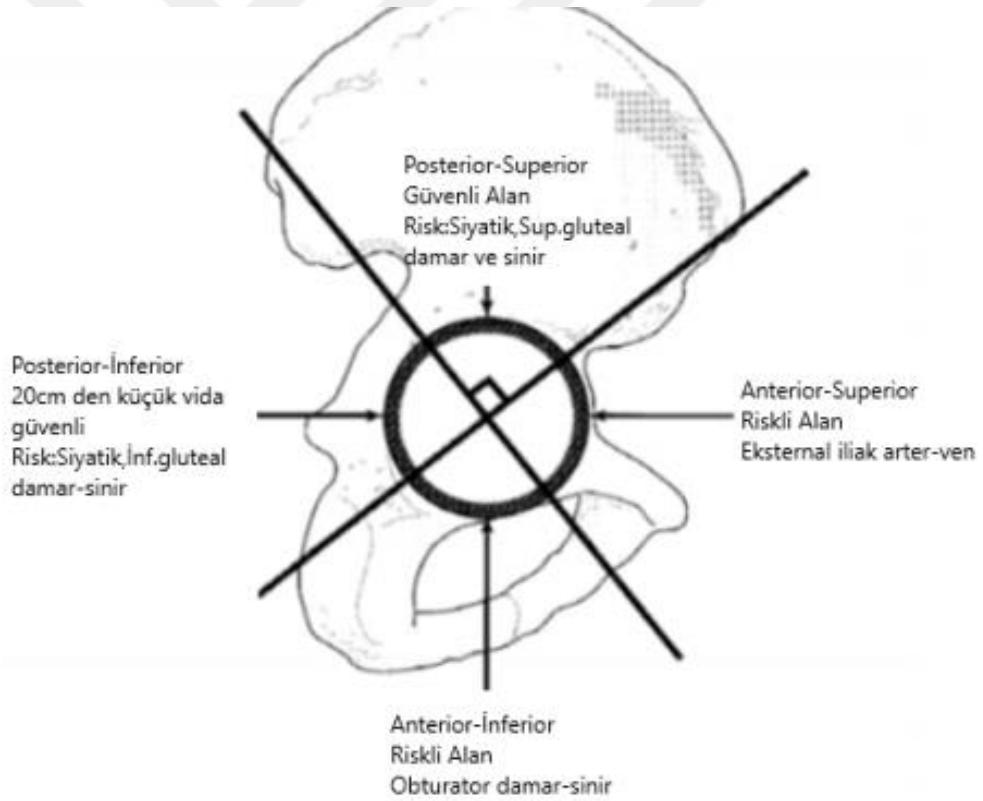
Yapılan TKA operasyonunun başarısı, ilk tespitin mükemmelliğine yani mikrohareketlerin azaltılmasına bağlıdır(43)(44). Aseptik gevşemeye birçok neden zemin hazırlayabilir. Bunlardan, fazla fiziksel aktivite, aşırı kilo hastaya bağlı nedenlerdir. Femurda stem için deneme yapılırken oluşan kemik devaskularizasyonu ve implanta karşı oluşan doku reaksiyonu gibi faktörler de aseptik gevşemede rol oynayabilirler. Hastaya bağlı olmayan nedenlerin çoğu biyomekanik dengenin sağlanamaması sonucu oluşmaktadır.

Ekstremitte uzunluk farkı

Bacak uzunluk farkının görülmesi, yürüme siklusunun bozulması, yumuşak doku dengesizliğine bağlı geçmeyen ağrı, aseptik gevşeme ve sonuç olarak revizyon total kalça artroplastisine kadar giden bir zincirin ilk aşaması olabileceğinden dikkat edilmesi gereken bir konudur. Yapılan bir çalışmada şablonlama yöntemleri

kullanılarak yapılan total kalça artroplastilerinde bacak uzunluk farkı görülme oranı azalmaktadır(21).

Femur boynunun kesi seviyesi (yakalıklı protezlerde), asetabular kabın yerleşimi, femoral bölgede baş-boyun uzunluğu, femoral stemin hatalı olarak yüksekte bırakılması ya da derine yerleştirilmesi gibi faktörler bacak uzunluk farkının nedeni olabilmektedir.



Şekil 17. Asetabuler kadrans sistemi (Review of orthopaedics Miller, 2000)

3.GEREÇ VE YÖNTEM

Gazi Üniversitesi Tıp Fakültesi Ortopedi ve Travmatoloji Anabilim Dalı'nda Haziran 2014 ve Temmuz 2019 tarihleri arasında total kalça artroplastisi yapılan, rutin kontrollerine gelen, tek (opere edilen tarafta) kalça ekleminde primer veya sekonder osteoartrit olan 151 hastayı çalışmamıza aldık. Çalışmaya dahil ettiğimiz grafilerde öncelikli kriterimiz, restorasyonun doğrulunun anlaşılması için karşı taraf kalça ekleminde osteoartritin olmamasıydı. Çalışmaya dahil ettiğimiz hastalarda, ameliyat öncesinde ve ameliyat sırasında bacak uzunluğunu eşitleyecek objektif bir skala kullanılmadı. Ancak steril örtü altından hissedilebildiği kadar her iki topuk seviyeleri eşitlenmeye çalışıldı. Lateral dekübit pozisyonda topuk seviyelerinin daha iyi hissedilebildiği görüşüne sahibiz. Kalça çıkığı olan ve standart radyografik ölçüm kriterlerini karşılamayan vakalar çalışmadan çıkarıldı. İncelediğimiz grafilerin içinde dijital ölçü birimi olduğu için grafilerin çekim mesafesi zorunluluğuna dikkat edilmedi. Hastaların retrospektif olarak dosya bilgileri ve röntgenleri incelendi. Hastalarımızda temel ameliyat kriterlerimiz konservatif tedaviye rağmen geçmeyen fonksiyon kısıtlılığı ve ağrı olmuştur.

Hastaların ameliyat öncesi anamnezleri alındı, fizik muayeneleri yapıldı. Ameliyat öncesi ayakta ön-arka pelvis grafileri standartlara uygun şekilde çekildi. Total kalça artroplastisi endikasyonu koyulan hastalar, gerekli laboratuvar tetkikleri, konsültasyonlar, anestezi ve reanimasyon kliniği onayı sonrasında operasyona alındı. Uygun cerrahi örtünme, boyanma ve antibiyotik profilaksisi sonrası operasyona başlandı. Hastalar ameliyat masasında, yapan cerraha göre, lateral dekübit veya supin pozisyonda yatırıldı. Tüm hastalarda, direkt lateral insizyon kullanılarak, yumuşak dokuya en az zarar vererek, asetabulum ve femura ulaşıldı. Femur boyun kesisi ardından asetabulum rimerize edilerek uygun komponentler yerleştirildi. Ardından femoral kanal rimerizasyonu ile Zweymüller tipi stem femura tespit edildi. Stemin, femoral kanala uygun ölçü ve pozisyonda olduğu kanaatine dayanılarak komponent seçimi yapıldı. Ameliyat öncesi şablonlama teknikleri kullanılmadığından, komponentler preop belirlenmedi. Yine bu durum ile alakalı olarak femoral baş-boyun tercihi(kısa-normal-uzun), hissedilebildiği kadarı ile steril örtü altındaki topuk seviyeleri (opere edilmeyen diğer ekstremitenin topuk seviyesi) eşitlendiği, stabilitenin sağlandığı kararına dayanarak seçildi. Yara yeri uygun şekilde kapatılarak, ameliyata son verildi.

Hastaların postop radyolojik sonuçlarına göre değerlendirmeler yapıldı. Bu değerlendirmelere göre elde edilen bilgiler SPSS programına girildi. İstatistiksel analizler SPSS (IBM SPSS Statistics 24) adlı paket program kullanılarak yapılmıştır. Bulguların yorumlanmasında frekans tabloları ve tanımlayıcı istatistikler kullanılmıştır.

Radyolojik Değerlendirme Kriterlerimiz

İncelediğimiz çalışmalarda bacak uzunluğu ve ofset ölçümü kategorizasyonu 5mm'lik farklar esas alınarak yapılmıştır (19)(45). Bizde bu çalışmamızda kategorizasyonu bu değerleri dikkate alarak yaptık. Hastaların ölçülerinde dijital şablonlama yöntemi kullanmadık. Postoperatif grafilerde kalça rotasyon merkezleri asetatlı şablonlar ile belirlendi. Biyomekanik ölçümler bilgisayarlı tomografi gibi gelişmiş radyolojik cihazlar ile de yapılmaktadır. Fakat AP pelvis grafileri ile yapılan ölçümlerin yeterli olduğu gösterildiği için çalışmamızda, ek bir görüntüleme yöntemi kullanmadık(46).

Radyolojik ölçümlerde 4 parametreden faydalandık. Kullandığımız bu parametreler, osteoartrit olmayan ve opere edilen kalçada, her hasta için ayrı ayrı ölçüldü. Cerrahi amacımız olan, biyomekanik dengelenmenin sağlanıp, sağlanamaması, normal

kalçanın (patoloji bulunmayan) ölçüm değerlerine göre belirlendi.2014-2019 tarihleri arasında çalışmaya alınan hastaların erken postoperatif grafileri üzerinden ölçümler yapıldığı için zaman içinde gelişen femoral stem derinleşme riski ve bunun neden olacağı hatalı sonuçlar ekarte edilmiş oldu.

Çalışmamızda postoperatif grafilerde çıkan ölçüm sonuçlarını, mutlak değer alınarak, normal kalça ile opere kalça arasındaki ölçümlerin farkına göre sınıflandırma yaptık. Aradaki fark sıfır (0)mm çıkan hastaların sonuçlarını mükemmel, 0-4 mm arası çıkan hastaların sonuçlarını iyi, fark 5mm ile 10mm arasında çıkan hastaların sonuçlarını orta, 10mm dan fazla çıkan hastaların sonuçlarını ise kötü kategorisinde değerlendirdik.

Tuber ischiadicumları birleştiren çizgi (Transischial çizgi) ve Trokanter minör arası mesafe (Ti-T. minör): **A**

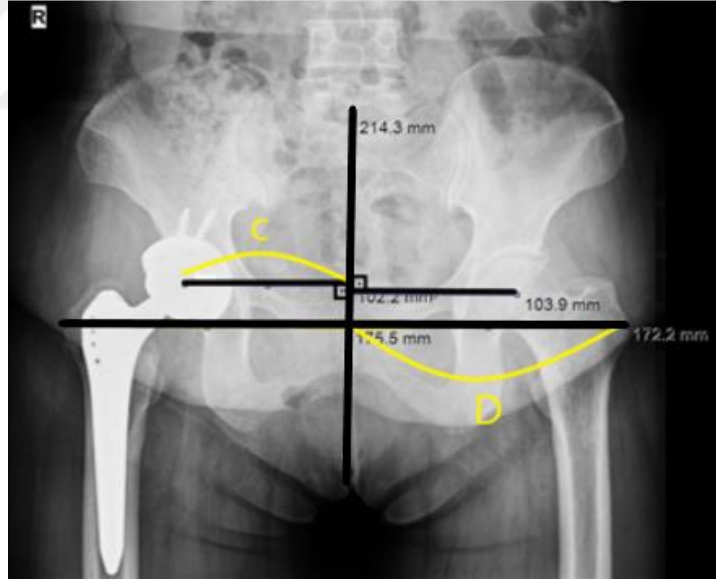
Transischial çizgi ve Asetabulum merkezi arası mesafe (Ti-M. asetabulum): **B**

Sakrum ve Symphysis pubis ten geçen dik çizgi (Sakral Çizgi) ile Asetabulum merkezi arası mesafe (S-M. asetabulum):**C**

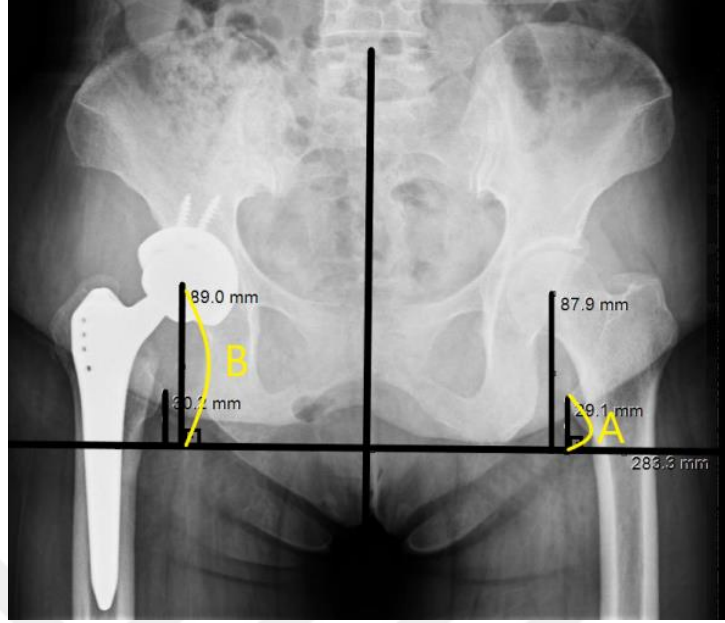
Sakral çizgi ve Trokanter majörün en uç noktası arası mesafe (S-T. majör) :**D**

Bu parametreler çalışmaya dahil ettiğimiz her hastanın standart pelvis ön arka grafilerinden hastada ölçüldü.

Postop grafi üzerinde her iki kalçanın A ve B ölçümlerinin farkı vertikal dengeleme, her iki kalçanın C ve D ölçümlerinin farkı mediolateral dengelemeyi göstermektedir.



Şekil 18. Ölçümleme örneğimiz



Şekil 19. Ölçümleme örneğimiz

4.BULGULAR VE SONUÇ

Toplamda 151 tek taraflı osteoartrit olan hastaların postoperatif grafilerini inceledik.

Hastaların postoperatif pelvis ap grafilerinde kullandığımız parametreleri ölçüldü. Sonuçlarımız ile ilgili ortalama-medyan değerler Tablo-2 de verilmiştir.

Tablo 2. Sağ/sol taraf preop bulguların dağılımı

Değişken (N=151)	Ortalama	S.S.	Medyan	Min-Max
Ti-T. minör (A)	21,38	10,43	20,0	3,0-62,0
Ti-M. asetabulum (B)	69,64	7,44	69,0	52,0-88,0
S-M. asetabulum(C)	101,15	5,98	101,0	91,0-116,0
S-T. majör(D)	164,93	8,66	165,0	146,0-187,0
<u>Sağ</u> Ti-T. minör (A)	20,42	10,17	18,0	4,0-46,0
Ti-M. asetabulum (B)	69,77	6,91	69,0	59,0-88,0
S-M. asetabulum(C)	99,95	7,35	99,0	86,0-120,0
<u>Sol</u> S-T. majör(D)	165,58	8,66	164,0	143,0-192,0

Postop pelvis ap grafilerinde ölçülen parametreler ayrı ayrı mutlak değer alınarak sağ ve sol kalçadaki ölçüm farklarına göre kategorize edildi. (Tablo 3)

Tablo 3. Postop fark büyüklüklerinin dağılımı

Postop (N=151)	n	%
Ti-T. minör (A)		
[0]	16	10,6
[-4:-1] : [+1:+4]	81	53,6
[-10:-5] : [+5:+10]	37	24,5
[<-10] : [>+10]	17	11,3
Ti-M. asetabulum (B)		
[0]	54	35,8
[-4:-1] : [+1:+4]	79	52,3
[-10:-5] : [+5:+10]	18	11,9
[<-10] : [>+10]	-	-
S-M. asetabulum(C)		
[0]	54	35,8
[-4:-1] : [+1:+4]	88	58,2
[-10:-5] : [+5:+10]	8	5,3
[<-10] : [>+10]	1	0,7
S-T. majör(D)		
[0]	17	11,3
[-4:-1] : [+1:+4]	78	51,7
[-10:-5] : [+5:+10]	41	27,1
[<-10] : [>+10]	15	9,9

16 hastanın (%10,6) postop A değerinin, 54 hastanın (%35,8) B değerinin, 54 hastanın (%35,8) C değerinin ve 17 hastanın (%11,3) D değerinin [0] (sıfır)

milimetre olduğu belirlenmiştir.

81 hastanın (%53,6) postop A değerinin, 79 hastanın (%52,3) B değerinin, 88 hastanın (%58,2) C değerinin ve 78 hastanın (%51,7) D değerinin [-4: -1]: [+1: +4] milimetre aralığında olduğu belirlenmiştir.

37 hastanın (%24,5) postop A değerinin, 18 hastanın (%11,9) B değerinin, 8 hastanın (%5,3) C değerinin ve 41 hastanın (%27,1) D değerinin [-10: -5]: [+5: +10] milimetre aralığında olduğu belirlenmiştir.

17 hastanın (%11,3) postop A değerinin, 1 hastanın (%0,7) C değerinin ve 15 hastanın (%9,9) D değerinin [<-10]: [$>+10$] milimetre aralığında olduğu belirlenmiştir.

5.TARTIŞMA

Yayınlanan çalışmaların çoğunda, şablonlama yöntemleri arasında karşılaştırma veya direk olarak şablonlama yapılmış hastalardaki başarı oranları sunulmaktadır(47)(48)(49). Şablonlama yapılan ve yapılmayan hastalar arasındaki farkı yayınlayan klinikler çok az sayıdadır(21). Diğer çalışmaların ortak sonucu ise preoperatif şablonlamanın iyi bir TKA için gerekli olduğudur (21)(50)(51)(52)(53).

Postoperatif bacak uzunluğu ölçümleri biyomekanik dengenin bir parçası olan vertikal ofset hakkında bilgi verir. Aasis U. ve ark. preoperatif şablonlama yöntemi kullanarak çimentosuz total kalça protezi yapılan 109 hasta üzerinde çalışmışlar ve bacak uzunluk farklılıklarını araştırmışlar. Ölçümler sonucunda, bacak uzunluk farkı 1 cm den az olan hastaların oranını %93,5 olarak bulmuşlar (48). Stewen T. Woolson ve ark 351 hastaya preoperatif şablonlama tekniği kullanarak total kalça artroplastisi yapmışlar. Çalışmalarında hastalarda bacak uzunluk farklılıklarını değerlendirmişler ve hastalardan postoperatif bacak uzunluk farkı 6 mm den daha az olanlarının oranını %86 olarak bulmuşlar(54).Femur boyun kırığı

sonrası, preoperatif şablonlama yapılmadan uygulanan TKA vakalarında, bacak uzunluk farkı 1 cm den az olan hastaların oranı %59 olarak bulunmuştur(21).Bizim çalışmamızda ise bacak uzunluk farkı 5mm den az olan hastaların oranı %64,2 olarak bulunmuştur. Bu çalışmalardan çıkarabileceğimiz sonuç, şablonlama yöntemleri kullanılarak yapılan total kalça artroplastisi vakalarında, bacak uzunluk farkı görülme oranı azalmaktadır. Şablonlama yöntemleri cerrahi komplikasyonları da azaltmaktadır. Dror Lankstein ve ark. şablonlama kullanılmayan hastalarda postoperatif erken dönemde, kalça çıkığı görülme oranını daha yüksek bulmuşlardır(21). N.J.Little ve ark femoral ofseti, diğer kalçaya göre 5mm fazla fark ile dengelendiğinde, polietilen aşınma oranlarının yüksek olduğunu göstermişlerdir(19). Total kalça artroplastisinde, hatalı biyomekanik dengenin komplikasyonlar üzerine etkisinin araştırıldığı çalışmalar, şablonlama yöntemlerin her cerrahide kullanılmasının iyi klinik ve radyolojik sonuç vereceğinin kanıtı niteliğindedir.

Biyomekanik ölçümler (femoral ofset, vertikal ofset, medial ofset) bilgisayarlı tomografi gibi gelişmiş radyolojik cihazlar ile de yapılmaktadır. Bilgisayarlı tomografi gibi yüksek kaliteli görüntüleme tekniği karşında standart grafiler, yeterli doğruluğu sağlıyor mu sorusunun cevabı olarak, C. Merle ve ark. 345 hastayı kapsayan bir

çalışma yapmışlar. Hastalara, üç boyutlu tomografi ve pelvis ap grafileri üzerinden femoral ofset ölçümü yapılmış. Pelvis ap grafilerinin,femoral ofseti değerlendirmede doğru ve güvenilir olduğunu ve ek bir görüntüleme yöntemine gerek olmadığı sonucuna varmışlar(46). Fakat Sophia K. Stigler ve ark. yaptığı çalışmada, pelvis AP grafisi ve kalça AP grafisinin birlikte kullanıldığı preoperatif şablonlamalarda daha yüksek başarı oranı elde etmişler(55).Farklı bir görüş olarak, asetat yöntemi ve 3 boyutlu tomografi ile yapılan preoperatif şablonlamaların karşılaştırıldığı çalışmada;3 boyutlu preoperatif şablonlama yönteminin asetabular kap boyutunu tahmin etmede daha üstün olduğunu bulmuşlar(56). Özellikle deforme kalçalarda daha üstün olduğunu destekleyen görüşler de bulunmaktadır(53)(57)

Plastik asetat kullanılarak şablonlama, preoperatif grafiye radyolojik belirteç koyularak yapılan yöntem ve digital şablonlama yöntemleri sıklıkla kullanılan preoperatif metodlardır. Amro Alnahhal ve ark. bu yöntemleri karşılaştıran gözden geçirme çalışması yapmışlar. Dijital yöntemlerin, kullanılacak komponent boyutunu tahmin etmede geleneksel(asetat veya radyolojik belirteç) yöntemlere göre üstün olduğunu göstermişler(58).Ayrıca preoperatif şablonlama ile yapılan total kalça artroplastilerinde, implant boyutu tahmininde,

başarı oranını %98 civarında olduğunu bulmuşlar. Fakat bu çalışmaya ters olarak, düşük maliyetli ve başarılı olduğu için plastik asetat yöntemi ile preoperatif şablonlamayı savunan yayınlar bulunmaktadır. Petretta ve ark. yaptığı çalışmada, asetatlı şablonlamanın daha hızlı sürede yapıldığı ve femoral stem boyutu tahmininde dijital şablonlamaya göre daha başarılı olduğunu göstermişler. Asetabular komponent seçiminde ise dijital şablonlamaya göre anlamlı farklılık tespit edememişler. Bu yüzden ucuz bir yöntem olan asetatlı şablonlamanın daha efektif olduğunu öne sürmüşlerdir(26). Her ne kadar bu iki yöntemin birbirlerine üstünlükleri de olsa, cerrahın deneyimine göre şablonlama yöntemini seçmesini söyleyen görüşler de mevcuttur.

Biyomekanik dengeyi sağlamak için preoperatif şablonlama yöntemlerinden farklı olarak intraoperatif metotlarda kullanılmaktadır. Ian Hasagewa ve ark. preoperatif şablonlama yapmadan, intraoperatif floroskopi yardımı ile yaptıkları total kalça artroplastilerini bacak uzunluğunu ve kalça ofsetlerini ölçerek değerlendirmişler. Çalışmalarında; bacak uzunluk farkı ve kalça ofset farklarını ortalama 4 mm olarak tespit etmişler. Tüm hastalarında ise 10 mm den fazla fark çıkan olmamıştır(59).

Şekil 10 da gösterildiği gibi femoral stemin pozisyonu ve baş-boyun seçenekleri biyomekanik dengeyi değiştirmektedir. Yüksek femoral ofsetli protez seçeneğimizin olmadığı durumlarda kullanılabilen bu yöntemlerin dezavantajları şunlardır. Femoral stemi, trokanter majör seviyesine göre yüksekte bırakmak, stemin femoral kanala tutunması distal bölgeden olacağı için periprostetik kırık riskini artırabilmektedir. Femoral stemi, femoral kanala daha derin bir şekilde yerleştirmek ise kalça eklem rotasyon merkezi trokanterik seviye distalinde oluşturulabilir, bu da asetabulum- trokanter arası impingement ve hareket kısıtlılığına neden olabilir. Bunlar sonucunda ise instabilite riski artar.

Günümüzde robotik yardımcı cerrahi ile ilgili çalışmalar, geleneksel ve digital preoperatif şablonlama yöntemleri ile karşılaştırılıyor. Xi Chen ve ark yaptıkları gözden geçirme çalışmasında, kap, stem yerleşimi ve ofset ölçümlerinin robotik yardımcı cerrahide daha başarılı olduğunu öne sürmüşlerdir(52).

Şablonlama yöntemlerinin ölçüm doğruluğu cerrahi sonrası klinik ve radyolojik sonuçlar için önemlidir. Şablonlama yönteminin doğruluğunu etkileyen faktörler arasında grafilerin standardizasyon sorunu vardır. Khan F. ve ark. total kalça artroplastisi uygulanan 100

hastanın pelvis ap grafisinin standartizasyonunu değerlendirmişler. 94 hastanın grafileri standartları karşılamıyormuş (60). Ameliyat öncesi şablonlama yapmadan mutlaka grafinin standart olup olmadığı kontrol edilmelidir. Benzer bir konu üzerinde yapılan çalışmada, Scheerlinck T. ekstremitenin ve pelvisin grafi çekimleri sırasında yanlış konumlandırılması, büyütme derecelerinin hatalı ayarlanmasının şablonlamada yanlış sonuçlar verebileceğini göstermiştir(61).Bizim çalışmamızda, hastaların erken postoperatif grafileri çekilirken, her iki bacağın rotasyonunu sabitleyen ortezler kullanılmadığı için, bazı grafilerde trokanter majör rotasyon farklılıkları görüldü. Bu rotasyon farklılıkları ise D ölçümümüzde sapmalara neden olabilmektedir. Dijital yöntemler ile belirlenmesi gereken kalça rotasyon merkezi çalışmamızda, postoperatif grafiler üzerinde, asetatlı şablonlar yardımı ile belirlenmiştir. Bu detay çalışmamızda C ölçümünün de sapmalara (Şekil-18) neden olabilmektedir.

Şablonlama için karşı taraftaki proksimal femurun grafisi kullanılmaktadır. Durum böyle olunca, bir hastanın her iki proksimal femuru simetrik mi sorusu akla gelmektedir. Çünkü simetrik değil ise şablonlamada farklılıklar oluşmasına zemin hazırlayabilir. Ernst Y. ve

ark. yaptığı çalışma her iki femurun simetrik olduğu varsayımını desteklemektedir(62).

Her ne kadar şablonlama yöntemleri ile yapılan TKA vakalarının, klinik ve radyolojik başarısı yüksek olsa da uygulanan hastaya ve uygulayan cerraha göre preop belirlenen implant boyutları ile postop implant boyutu arasında farklılıklar görülmektedir. Lukas A. Holzer ve ark. 632 hasta üzerinde çalışma yapmışlar. Tecrübeli cerrahın şablonlama ile yaptığı TKA vakalarında femoral stem tercihinde doğruluk oranı daha yüksek bulunmuş. Asetabular komponent boyutlarında ise diğer cerrahlara göre anlamlı fark saptanmamış. Bizim çalışmamızda ise C değerinde, hastaların büyük çoğunluğu 5mm den az olan gruplarda toplandığı için, şablonlama yöntemleri kullanılmadan yapılan total kalça artroplastilerinde vertikal ofset değerinin, M-L ofsete göre daha çok etkilendiğini düşünmekteyiz. Ayrıca aşırı kilolu hastalarda şablonlama yöntemlerinin yanlış sonuçlar verebileceğini sonucuna varmışlar(63).Bu görüşün tersi olarak, VKİ'nin şablonlamada sonuçlara negatif bir etkisinin olmadığını gösteren çalışmalarda bulunmaktadır(64).

Biyomekanik dengenin (vertikal, medial, femoral ofset) sağlandığı, abdöktör mekanizmanın dengelendiği vakalarda klinik sonuçlarda iyi olmaktadır(51). Zhen-Chai-Shi ve ark. yaptıkları çalışmada, TKA sonrası özel bir cihaz ile abdöktör kas tonusunu ölçmüşler. Sonuç olarak femoral ofset ve abdöktör mekanizmanın korele olarak birbirini etkilediğini ve femoral ofsetin dengelendiği vakalarda, abdöktör mekanizmanın da yeterli fonksiyon sergilediğini göstermişlerdir(50).

Yumuşak doku dengelemesi bu ameliyatların postoperatif klinik sonuçlarını artırmaktadır. Bu dengeleme ise iyi bir biyomekanik sonuç ile elde edilmektedir. Boyong Xu ve ark. femoral ofset ile ilgili klinik bir çalışma yapmışlar. Postoperatif total kalça protezi hastalarında femoral ofseti ölçümleyip, diğer taraf kalçadaki ölçüm farkına göre sınıflandırmışlar. Bu ölçümler sonucunda ,azalan femoral ofsetin kalça ağrısına sebep olduğunu, artan femoral ofsetin ise kalça ağrısını azalttığını göstermişler(51).

Tobias Renkawitz ve ark. yaptığı çalışmada postop 60 TKA hastasının femoral ofsetini ve bacak uzunluğu farkını ölçmüşler. Sağlam kalçaya göre fark 5 mm'den daha az fark çıkan hastalarının

oranını %43,3 olarak bulmuşlar. Bu hastalarda yürüyüş kinematiği diğer gruptakilere(>5mm) oranla daha fizyolojik bulunmuş(45).

Total kalça artroplastisi vakalarında iyi bir biyomekanik denge sağlanamaz ise yüksek komplikasyon oranları karşımıza çıkar. Bu komplikasyonlardan dislokasyonlar ve enfeksiyonlar biyomekanik denge ile fazla alakalı olanlardır. Postoperatif instabilitenin nedenlerini düşündüğümüzde, ilk akla gelecek sebepler yumuşak doku dengesizliği ve ofsetlerin iyi dengelenememesi olmalıdır. Bununla bağlantılı olarak dislokasyonlar, küçümsenmeyecek bir oran olan yaklaşık %22.5 ile revizyon kalça artroplastisinin nedenlerinin başında gelmektedir(42).Braxton F. ve ark. yaptığı çalışmada, femoral ofset dengelenmesinin dislokasyonları önlemede en önemli basamaklardan biri olduğunu göstermişlerdir(20).Enfeksiyon ise hem revizyon total kalça artroplastisine sebep olması, hem de geçirilen operasyonlar sonrası insidansının artması bakımından önemli bir komplikasyondur. Revizyon gereken vakaların yaklaşık %14.8 nin nedeni enfeksiyonlardır(42).Ayrıca erken revizyon total kalça artroplastilerinde enfeksiyon görülme sıklığı artmaktadır. Bu komplikasyonlar hastanede yatış süresini bununla ilgili olarak maddi kayıpları artıran etkenlerdir(42).

Kalça osteoartriti olan hastalarda lumbopelvik ilişkide bozulmuştur. İyi bir asetabuler kap yerleşimi için her hastanın pelvik insidans, pelvik eğim ve sakral eğimi bilinmelidir. Pelvik insidans birey için sabittir fakat pelvik eğim ve sakral eğim pozisyona göre değişiklik gösterebilir(53). Anormal lumbopelvik ilişkisi olan hastalarda geç TKA çıkıkları görülebilmektedir(65).Anormal ve bozulmuş lumbopelvik ilişkide transvers asetabular ligamente göre kap yerleşimi yapılması, iyi bir biyomekanik sonuç almak için kullanılabilir(66).

Sonuç olarak, total kalça artroplastisi, hastaların ağrısını gidermede ve fonksiyonlarını geri kazanmada başarılı bir operasyondur(67).Şablonlama yöntemleri ile yapılan vakalarda, biyomekanik ve klinik olarak iyi sonuçların elde edildiğini gösteren çalışmaların sayısı her geçen gün artmaktadır(21)(51).Şablonlama yöntemleri kullanılmadan biyomekanik dengenin mükemmel olarak sağlanması kolay değildir.

6.ÖZET

Günümüzde dejenerasyona uğramış kalça eklemine sahip hastalarda en çok tercih edilen yöntem total kalça artroplastisidir. Artan teknolojik gelişmeler, ameliyattan önce hastaya özgün implant seçimini ve biyomekanik dengeyi daha kolay sağlamayı mümkün kılabilir. Bu gelişmeler sonucu ortaya çıkan şablonlama yöntemleri, operasyon sırasında cerrahın işini de kolaylaştırmaktadır. Kalça artroplastisinde şablonlama yöntemleri daha iyi radyolojik ve klinik sonuçlar elde etmek için kullanılmaktadır. Biyomekanik dengenin sağlanamadığı hastalarda klinik sonuçlarda kötü olmaktadır.

Gazi Üniversitesi Tıp Fakültesi Ortopedi ve Travmatoloji Anabilim Dalı'nda Haziran 2014 ve Temmuz 2019 tarihleri arasında total kalça artroplastisi yapılan, rutin kontrollerine gelen tek kalça eklemine primer veya sekonder osteoartrit olan 151 hastayı çalışmamıza aldık. Şablonlama yöntemleri kullanılmadan yapılan TKA sonrası, erken dönemde çekilen postop AP pelvis grafilerinde biyomekanik dengenin sağlanıp, sağlanmadığını gösteren ölçümler yapıldı. Normal kalça ile opere kalça arasındaki ölçümlerin farkına göre sınıflandırma yapıldı. Aradaki fark sıfır (0)mm çıkan hastaların

sonuçlarını mükemmel, 0-4 mm arası çıkan hastaların sonuçlarını iyi, fark 5mm ile 10mm arasında çıkan hastaların sonuçlarını orta, 10mm dan fazla çıkan hastaların sonuçlarını ise kötü kategorisinde değerlendirildi. Vertikal ofset değerlendirilmesinde, hastaların %64,2 sinde mükemmel veya iyi sonuç, %24,5 inde orta sonuç, %11,3 ünde kötü sonuç elde edildi. Mediolateral ofset değerlendirmesinde hastaların %63 ünde mükemmel ve iyi sonuç, %27,1 inde orta sonuç, %9,9 ünde kötü sonuç elde edildi.

Sonuç olarak, şablonlama yöntemleri ile yapılan vakalarda, biyomekanik ve klinik olarak iyi sonuçların elde edildiğini gösteren çalışmaların sayısı her geçen gün artmaktadır. şablonlama yöntemleri kullanılmadan biyomekanik dengenin mükemmel olarak sağlanması kolay değildir.

7.SUMMARY

Today, the most preferred method in patients with degenerated hip joints is total hip arthroplasty. Increasing technological developments make it possible to more easily provide patient-specific implant selection and biomechanical balance before surgery. The templating methods that emerged as a result of these developments also facilitate the surgeon's job during the operation. In hip arthroplasty, templating methods are used to achieve better clinical results and radiological. Clinical results are poor in patients whose biomechanical balance cannot be achieved.

We enrolled 151 patients with primary or secondary osteoarthritis in a unilateral hip joint who underwent total hip arthroplasty between June 2014 and July 2019 in the Department of Orthopedics and Traumatology of Gazi University Faculty of Medicine. Measurements were made to show whether biomechanical balance could be achieved in postop AP pelvis radiographs taken during routine controls after THA without the use of templating techniques. In the vertical offset evaluation, 64.2% of the patients had excellent or good results, 24.5% moderate results, 11.3% poor results.

In the mediolateral offset evaluation, 63% of the patients had excellent and good results, 27.1% moderate results, 9.9% poor results.

As a result, the number of studies showing that good biomechanical and clinical results are obtained in cases performed with templating methods is increasing day by day. It is not easy to achieve perfect biomechanical balance without using templating methods.

8.KAYNAKLAR

1. Bernad-Pineda M, de Las Heras-Sotos J, Garcés-Puentes M V. [Quality of life in patients with knee and hip osteoarthritis]. *Rev Esp Cir Ortop Traumatol*. 2014;58(5):283–9.
2. Flecher X, Ollivier M, Argenson JN. Lower limb length and offset in total hip arthroplasty. *Orthop Traumatol Surg Res*. 2016 Feb;102(1 Suppl):S9-20.
3. Shaarani SR, McHugh G, Collins DA. Accuracy of digital preoperative templating in 100 consecutive uncemented total hip arthroplasties: a single surgeon series. *J Arthroplasty*. 2013 Feb;28(2):331–7.
4. Bolink SAAN, Lenguerrand E, Brunton LR, Hinds N, Wylde V, Heyligers IC, et al. The association of leg length and offset reconstruction after total hip arthroplasty with clinical outcomes. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 2019 Aug;68:89–95.
5. Brick GW, Poss R. Long-term follow-up of cemented total hip replacement for osteoarthritis. *Rheum Dis Clin North Am*. 1988 Dec;14(3):565–77.
6. Thomson JD, Callaghan JJ, Savory CG, Stanton RP, Pierce RN. Prior deposition of autologous blood in elective orthopaedic surgery. *J Bone Joint Surg Am*. 1987 Mar;69(3):320–4.
7. Anatomisi K. Çeviren Rıdvan Ege. 2. Baskı. Ankara: Türk Hava Kurumları Matbaası; 1996. 31–40 p.
8. Ng KCG, Jeffers JRT, Beaulé PE. Hip Joint Capsular Anatomy, Mechanics, and Surgical Management. *J Bone Joint Surg Am*. 2019 Dec;101(23):2141–51.
9. Trueta J. The normal vascular anatomy of the femoral head in adult man. 1953. *Clin Orthop Relat Res*. 1997 Jan;(334):6–14.
10. Prough H, Alsayouri K. Anatomy, Bony Pelvis and Lower Limb, Lateral Circumflex Femoral Artery. In *Treasure Island (FL)*; 2020.

11. Tachdjian MO. Congenital Dysplasia of the Hip, In: Edward HW Jr (ed). Tachdjian Pediatric Orthopaedics. Second ed. Philadelphia, Harcourt Brace Jovanovich Inc, 297-311,1990.
12. Charnley Low-Friction total hip replacement By Robert E.Campbell,M.D. and Richard H. Rothman M.D.Philadelphia 1971. In.
13. Gurney B. Leg length discrepancy. Gait Posture. 2002 Apr;15(2):195–206.
14. Krakovits G. [On the effect of leg shortening on the statics and dynamics of the hip joint]. Z Orthop Ihre Grenzgeb. 1967 Mar;102(3):418–23.
15. Murray KJ, Azari MF. Leg length discrepancy and osteoarthritis in the knee, hip and lumbar spine. J Can Chiropr Assoc. 2015 Sep;59(3):226–37.
16. Sheha ED, Steinhaus ME, Kim HJ, Cunningham ME, Fragomen AT, Rozbruch SR. Leg-Length Discrepancy, Functional Scoliosis, and Low Back Pain. JBJS Rev. 2018 Aug;6(8):e6.
17. Charnley J. Total hip replacement by low-friction arthroplasty. Clin Orthop Relat Res. 1970;72:7–21.
18. Asayama I, Naito M, Fujisawa M, Kambe T. Relationship between radiographic measurements of reconstructed hip joint position and the Trendelenburg sign. J Arthroplasty. 2002 Sep;17(6):747–51.
19. Little NJ, Busch CA, Gallagher JA, Rorabeck CH, Bourne RB. Acetabular polyethylene wear and acetabular inclination and femoral offset. Clin Orthop Relat Res. 2009 Nov;467(11):2895–900.
20. Forde B, Engeln K, Bedair H, Bene N, Talmo C, Nandi S. Restoring femoral offset is the most important technical factor in preventing total hip arthroplasty dislocation. J Orthop. 2018 Mar;15(1):131–3.
21. Lakstein D, Bachar I, Debi R, Lubovsky O, Cohen O, Tan Z, et al. Radiographic templating of total hip arthroplasty for femoral neck fractures. Int Orthop. 2017 Apr;41(4):831–6.

22. Campbell, W. C., Canale, S. T., & Beaty, J. H. (2008). *Campbell's operative orthopaedics*. Philadelphia, PA: Mosby/Elsevier.
23. Theivendran K, Hart WJ. Is the tip of the greater trochanter a reliable reference for the rotation centre of the femoral head in total hip arthroplasty? *Acta Orthop Belg*. 2009 Aug;75(4):472–6.
24. Panichkul P, Pinsornsak P. Radiographic measurement to restore femoral head center in hip arthroplasty. *J Med Assoc Thai*. 2012 Oct;95 Suppl 1:S32-6.
25. Si H, Zeng Y, Cao F, Pei F, Shen B. Accuracy of a Simple Digital Templating in Primary Uncemented Total Hip Arthroplasty. *Chinese Med Sci J = Chung-kuo i hsueh k'o hsueh tsa chih*. 2015 Sep;30(3):150–5.
26. Petretta R, Strelzow J, Ohly NE, Misur P, Masri BA. Acetate templating on digital images is more accurate than computer-based templating for total hip arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res*. 2015 Dec;473(12):3752–9.
27. Ritter MA, Harty LD, Keating ME, Faris PM, Meding JB. A clinical comparison of the anterolateral and posterolateral approaches to the hip. *Clin Orthop Relat Res*. 2001 Apr;(385):95–9.
28. Mallory TH, Lombardi AVJ, Fada RA, Herrington SM, Eberle RW. Dislocation after total hip arthroplasty using the anterolateral abductor split approach. *Clin Orthop Relat Res*. 1999 Jan;(358):166–72.
29. McCollum DE, Gray WJ. Dislocation after total hip arthroplasty. Causes and prevention. *Clin Orthop Relat Res*. 1990 Dec;(261):159–70.
30. Weale AE, Newman P, Ferguson IT, Bannister GC. Nerve injury after posterior and direct lateral approaches for hip replacement. A clinical and electrophysiological study. *J Bone Joint Surg Br*. 1996 Nov;78(6):899–902.
31. Hedlundh U, Ahnfelt L, Hybbinette CH, Weckstrom J, Fredin H. Surgical experience related to dislocations after total hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg Br*. 1996 Mar;78(2):206–9.

32. Calandruccio R: Campbell's Operative Orthopaedics. Vol. 2. St. Louis: Mosby,1987:1213-1490 48.
33. Edwards BN, Tullos HS, Noble PC. Contributory factors and etiology of sciatic nerve palsy in total hip arthroplasty. Clin Orthop Relat Res. 1987 May;(218):136-41.
34. Wasielewski RC, Crossett LS, Rubash HE. Neural and vascular injury in total hip arthroplasty. Orthop Clin North Am. 1992 Apr;23(2):219-35.
35. Schmalzried TP, Amstutz HC, Dorey FJ. Nerve palsy associated with total hip replacement. Risk factors and prognosis. J Bone Joint Surg Am. 1991 Aug;73(7):1074-80.
36. Dorr LD, Wolf AW, Chandler R, Conaty JP. Classification and treatment of dislocations of total hip arthroplasty. Clin Orthop Relat Res. 1983 Mar;(173):151-8.
37. Vigdorich JM, Sharma AK, Elbuluk AM, Carroll KM, Mayman DJ, Lieberman JR. High Offset Stems Are Protective of Dislocation in High-Risk Total Hip Arthroplasty. J Arthroplasty. 2020 Jul;
38. Davis FM, Laurenson VG, Gillespie WJ, Wells JE, Foate J, Newman E. Deep vein thrombosis after total hip replacement. A comparison between spinal and general anaesthesia. J Bone Joint Surg Br. 1989 Mar;71(2):181-5.
39. Engbers MJ, Blom JW, Cushman M, Rosendaal FR, van Hylckama Vlieg A. The contribution of immobility risk factors to the incidence of venous thrombosis in an older population. J Thromb Haemost. 2014;12(3):290-6.
40. Nasser S. The incidence of sepsis after total hip replacement arthroplasty. Semin Arthroplasty. 1994 Oct;5(4):153-9.
41. Tsukayama DT, Estrada R, Gustilo RB. Infection after total hip arthroplasty. A study of the treatment of one hundred and six infections. J Bone Joint Surg Am. 1996 Apr;78(4):512-23.
42. Jafari SM, Coyle C, Mortazavi SMJ, Sharkey PF, Parvizi J. Revision hip arthroplasty: infection is the most common cause of failure. Clin Orthop Relat Res. 2010 Aug;468(8):2046-51.
43. Gruen TA, McNeice GM, Amstutz HC. "Modes of failure" of

cemented stem-type femoral components: a radiographic analysis of loosening. *Clin Orthop Relat Res.* 1979 Jun;(141):17–27.

44. Harris WH, McCarthy JC, O'Neill DA. Femoral component loosening using contemporary techniques of femoral cement fixation. *J Bone Joint Surg Am.* 1982 Sep;64(7):1063–7.
45. Renkawitz T, Weber T, Dullien S, Woerner M, Dendorfer S, Grifka J, et al. Leg length and offset differences above 5mm after total hip arthroplasty are associated with altered gait kinematics. *Gait Posture.* 2016 Sep;49:196–201.
46. Merle C, Waldstein W, Pegg EC, Streit MR, Gotterbarm T, Aldinger PR, et al. Prediction of three-dimensional femoral offset from AP pelvis radiographs in primary hip osteoarthritis. *Eur J Radiol.* 2013 Aug;82(8):1278–85.
47. Nossa JM, Muñoz JM, Riveros EA, Rueda G, Márquez D, Pérez J. Leg length discrepancy after total hip arthroplasty: comparison of 3 intraoperative measurement methods. *Hip Int J Clin Exp Res hip Pathol Ther.* 2018 May;28(3):254–8.
48. Unnanuntana A, Wagner D, Goodman SB. The accuracy of preoperative templating in cementless total hip arthroplasty. *J Arthroplasty.* 2009 Feb;24(2):180–6.
49. Strøm NJ, Reikerås O. Templating in uncemented THA. On accuracy and postoperative leg length discrepancy. *J Orthop.* 2018 Mar;15(1):146–50.
50. Shi Z, Li Z. [Restoration of femoral offset in total hip arthroplasty]. *Zhonghua Wai Ke Za Zhi.* 2004 Aug;42(16):997–1000.
51. Xu B, Yang D, Aili R, Cao L. [Effect of femoral offset change on pain and function after total hip arthroplasty]. *Zhongguo xiu fu chong jian wai ke za zhi = Zhongguo xiufu chongjian waikexue zazhi = Chinese J reparative Reconstr Surg.* 2013 Jul;27(7):843–6.
52. Chen X, Xiong J, Wang P, Zhu S, Qi W, Peng H, et al. Robotic-assisted compared with conventional total hip arthroplasty: systematic review and meta-analysis. *Postgrad Med J.* 2018 Jun;94(1112):335–41.

53. Colombi A, Schena D, Castelli CC. Total hip arthroplasty planning. *EFORT open Rev.* 2019 Nov;4(11):626–32.
54. Woolson ST, Hartford JM, Sawyer A. Results of a method of leg-length equalization for patients undergoing primary total hip replacement. *J Arthroplasty.* 1999 Feb;14(2):159–64.
55. Stigler SK, Müller FJ, Pfaud S, Zellner M, Füchtmeier B. Digital templating in total hip arthroplasty: Additional anteroposterior hip view increases the accuracy. *World J Orthop.* 2017 Jan;8(1):30–5.
56. Osmani FA, Thakkar S, Ramme A, Elbuluk A, Wojack P, Vighdorchik JM. Variance in predicted cup size by 2-dimensional vs 3-dimensional computerized tomography-based templating in primary total hip arthroplasty. *Arthroplast today.* 2017 Dec;3(4):289–93.
57. Kuroda Y, Akiyama H, Nankaku M, So K, Goto K, Matsuda S. A Report on Three Consecutive Cases using Computer Tomography 3D Preoperative Planning for Conversion of Arthrodesed Hips to Total Hip Replacements. *HSS J.* 2015 Feb;11(1):76–83.
58. Alnahhal A, Aslam-Pervez N, Sheikh HQ. Templating Hip Arthroplasty. *Open access Maced J Med Sci.* 2019 Feb;7(4):672–85.
59. Hasegawa I, Wright AR, Andrews SN, Unebasami E, Nakasone CK. Hip Offset and Leg Length Equalization in Direct Anterior Approach Total Hip Arthroplasty without Preoperative Templating. *Hawai'i J Heal Soc Welf.* 2019 Nov;78(11 Suppl 2):26–8.
60. Khan F, Ahmad T, Condon F, Lenehan B. Review of quality of x-rays for templating for total hip arthroplasty. *Acta Orthop Belg.* 2015 Mar;81(1):72–6.
61. Scheerlinck T. Primary hip arthroplasty templating on standard radiographs. A stepwise approach. *Acta Orthop Belg.* 2010 Aug;76(4):432–42.
62. Young EY, Gebhart J, Cooperman D, Ahn NU. Are the left and right proximal femurs symmetric? *Clin Orthop Relat Res.* 2013

May;471(5):1593–601.

63. Holzer LA, Scholler G, Wagner S, Friesenbichler J, Maurer-Ertl W, Leithner A. The accuracy of digital templating in uncemented total hip arthroplasty. *Arch Orthop Trauma Surg.* 2019 Feb;139(2):263–8.
64. Sershon RA, Diaz A, Bohl DD, Levine BR. Effect of Body Mass Index on Digital Templating for Total Hip Arthroplasty. *J Arthroplasty.* 2017 Mar;32(3):1024–6.
65. Heckmann N, McKnight B, Stefl M, Trasolini NA, Ike H, Dorr LD. Late Dislocation Following Total Hip Arthroplasty: Spinopelvic Imbalance as a Causative Factor. *J Bone Joint Surg Am.* 2018 Nov;100(21):1845–53.
66. Rivière C, Lazic S, Villet L, Wiart Y, Allwood SM, Cobb J. Kinematic alignment technique for total hip and knee arthroplasty: The personalized implant positioning surgery. *EFORT open Rev.* 2018 Mar;3(3):98–105.
67. Varacallo M, Luo TD, Johanson NA. Total Hip Arthroplasty Techniques. In *Treasure Island (FL)*; 2020.