SAĞLIK BİLİMLERİ ÜNİVERSİTESİ METİN SABANCI BALTALİMANI KEMİK HASTALIKLARI SAĞLIK UYGULAMA VE ARAŞTIRMA MERKEZİ

ORTOPEDİ VE TRAVMATOLOJİ KLİNİĞİ

PRİMER TOTAL KALÇA ARTROPLASTİSİNDE PERİFERİK SELF LOCKİNG DİZAYNLI ASETABULAR CUP KULLANIMINDA POLAR GAP OLUŞUMUNUN KLİNİK VE RADYOLOJİK SONUÇLARA ETKİSİ

Dr. Yener Solak

TIPTA UZMANLIK TEZİ

İSTANBUL 2025

SAĞLIK BİLİMLERİ ÜNİVERSİTESİ METİN SABANCI BALTALİMANI KEMİK HASTALIKLARI SAĞLIK UYGULAMA VE ARAŞTIRMA MERKEZİ

ORTOPEDİ VE TRAVMATOLOJİ KLİNİĞİ

PRİMER TOTAL KALÇA ARTROPLASTİSİNDE PERİFERİK SELF LOCKİNG DİZAYNLI ASETABULAR CUP KULLANIMINDA POLAR GAP OLUŞUMUNUN KLİNİK VE RADYOLOJİK SONUÇLARA ETKİSİ

Dr. Yener SOLAK

Tez Danışmanı: Doç. Dr. Ferdi DIRVAR

TIPTA UZMANLIK TEZİ

İSTANBUL 2025

İÇİNDEKİLER

TEŞEKKÜR ... **iii**

ŞEKİLLER DİZİNİ ... **v**

TABLOLAR DİZİNİ ... **vii**

SİMGELER VE KISALTMALAR ... **viii**

ÖZET ... **ix**

ABSTRACT ... **xi**

1. GİRİŞ VE AMAÇ ... **1**

2. GENEL BİLGİLER ... **3**

2.1. PRİMER KOKSARTROZ ... *3*

2.1.1.Cerrahi Dışı Tedaviler ... 3

2.1.2.Protez Cerrahisi ... 3

2.1.2.1. Eksizyonel Artroplasti ... 4

2.1.2.2.Hemiartroplasti ... 5

2.1.2.3.Total Kalça Artroplastisi (TKA): ... 6

2.2.KALÇA EKLEMİ VE ASETABULUM ANATOMİSİ ... *7*

2.2.1.Os Coxae ... 8

2.2.2.Asetabulum ... 9

2.3.PROTEZ KOMPONENT DİZAYNLARI ... *10*

2.3.1. Femoral Komponent Seçimleri ... 11

2.3.1.1. Çimentolu Femoral Komponentler ... 12

2.3.1.2 Çimentosuz Femoral Komponentler ... 13

2.3.2. Asetabular komponent seçimleri ... 15

2.3.2.1. Çimentolu asetabular komponentler ... 15

2.3.2.2. Çimentosuz asetabular komponentler ... 16

2.3.2.2.1 Hemisferik komponentler ... 17

2.3.2.2.2 Elipsoid komponentler 17

2.3.2.2.3 Periferik self locking komponentler 17

2.4.PRESS-FİT UYGULANMASI 21

2.5.CERRAHİ TEKNİK 22

2.6.HARRİS KALÇA SKORLAMASI 28

2.7.DeLee VE CHARNLEY BÖLGELERİ 31

3.GEREÇ VE YÖNTEM 33

4.BULGULAR 37

4.1. DEMOGRAFİK BULGULAR 37

4.2. KLİNİK BULGULAR 37

4.3. RADYOLOJİK BULGULAR 38

4.4. İLİŞKİSEL ANALİZLER 52

5.TARTIŞMA 54

6.SONUÇ 61

KAYNAKÇA 63

TEŞEKKÜR

Önce iyi bir hekim, sonra iyi bir cerrah olmak konusunda desteğini benden hiç esirgemeyen, her zaman arkamda duran; bilgisi ve tecrübesiyle bizlere vizyon gösteren, desteklerini esirgemeyen başhekimimiz sayın Doç. Dr. Bülent Karslıoğlu'na teşekkürlerimi sunarım.

Bana cerrahi becerilerimi geliştirme imkânı sağlayan, hasta iletişimi konusunda her zaman en iyi örnek olan tez danışmanım değerli büyüğüm klinik eğitim sorumlusu Doç. Dr. Ferdi Dırvar'a sonsuz sevgi ve saygılarımı sunarım.

Uzmanlık eğitimim döneminde; tecrübe ve bilgisini aktararak iyi bir uzman olarak yetişmemde büyük emeği olan kliniğimiz kurum eğitim sorumlusu sayın Prof. Dr. Mehmet Akif Kaygusuz' a sonsuz saygı ve şükranlarımı sunarım

Asistanlık sürecinde klinik şefimiz, olarak bana emek veren, cerrahi disiplini kazanmamı sağlayan değerli hocam, ağabeyim Doç. Dr. Deniz Kargın'a sonsuz saygı ve şükranlarımı sunarım.

Asistanlık sürecinin tüm güzel ve zorlu zamanlarında her zaman yanımda olan değerli dostum Dr. Mehmet Ali Keskinkılınç'a ve tez yazarken de desteklerini sunan kıdemli asistan abim Dr. Abdulbaki Kurt ve Onur Canıgüroğlu'na teşekkür ederim.

Uzmanlık eğitimim boyunca üzerimde emeği olan, usta-çırak, abi-kardeş samimiyetiyle tüm bildiklerini aktaran ve yolumu aydınlatan; şu an birlikte çalıştığım ve geçmişte beraber çalışma fırsatı bulduğum, tüm öğretim üyeleri ve uzman abilerime yetişmemde gösterdikleri özen ve tarifsiz katkıları nedeniyle ayrı ayrı teşekkür ederim.

Ortopedi ve travmatoloji uzman doktoru olma sürecinin tüm zorluklarını ve güçlüklerini ve ayrıca tüm keyfini ve heyecanını, bir aile olarak birlikte paylaştığım, aynı klinikte birlikte çalışmaktan gurur duyduğum tüm asistan abilerime ve kardeşlerime teşekkür ederim.

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

Tüm güzel ve zor zamanlarımda yanımda olup desteğini esirgemeyen sevgili eşim Gülcan Solak'a bugünlere gelmemde en büyük payın sahipleri olan hep yanımda olan değerli annem Sevim Solak, babam Emin Solak'a, kardeşlerim Yeşim Solak ve Melek Solak'a sevgi ve minnetlerimi sunarım.

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 1: Rezeksiyon artroplastisi (girdlstone) 4
Şekil 2: Opere hemiartroplasti vakası görüntüsü 6
Şekil 3: Primer koksartroz ve total kalça artroplastisi ile opere edilmiş hali 6
Şekil 4: Kalça ekleminin lateralden görünümünün illüstrasyonu. 7
Şekil 5: Top soket formu. 8
Şekil 6:Os coxae. 9
Şekil 7 : Asetabulum görseli. 10
Şekil 8: DePuy Synthes ve Smith & Nephew in çimentolu femoral stemleri. 13
Şekil 9: Kemik içi büyümeyi (bone ingrowth) destekleyen yüzey tipleri 14
Şekil 10: Kemik üzerine büyüme(bone ongrowth) destekleyenyüzeyler 14
Şekil 11: Stryker accolade 2 (high poroz kaplı femoral stem) 15
Şekil 12: Sementli kullanım için dizayn edilen asetabular komponent 16
Şekil 13: Hemisferik,elipsoid ve psl cup dizayn şekillerini kıyaslamalı gösteren şekil 18
Şekil 14: Hemisferik asetabular komponent 19
Şekil 15:elipsoid asetabular komponent 20
Şekil 16: Stryker trident PSL asetabular komponent 20
Şekil 17: Komponent uygulanmasını gösteren illüstrasyon 22
Şekil 18: Longitudinal 10-15 cm lik kesi 24
Şekil 19: Tensör fasya latanın ortaya konup kesilmesi 24
Şekil 20: G.mediusun anterior liflerinin kesilmesi 25
Şekil 21: Kapsülün T şeklinde kesilmesi 25
Şekil 22: Femur başının testere ile kesilmesi 26
Şekil 23: Asetabulumun oyulması 26
Şekil 24: Asetabular komponentin yerleştirilmesi 27
Şekil 25: Asetabular komponentin vida ile desteklenmesi 28
Şekil 26: Callaghan'ın radyolojik izleme parametreleri 31
Şekil 27: DeLee ve Charnley bölgeleri 32

Şekil 28: DeLee 2.bölgede görülen bir polar gap 33
Şekil 29: Polar gap bırakılan olgu ve 5 ay sonraki kontrol grafisi 47
Şekil 30: Polar gap bırakılan olgu ve 13 ay sonraki kontrol grafisi 47
Şekil 31: Polar gap bırakılan olgu ve 17 ay sonraki kontrol grafisi 48
Şekil 32: Polar gap bırakılan olgu ve 36 ay sonraki kontrol grafisi 48
Şekil 33: Polar gap bırakılan olgu ve 11 ay sonraki kontrol grafisi 49
Şekil 34: Polar gap bırakılan olgu ve 27 ay sonraki kontrol grafisi 49
Şekil 35: Polar gap bırakılan olgu ve 35 ay sonraki kontrol grafisi 50
Şekil 36: Polar gap bırakılan olgu ve 23 ay sonraki kontrol grafisi 51
Şekil 37: Polar gap bırakılan olgu ve 8 ay sonraki kontrol grafisi 51
Şekil 38: Periasetabular kırık olan olgu ve 7 ay sonraki kontrol grafisi 52

TABLOLAR DİZİNİ

Tablo 1: Cinsiyete göre örneklem 37
Tablo 2: Yaşa göre örneklem 37
Tablo 3: Harris skorlarının dağılımı 38
Tablo 4: Polar gap mevcudiyeti 38
Tablo 5: Perop asetabular kırık oluşumu 39
Tablo 6 : Asetabular osteoliz oluşumu 39
Tablo 7: Aseptik gevşeme 39
Tablo 8: Revizyon cerrahisi gereksinimi 40
Tablo 9: Cup büyüklüğü ve liner çeşidi 40
Tablo 10:Polar gap varlığına göre harris skoru karşılaştırması 41
Tablo 11: Polar gap varlığına göre tanımlayıcı özelliklerin karşılaştırılması 42
Tablo 12: liner türüne göre tanımlayıcı özelliklerin karşılaştırılması 43
Tablo 13: Asetabular osteoliz varlığına göre kırık,revizyon ve aseptik gevşemenin karşılaştırılması 44
Tablo 14: Polar gap ölçüm değerlerinin komplikasyonlara göre karşılaştırılması 45
Tablo 15: Cup büyüklüğünün ölçüm değerlerinin komplikasyonlara göre karşılaştırılması 46

SİMGELER VE KISALTMALAR

BMD: Bone mineral density(kemik mineral yoğunluğu)

CoC: Seramik on seramik

CoP: Seramik on polietilen

DMAH: Düşük Molekül Ağırlıklı Heparin

DVT: Derin Ven Trombozu

HA: Hidroksiapatit

PE: Polietilen

PMMA: Polimetilmetakrilat

PSL: Periferik Self Locking (periferik kendiliğinden tutulumlu)

PTFE: Polytetrafluoroethylene(teflon)

TKA: Total Kalça Artroplastisi

TKP: Total Kalça Protezi

UHMWPE: Ultra High Molecular Weight Polyethylene (ultra yüksek ağırlıklı polietilen)

ÖZET

Amaç: Bu çalışma, primer total kalça artroplastisi (TKA) uygulamalarında periferik self-locking (PSL) dizaynlı asetabular komponent kullanımında oluşabilecek polar gap varlığının klinik ve radyolojik sonuçlara etkilerini değerlendirmeyi amaçlamaktadır. Bu kapsamda, PSL dizayna sahip kaplarda press-fit tekniğiyle implant yerleştirilmesi sırasında oluşabilecek boşluğun (polar gap) osteointegrasyon, asetabular osteoliz, aseptik gevşeme ve periasetabular kırık gelişimi üzerine olası etkileri incelenmiştir.

Gereç ve yöntem: Çalışmaya 2018–2023 yılları arasında primer koksartroz tanısı ile Stryker Trident PSL asetabular komponent ve Accolade II femoral stem kullanılarak TKA uygulanan 135 hasta dahil edilmiştir. Tüm olgularda sementsiz press-fit tekniği ve hardinge insizyonu kullanılmış, yüzey olarak seramik-seramik veya seramik-polietilen liner kombinasyonları tercih edilmiştir. Hastalar polar gap varlığına göre iki gruba ayrılarak ameliyat öncesi ve ameliyat sonrası Harris Kalça Skorları, asetabular osteoliz, aseptik gevşeme, kırık gelişimi ve revizyon cerrahisi gereksinimi parametreleri bakımından karşılaştırılmıştır. Radyolojik değerlendirmeler DeLee-Charnley zonları ve Callaghan'ın radyolojik izleme parametreleri esas alınarak yapılmıştır.

Bulgular: Çalışmaya dahil edilen olguların %51,1'inde polar gap saptanmıştır. Polar gap olmayan olgularda harris kalça skoru 53,83 ten 83,45'e yükselirken polar gap olan olgularda 57,03 ten 81,54'e yükselmiştir. Her iki grupta belirgin klinik iyileşme olmakla beraber iki grup arasında istatistiksel anlamlı fark mevcut değildi. Kırık

gelişimi polar gap bulunan hastalarda anlamlı düzeyde yüksek saptanmıştır ($p<0,05$). Asetabular osteoliz ve aseptik gevşeme oranları polar gap varlığıyla ilişkili bulunmamıştır. Ayrıca asetabular osteoliz saptanan olgularda revizyon cerrahisi ve aseptik gevşeme oranları anlamlı düzeyde yüksek bulunmuştur ($p<0,05$).

Sonuç: PSL dizaynlı asetabular kap kullanımında oluşan polar gap, kısa dönem klinik sonuçları olumsuz etkilememekle birlikte, implant stabilitesini teorik olarak zayıflatabilecek bir unsur olarak değerlendirilmektedir. Çalışmamızda PSL tasarımlı asetabular komponentlerle yapılan TKA hastalarında polar gap varlığı, ameliyat sonrası Harris Kalça Skoru, aseptik gevşeme, revizyon gereksinimi ve osteoliz gelişimi üzerinde anlamlı bir olumsuz etki göstermemiş ancak polar gap oluşumunu azaltmak amacıyla fazladan çakma kuvveti uygulamak durumunda kalmanın periasetabular kırık oluşumunu artırdığı görülmüştür. Elde edilen bulgular, PSL dizaynlı asetabular komponentlerde polar gap bırakmanın klinik ve radyolojik sonuçları kötü etkilemediğini göstermektedir.

ABSTRACT

Introduction: This study aimed to evaluate the clinical and radiological effects of the presence of a polar gap in the use of peripheral self-locking (PSL) designed acetabular components in primary total hip arthroplasty (THA). In this context, the potential effects of the gap (polar gap) that may occur during press-fit implantation of PSL cups on osseointegration, acetabular osteolysis, aseptic loosening, and periprosthetic fracture development were investigated.

Materials and Methods: A total of 135 patients who underwent primary THA with a diagnosis of primary coxarthrosis between 2018 and 2023 using a Stryker Trident PSL acetabular component and Accolade II femoral stem were included in the study. In all cases, a cementless press-fit technique and a Hardinge approach were used, with ceramic-ceramic or ceramic-polyethylene liner combinations. Patients were divided into two groups based on the presence of a polar gap and compared in terms of properative and postoperative Harris Hip Scores, acetabular osteolysis, aseptic loosening, periprosthetic fracture development, and need for revision

surgery.Radiological assessments were conducted based on DeLee–Charnley zones and Callaghan's radiological monitoring parameters.

Results: Of the cases included in the study, a polar gap was detected in 51.1% of them. In cases without a polar gap, the Harris Hip Score increased from 53.83 to 83.45, whereas in cases with a polar gap, it increased from 57.03 to 81.54. Although both groups demonstrated notable clinical improvement, no statistically significant difference was observed between them. The incidence of fractures was significantly higher in patients with a polar gap ($p<0.05$). The rates of acetabular osteolysis and aseptic loosening were not found to be associated with the presence of a polar gap. Additionally, in cases where acetabular osteolysis was detected, the rates of revision surgery and aseptic loosening were found to be significantly higher ($p<0.05$).

Conclusion: Although the presence of a polar gap associated with the use of peripheral self-locking (PSL) acetabular cups does not adversely affect short-term clinical outcomes, it is considered a potential factor that may theoretically compromise implant stability.In our study, the presence of a polar gap in patients undergoing total hip arthroplasty (THA) with PSL-designed acetabular components did not demonstrate a significant negative impact on postoperative Harris Hip Score, aseptic loosening, the need for revision surgery, or the development of osteolysis.However, it was observed that the application of additional impaction force in an attempt to reduce polar gap formation resulted in an increased incidence of periacetabular fractures.The findings suggest that the presence of a polar gap in PSL-designed acetabular components does not adversely affect clinical or radiological outcomes.

1. GİRİŞ VE AMAÇ

Kalça eklemi, insan vücudunda en fazla mekanik yük taşıyan eklemlerden biri olup, bu özelliği nedeniyle dejeneratif artrit gelişimi açısından yüksek risk taşımaktadır. Kalça osteoartriti, günümüzde sık karşılaşılan ve bireyin yaşam kalitesini olumsuz yönde etkileyen önemli bir sağlık problemidir. Total kalça artroplastisi (TKA), ileri evre osteoartritin cerrahi tedavisinde günümüzde en etkili ve yaygın kabul gören yöntem olarak öne çıkmaktadır. Bu müdahaledeki temel hedefler; ağrının azaltılması, eklem hareket açıklığının korunması ve hastanın günlük yaşam aktivitelerini daha konforlu bir şekilde sürdürebilmesinin sağlanmasıdır. TKA uygulamalarının başarılı sonuçlar vermesi ve protez teknolojilerinde kaydedilen ilerlemeler sayesinde, bu yöntem artık daha genç yaş gruplarındaki hastalarda da tercih edilmektedir

1938 yılında Philip Wiles, ilk total kalça protezini uygulayarak bu alandaki öncülüğü üstlenmiştir. Ancak, bu ilk girişim sınırlı başarı göstermiştir. 1960'lı yıllarda Sir John Charnley, düşük sürtünmeli artroplasti konseptini geliştirerek modern TKA'nın temelini atmıştır. Charnley, femoral komponenti paslanmaz çelikten, asetabular komponenti ise başlangıçta teflondan (PTFE) üretmiştir. Ancak, PTFE'nin yumuşak dokularla etkileşimi sonucunda granülomatöz reaksiyonlar oluşmuş ve bu materyal kısa sürede terk edilmiştir. Ardından, ultra yüksek moleküler ağırlıklı polietilen (UHMWPE) kullanılarak daha dayanıklı ve biyouyumlu bir yüzey elde edilmiştir[1]. Charnley, 1960'larda polimetilmetakrilat (PMMA) kemik çimentosunu kullanarak asetabular komponentin fiksasyonunu sağlamıştır. Bu yaklaşım, implantın stabilitesini artırmış ve cerrahi sonuçları iyileştirmiştir. Ancak, zamanla çimentolu protezlerde aseptik gevşeme, protez çevresi kırıkları ve "çimento hastalığı" gibi komplikasyonlar gözlenmiştir. Bu sorunlar, 1970'lerin sonlarına doğru çimentosuz, biyolojik fiksasyon sağlayan implantların geliştirilmesine yol açmıştır[2]. Bu

gelişmeler ışığında asetabular komponentler de yüzey materyallerinin ve fiksasyon yöntemlerinin çeşitliliği sayesinde değişmiş ve gelişmiştir. Asetabular komponentler genellikle titanyum veya kobalt-krom alaşımlarından üretilir. Bu metallerin seçimi, biyouyumluluk, mekanik dayanıklılık ve osteointegrasyon potansiyeli gibi faktörlere dayanır. Yüzey kaplamaları, osteointegrasyonu artırmak amacıyla çeşitli tekniklerle uygulanır: HA kaplamalar, kemik mineraline benzer yapısıyla osteokonduktif özellik gösterirken poroz kaplamalar ise kemik hücrelerinin implant yüzeyine tutunmasını ve büyümesini teşvik eder. Özellikle trabeküler metal kaplamalar, %75-80 oranında porozite sağlayarak osteointegrasyonu optimize eder[2]. Çimentolu fiksasyondan sonra geliştirilen çimentosuz fiksasyon yöntemi press-fit tekniğiyle geometrik şekilleri sayesinde kemik içerisine sıkıca yerleştirilip yüzey kaplamaları ile osteointegrasyon sağlar ancak yeterli osteointegrasyon sağlanamazsa gevşeme ihtimali mevcuttur. Bu sementsiz kaplar eliptik, hemisferik ve psl (periferik self locking) gibi farklı geometrik şekillerde olabilir. Press-fit implantlar orta vadeli takiplerde başarılı sonuçlar vermektedir. Özellikle ek vida fiksasyonu ile desteklenen komponentlerde, 10 yıllık sağkalım oranı %96 olarak bildirilmiştir[3]. Öyle ki primer total kalça artroplastisi son 20 yılda press-fit çimentosuz asetabular kapların kullanımına atfedilebilir[4]. Çok sık kullanılan hemisferik kapların bazı dezavantajlarını tolere etmek üzere geliştirilen PSL kapların press-fit oturması için %25 daha fazla kuvvet gerektirdiği bildirilmiştir[5]. Literatürde bu durumun yol açacağı kırık riski ve yanlış konumlandırmadan dolayı veya daha az güç uygulanarak çakma nedeniyle oluşabilecek polar gap mevcudiyeti sebebiyle gevşeme ve diğer komplikasyonlar ile ilgili sınırlı veri bulunmaktadır. Bu çalışmada primer total kalça artroplastilerinde psl kap kullanımı esnasında oluşabilecek polar gap mevcudiyetinin klinik sonuçlara etkisini incelemeyi amaçladık.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. PRİMER KOKSARTROZ

Primer koksartroz; displazik olmayan, travma, anatomik yapısal bozukluk, metabolik hastalık gibi sebeplere sekonder gelişmeyen dejeneratif veya inflamatuar zeminde ortaya çıkan kalça eklem artrozuna denir. Eklem kıkırdak kaybı ve yaygın osteofit oluşumu ile karakterize primer koksartrozun da içinde bulunduğu osteoartritik hastalıklar yaşlı popülasyonda uzun zamanlı engelliliğin en yaygın sebebi olarak bildirilmiştir[6]. İstirahat halinde veya hareket ve yük taşıma sırasında şiddetli ağrı yaşayan ve bu durum günlük yaşam aktivitelerini engelleyen hastalarda kilo vermek, farmakolojik tedavi, makul aktivite modifikasyonu, egzersizler gibi konservatif tedaviler önerilmelidir. Bu önlemler, semptomları geciktirebilir, cerrahi ihtiyacını giderebilir. Konservatif tedaviye yanıt alınamayan olgularda radyolojik görüntüleme çalışmaları ile dejeneratif eklem yıkımı veya artroz kanıtlandığında cerrahi düşünülmelidir. Tarihsel olarak, 60 ila 75 yaş arası hastalar TKA için en uygun adaylar olarak kabul edilmiştir. Ancak, 1990'lardan itibaren bu yaş aralığı genişlemiştir. Yaşlı nüfusun artmasıyla birlikte, daha ileri yaştaki bireyler de cerrahi adayları haline gelmiştir. 85 yaş üzeri hastalar üzerinde yapılan retrospektif bir çalışmada, uygun hasta seçimi ile TKA'nın bu yaş grubunda da etkili ve güvenli bir seçenek olduğu gösterilmiştir[7].

2.1.1.Cerrahi Dışı Tedaviler

Koksartrozun belirgin bulgularına sahip olmayan hastalar düzenli takip edilebilir veya konservatif tedavi seçeneklerinden olan non-opioid analjezikler, kilo verme, yaşam tarzı değişikliği ve hareket modifikasyonu ile tedavi edilebilir.

2.1.2.Protez Cerrahisi

Eklem protez cerrahisi, osteoartrit seviyesi ileri düzey olan eklemde fonksiyonel iyileşme ve ağrı iyileşmesi gereksinimi bulunan koksartroz hastaları için önerilebilir. Primer osteoartrit vakalarında kalça eklemi displastik olmadığından dolayı ligament güçsüzlükleri, bacak uzunluk farkları çoğunlukla beklenmez. Bu hastaların

tedavilerinde kalça protezi yeterli tedaviyi sağlayabilmektedir. İlk olarak, artroplasti terimi, ankiloz olmuş bir eklemde hareket kabiliyetini yeniden kazandırmak amacıyla yapılan cerrahi işlemleri tanımlamıştır. Günümüzde artroplasti, eklem bütünlüğünü ve fonksiyonunu yeniden sağlamak için uygulanan çeşitli cerrahi teknikleri içermektedir. Bu teknikler arasında eksizyonel artroplasti, hemiartroplasti ve total kalça artroplastisi (TKA) yer almaktadır.

2.1.2.1. Eksizyonel Artroplasti

Bu yöntemde, eklem yüzeyleri cerrahi olarak çıkarılır ve oluşan boşluk fibröz doku ile dolar. Ancak bu teknik, eklem stabilitesinin azalmasına ve ekstremite uzunluğunun kısalmasına neden olabilir. Günümüzde genellikle enfeksiyon tedavisinde veya başarısız bir total kalça artroplastisi sonrasında son çare olarak kullanılmaktadır**.**



Şekil 1: Rezeksiyon artroplastisi (girdlstone)

2.1.2.2.Hemiartroplasti

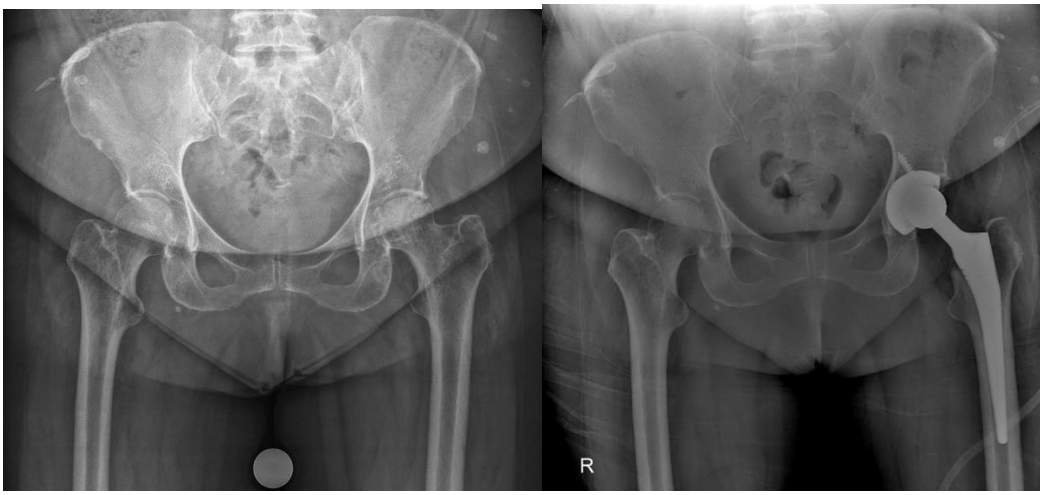
Özellikle yaşlı hastalarda femur boynu kırıklarının tedavisinde yaygın olarak kullanılan bir tekniktir[8][9]. Bu yöntemde sadece femur başı değiştirilir. Ancak asetabular kıkırdağın hızla aşınması nedeniyle osteoartritik kalçaların birincil tedavisinde nadiren tercih edilir.



Şekil 2: **Opere hemiartroplasti vakası görüntüsü**

2.1.2.3.Total Kalça Artroplastisi (TKA):

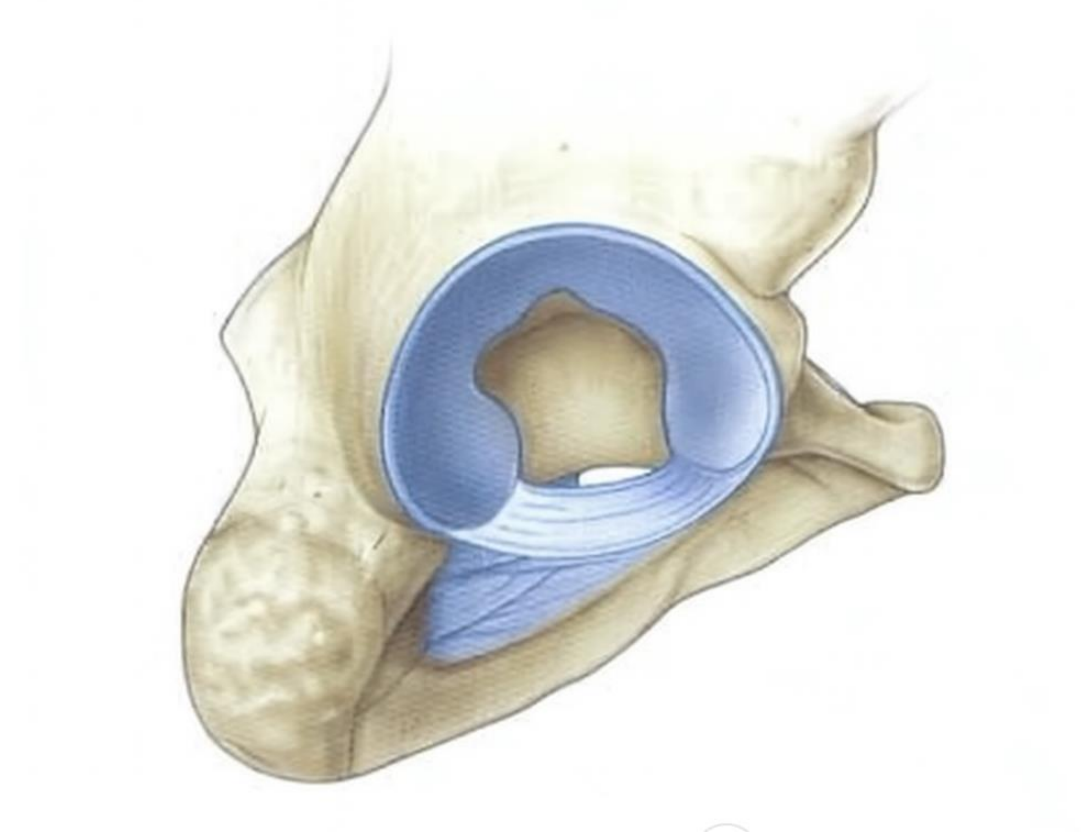
Modern kalça cerrahisinde osteoartrit tedavisinde tercih edilen yöntemdir. Bu cerrahi girişimde hem femur başı hem de asetabulum yapay implantlarla değiştirilerek eklem tamamen yeniden yapılandırılır. TKA, ağrının azaltılması ve fonksiyonun iyileştirilmesi açısından yüksek başarı oranlarına sahiptir yıllar içerisinde total kalça artroplastisinin komponentleri teknoloji ve bilimsel çalışmalar ışığında gelişmiştir.



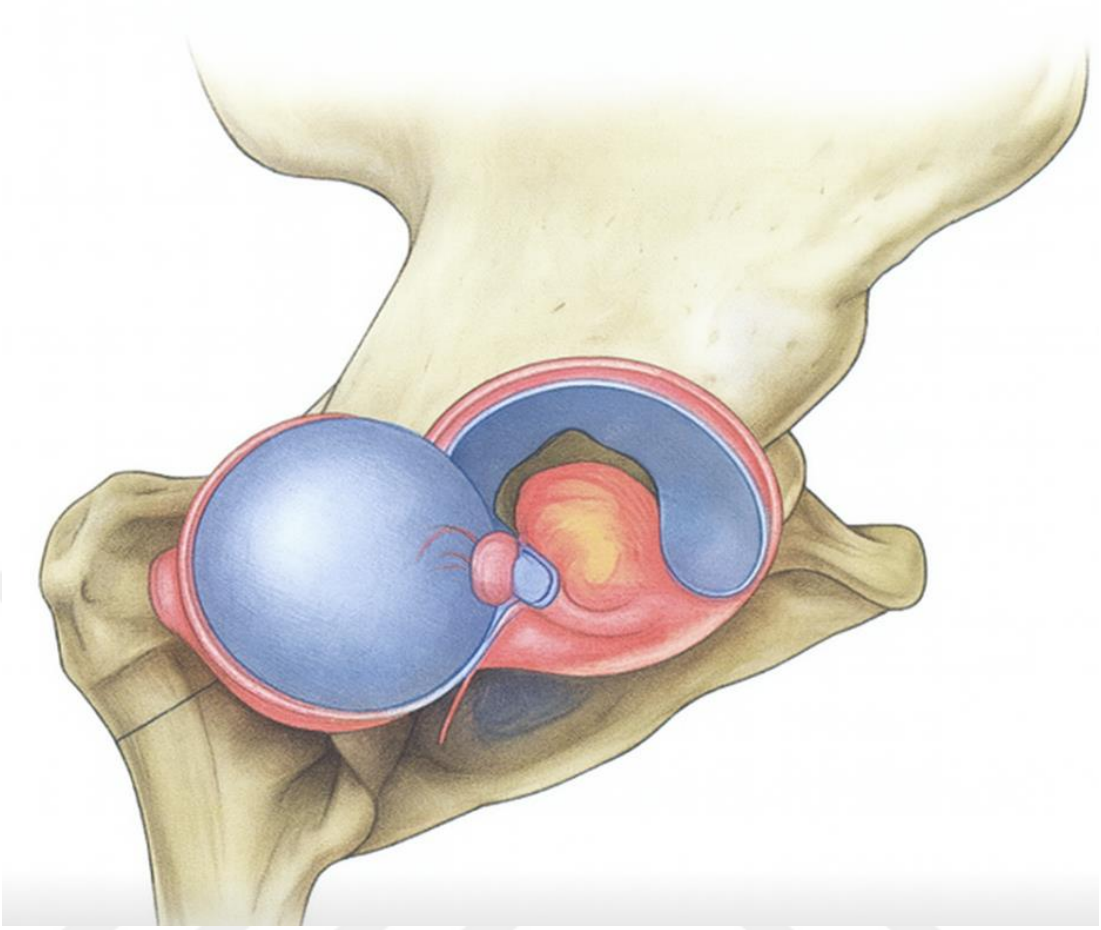
Şekil 3: **Primer koksartroz ve total kalça artroplastisi ile opere edilmiş hali**

2.2.KALÇA EKLEMİ VE ASETABULUM ANATOMİSİ

Kalça eklemi, insan vücudundaki en büyük ve en sağlam sinovyal eklemlerden biridir. Bu eklem, femur başı ile pelvisin asetabulum adı verilen çukur yapısı arasında oluşan bir "top ve yuva" (ball-and-socket) tipi eklemdir. Bu yapı, üç eksen etrafında hareket kabiliyeti sağlayarak fleksiyon-ekstansiyon, abduksiyon-adduksiyon ve iç-dış rotasyon gibi geniş bir hareket yelpazesine olanak tanıyan spheroid tipte bir eklemdir[10][11]. Pelvisi alt ekstremiteye bağladığı için mekanik yük aktarımında rolü yadsınamaz ve bu durum kalça eklemini dejenerasyona açık hale getirip koksartroza sebebiyet vermektedir.



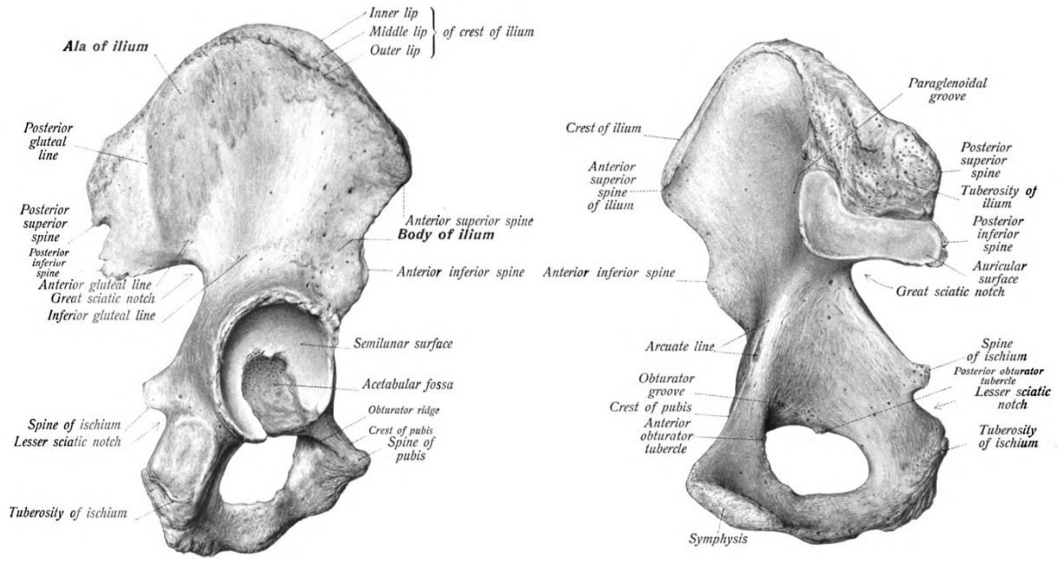
Şekil 4: Kalça ekleminin lateralden görünümünün illüstrasyonu.



Şekil 5: Top soket formu illüstrasyonu

2.2.1.Os Coxae

Kalça kemiği, üç ana kemik olan ilium, ischium ve pubis'in birleşiminden oluşur. Bu kemikler, embriyonik dönemde ayrı kemikleşme merkezlerinden gelişir ve ergenlik döneminde birleşerek tek bir kemik halini alır. Bu birleşim, özellikle asetabulumun (kalça yuvası) tabanında bulunan Y şeklindeki triradiat kıkırdak aracılığıyla gerçekleşir. Bu triradiat kıkırdağın kemikleşmesi 15-16 yaşlarında olur[12][13]. Triradiat kıkırdak ve diğer kemikleşme merkezlerinin zamanında ve düzgün bir şekilde gelişimi, sağlıklı bir kalça yapısının oluşumu için elzemdir.

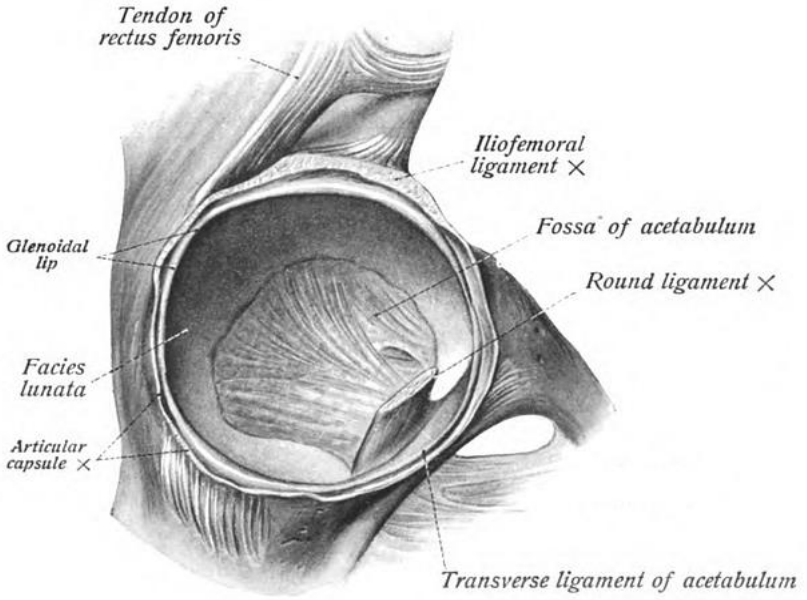


Şekil 6:Os coxae- Sobotta Atlas of Anatomy 16. Edition dan alınmıştır

2.2.2.Asetabulum

Kalça ekleminin lateral yüzeyinde yer alan asetabulum, femur başının yerleştiği konkav bir yapıdır ve pelvisin os ilium, os ischium ve os pubis kemiklerinin birleşimiyle oluşur. Asetabulum, üç boyutlu bir oryantasyona sahiptir; yaklaşık 15° anterior ve 45° abduksiyon açısıyla laterale, anteriora ve inferiora yönelmiştir[14]. Asetabulumun eklem yüzeyi, yarım ay şeklindeki facies lunata olarak adlandırılan hiyalin kıkırdakla kaplı bir yapıdan oluşur. Bu yüzey, femur başıyla doğrudan temas ederek yük aktarımında önemli rol oynar. Facies lunata'nın ortasında yer alan fossa acetabuli ise eklem yüzeyine katılmaz ve ligamentum capitis femoris'in (ligamentum teres) tutunduğu bölgedir.

Asetabulumun çevresini saran labrum acetabulare, fibröz kıkırdaktan oluşan halka şeklinde bir yapıdır. Bu yapı, asetabulumun derinliğini artırarak femur başının eklem içinde stabil kalmasını sağlar ve eklem kapsülünün sızdırmazlığını koruyarak negatif basınç oluşturur. Labrum, asetabulumun inferior kısmında bulunan incisura acetabuli seviyesinde ligamentum transversum acetabuliye tutunur. Bu ligament, özellikle gelişimsel kalça displazisi gibi durumlarda asetabulumun anatomik sınırlarının belirlenmesinde önemli bir referans noktasıdır.



Şekil 7 : Asetabulum görseli- Sobotta Atlas of Anatomy 16. Edition dan alınmıştır

2.3.PROTEZ KOMPONENT DİZAYNLARI

Günümüzde total kalça artroplastisi (TKA) için femoral ve asetabular komponentler; farklı materyallerden üretilmiş, çeşitli geometrik tasarımlara sahip çok sayıda modelle piyasada bulunmaktadır. Bu çeşitliliğe rağmen, mevcut implantlar

arasında açıkça üstün veya zayıf olduğu kanıtlanmış tasarımlar oldukça azdır. Belirli durumlar için bazı implantların özgün tasarım özellikleri cerrahi açıdan avantaj sağlayabilir. Ancak çoğu implant tasarımı, uygun endikasyonla seçilip doğru cerrahi teknikle yerleştirildiğinde, yüksek hasta memnuniyeti ve uzun dönem fonksiyonel başarı sağlayabilmektedir. Her hastaya uygun evrensel bir implant sistemi mevcut değildir. Bu nedenle cerrahın, farklı implant tasarımlarının özellikleri, avantajları ve sınırlılıkları konusunda genel bir bilgiye sahip olması önemli bir avantajdır. İmplant seçimi yapılırken; hastanın fonksiyonel beklentileri, yaşam süresi öngörüsü, aktivite düzeyi, kemik kalitesi ve morfolojisi, implant ve enstrümantasyonun ulaşılabilirliği ile cerrahın deneyimi dikkate alınmalıdır.

Komponent materyali, geometrisi, uzunluğu ve fiksasyon yöntemi, femura aktarılan stresi önemli ölçüde etkiler. Stresin femura aktarılması, kemik kütlesinin korunması ve kullanılmama osteoporozunun önlenmesi için fizyolojik bir uyarı sağlar. Total kalça artroplastisi (TKA) sonrasında femur ve asetabulum çevresindeki kemik mineral yoğunluğu (BMD) değişiklikleri, implant tasarımı, malzeme özellikleri ve yük aktarım mekanizmaları gibi birçok faktöre bağlı olarak şekillenmektedir. Bu değişiklikler, özellikle stres kalkanı (stress shielding) fenomeni ile ilişkilidir. TKA sonrasında stress shielding, implant tasarımı, malzeme özellikleri ve yük aktarım mekanizmaları ile yakından ilişkilidir. Kısa ve anatomik olarak tasarlanmış, düşük rijitliğe sahip komponentler, proksimal femurda daha fizyolojik yük dağılımı sağlayarak stres korumasını azaltabilirken, asetabular komponentlerde ise, subkondral kemiğin korunması ve uygun kap tasarımı, trabeküler kemikteki stresleri minimize edebilir. Bu faktörlerin dikkate alınması, uzun vadede implant başarısını etkiler.

2.3.1. Femoral Komponent Seçimleri

Femoral bileşenin temel işlevi, artritik veya nekrotik segmentin rezeksiyonunu takiben femur başı ve boynunun yerine konmasıdır. Biyomekanik olarak sağlam ve stabil bir kalça eklemi elde etmek için femur başının normal rotasyon merkezinin vertikal ve yatay ofset ayarı yapılarak yeniden oluşturulmasına ve versiyonun uygun verilmesine dikkat edilmelidir. Normal femur, ayak düz ileri baktığında koronal düzleme göre femur boynunda 10 ila 15 derece anteversiyona sahiptir[15] ve protez

femur boynu da bunu yaklaşık olarak taklit etmelidir. Bu durum çimento kullanıldığında pek sorun oluşturmaz; ancak, press-fit fiksasyon kullanıldığında, femoral bileşen, implantın rotasyonel stabilitesini ve proksimal femurun doluluğunu maksimize etmek için femur boynunun aynı yönünde yerleştirilmelidir.

2.3.1.1. Çimentolu Femoral Komponentler

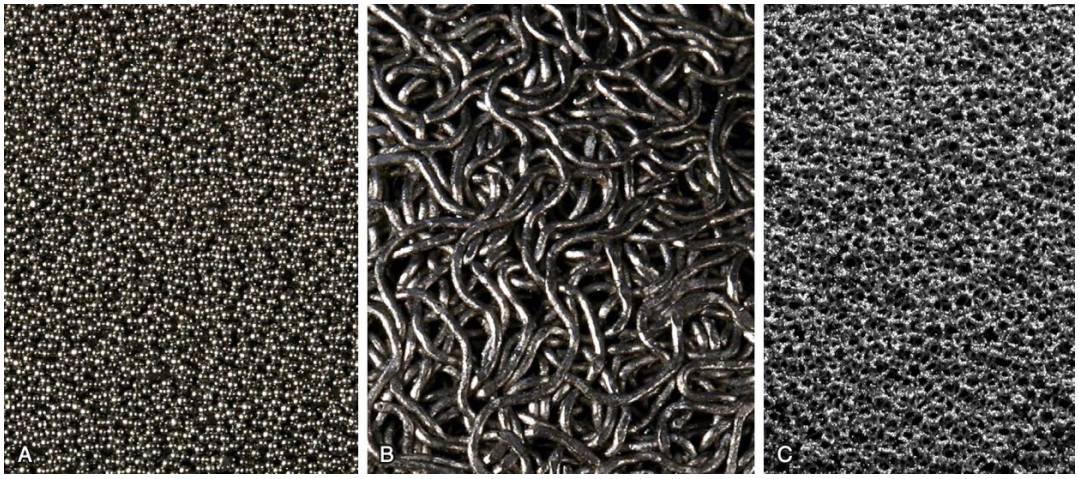
Charnley'in düşük sürtünmeli artroplastisinin tanıtılmasıyla birlikte, akrilik çimentonun femoral komponent fiksasyonu için standart haline gelmesi, çimentolu stemlerin uzun dönem başarısını artırmıştır. Ancak, son yıllarda komplikasyonlarından dolayı çimentolu fiksasyonun kullanımı azalmıştır. Buna rağmen, dünya genelindeki kayıt verileri, 75 yaş üzeri hastalarda çimentolu femoral fiksasyonun, özellikle periprostetik kırık riskinin daha düşük olması nedeniyle daha iyi sonuçlar verdiğini göstermektedir[16]. Yüzey pürüzlülüğü, çimentolu komponentlerin performansında kritik bir rol oynar. Parlatılmış (polished) yüzeyler çimento mantosuna minimal sürtünme ile otururken mat yüzeyli komponentler , çimento ile daha güçlü bir bağ oluşturabilir; ancak debonding meydana geldiğinde, bu yüzeyler daha fazla aşınma artığı üretir ve bu da osteoliz ve gevşemeye yol açabilir[17].



Şekil 8: DePuy Synthes ve Smith & Nephew in çimentolu femoral stemleri-(Campbell's Operative Orthopaedics 14. Editiondan alınmıştır)

2.3.1.2 Çimentosuz Femoral Komponentler

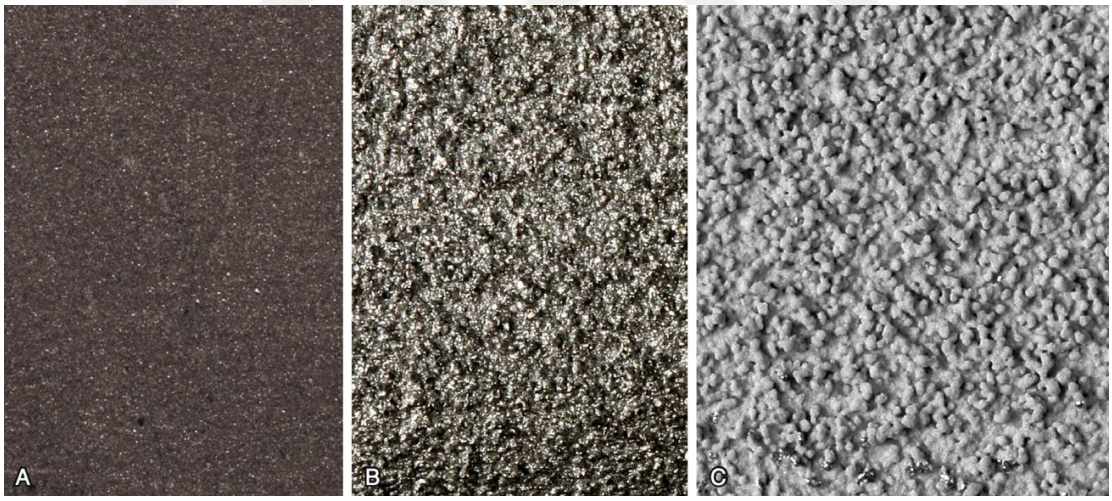
Çimentosuz implantların şekil ve boyut seçimi, çimentolu olanlara göre daha komplekstir. Mevcut çimentosuz femoral komponent tasarımları; kullanılan materyaller, yüzey kaplama teknolojileri ve geometrik şekilleri bakımından çeşitlilik göstermektedir[18]. Günümüze kadar çimentosuz femoral implantlarda esas olarak iki ana materyal kullanılmıştır: çeşitli yüzey modifikasyonları ile birlikte kullanılan titanyum alaşımları ve sinterlenmiş yüzeye sahip krom-kobalt alaşımları. Kemik içine büyümesine olanak tanıyan yüzey türleri geleneksel yüzeyler, sinterlenmiş boncuklardan üretilmiştir. Kemik üzerine büyümeye olanak sağlayanlar ise grit-blast (kum püskürtme) yöntemiyle oluşturulmuştur.



Şekil 9: Kemik içi büyümeyi (bone ingrowth) destekleyen yüzey tipleri

(Campbell's Operative Orthopaedics 14. Editiondan alınmıştır)

A) Sinterlenmiş (basınçla sıkıştırma) boncuklardan üretilen geleneksel yüzeyler B) difüzyonla birleştirilmiş fiber ağ yapısı. C)yüksek poroz tantalum, trabeküler kemiğin yapısını çok daha yakından taklit etmektedir.



Şekil 10: Kemik üzerine büyüme (bone ongrowth) destekleyenyüzeyler- (Campbell's Operative Orthopaedics 14. Editiondan alınmıştır)

A) Grit-blast (kum püskürtme) ile oluşturulmuş yüzey B) Titanyum C) Hidroksiapatit



Şekil 11: Stryker accolade 2 (high poroz kaplı femoral stem)- Campbell's Operative Orthopaedics 14. Edition dan alınmıştır

2.3.2. Asetabular komponent seçimleri

Asetabular komponentlerin başlangıçtaki mekanik stabilitesi, implantın geometrik tasarımı, boyutsal uygunluğu ve uygulanan cerrahi teknikle doğrudan ilişkilidir. Çimentolu fiksasyon yöntemlerinde, kemik-çimento ara yüzeyindeki stabilite, esas olarak çimentonun kortikal ve trabeküler kemik yüzeyine adezyon kapasitesine bağlıdır. Buna karşılık, çimentosuz implantasyonlarda, yeterli primer stabilitenin sağlanması, zamanla kemik dokusunun implant yüzeyine biyolojik entegrasyonu ile uzun dönem stabiliteye dönüşmektedir. Komponentler sementli(çimentolu) ve sementsiz(çimentosuz) olarak kategorize edilmiştir.

2.3.2.1. Çimentolu asetabular komponentler

Charnley TKP uygulamalarında ilk olarak teflonu asetabular komponent için kullanmış ancak aşınmanın fazla olması nedeniyle HMWPE kullanımına başlamıştır. Bu uygulamada ise uzun dönem sonuçlarda %24-60 oranında gevşeme

bildirilmiştir[19][20]. Bunun üzerine günümüzde dayanıklı olan UHWMPE üretilmiş ayrıca radyasyon ve ısıl işlemlerle PE yoğunluğu, çapraz bağların sayısı ve dayanıklılığı daha da artırılmıştır (crosslinked). Bu durumlara rağmen çimentolu kap kullanımları uzun dönem sonuçlarının yeterince iyi olmamasından dolayı günümüzde çimentosuz fiksasyona yönelinmiştir[21][22].



Şekil 12: Sementli kullanım için dizayn edilen asetabular komponent

(Campbell's Operative Orthopaedics 14. Edition dan alınmıştır)

2.3.2.2. Çimentosuz asetabular komponentler

Çimentolu asetabular komponentlerin uzun dönemde yüz güldürmeyen sonuçları nedeniyle çimentosuz implantlar geliştirilmiştir kemik-implant uyumu, ameliyat süresini kısaltması, daha biyolojik tespit yöntemi olması avantajlarındandır. Çimentosuz komponentler değişik tasarımlarla farklı malzemelerden üretilmiştir. Günümüze kadar silindirik,konik,elipsoid,hemisferik,kare şekillerde komponentler kullanılmıştır. Osteointegrasyonun fazla olması amacıyla porozlu yüzeylere hidroksiapatit de eklenebilmektedir.

Poroz kaplamalı çimentosuz asetabular komponentlerin büyük kısmı, kemik büyümesini (bone ingrowth) desteklemek amacıyla kaplanır. Primer press-fit stabilite sağlamak için, oyulmuş asetabulumdan 1–2 mm daha büyük çapta implant seçimini mümkün hale getirir. Trans-asetabular vidalar ise ilave fiksasyon için sıkça kullanılmaktadır.

2.3.2.2.1 Hemisferik komponentler

Geleneksel tasarımın temelini oluşturan şekildir. Yarım küre şeklinde olup vidalarla desteklenmesi önerilmektedir.

2.3.2.2.2 Elipsoid komponentler

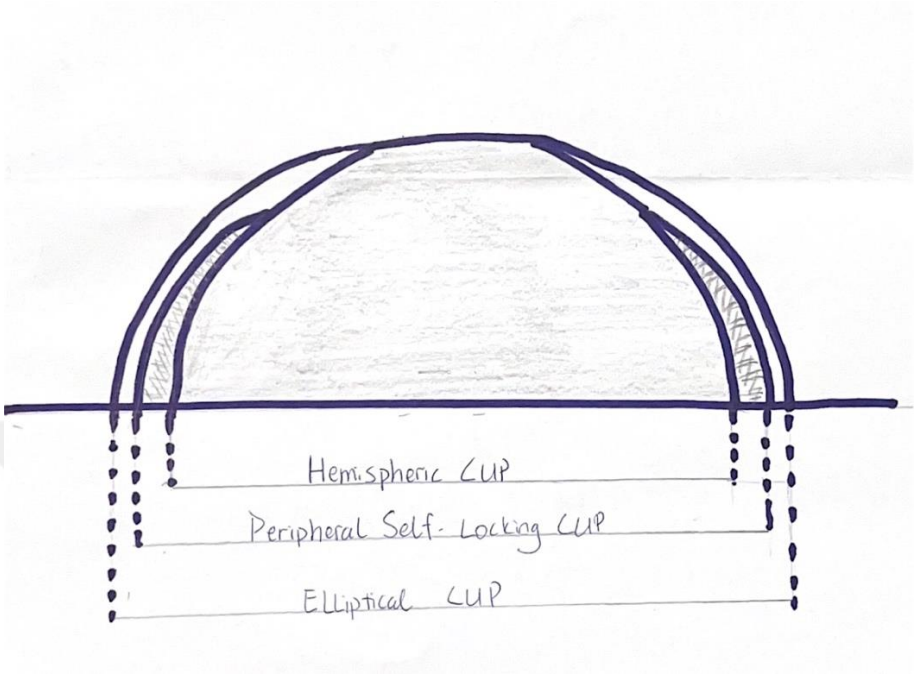
Hemisferik yerine polar bölgesi yassılaştırılmış elipsoidal geometriler kullanılarak geliştirilen bu tasarım, daha güvenilir stabilite sağlamaktadır. Laboratuvar ve kadavra çalışmaları, elipsoidal komponentlerin hem kenarda yük dayanımını hem de rotasyonel kuvvetlere karşı direncinin sferik(küresel) olanlara nazaran üstün olduğunu göstermiştir[23]. Oyma işlemi sferik yapıldığı için komponentin polar kısmı ile asetabulumun tabanı arasında polar gap(boşluk) oluşabilmektedir.

2.3.2.2.3 Periferik self locking komponentler

PSL komponentler daha sonra geliştirilmiş dizaynlardır. Yuva kenarı 1.8-2 mm kadar dışa doğru genişletilmiştir; bu sayede kemik kenarıyla mekanik kilit stabilite sağlanır.

Polar gap: Elipsoid kaplarda olduğu gibi PSL kaplarda da Oyma işlemi sferik(küresel) yapıldığı için komponentin polar kısmı ile asetabulumun tabanı arasında polar gap(boşluk) oluşabilmektedir. Bu gap aşınma partiküllerinin birikimi ve osteoliz için potansiyel alan yaratmakta ve hastanın aktivitesi sırasında komponentin polar bölgesi ile asetabulum tabanı arasında mikro düzeyde hareketlilik meydana gelebileceğini ve bunun da kemik entegrasyonunu olumsuz yönde

etkileyebileceğini göstermiştir[24][25][26][27][28]. Olası bu riskler asetabular komponentin erken gevşemesine yol açabilir.

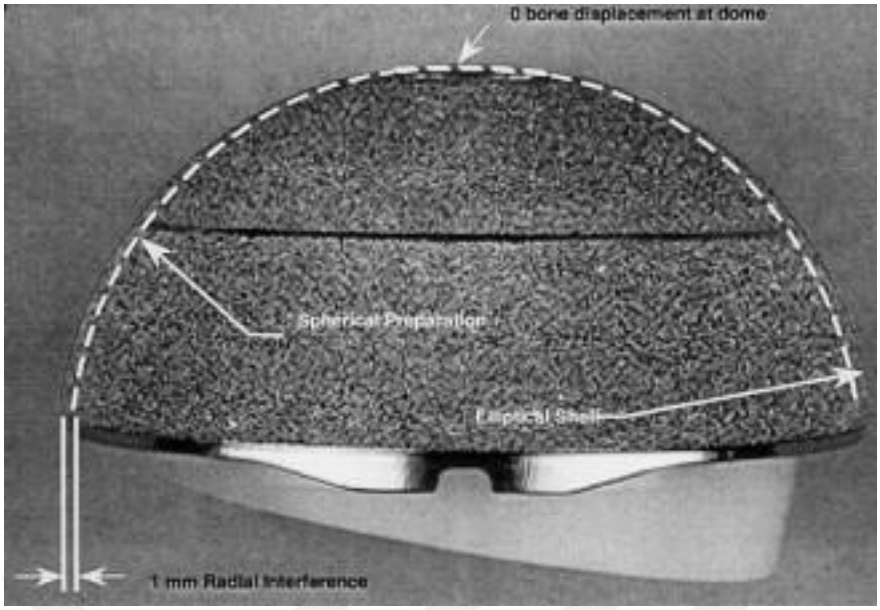


Şekil 13: Hemisferik,elipsoid ve psl cup dizayn şekillerini kıyaslamalı gösteren şekil.



Şekil 14: Hemisferik asetabular komponent

(Campbell's Operative Orthopaedics 14. Edition dan alınmıştır)



Şekil 15:elipsoid asetabular komponent

(Campbell's Operative Orthopaedics 14. Edition dan alınmıştır)



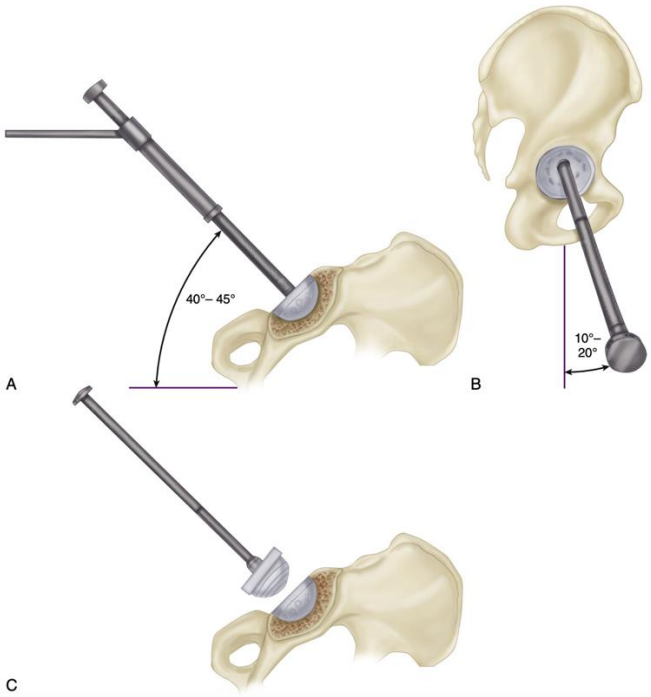
Şekil 16: Stryker trident PSL asetabular komponent

(Campbell's Operative Orthopaedics 14. Edition dan alınmıştır)

2.4.PRESS-FİT UYGULANMASI

Press-fit teknik, reamer(oyucu) ile hazırlanan asetabuluma, implantın çapını genellikle 1–2 mm büyük seçerek sıkıştırma prensibine dayanır. Asetabuluma implantın yerleştirilmesinde İmplantın büyüklüğü, kullanılan son reamer'ın çapına göre belirlenir. Son reamer ile aynı boyutta olan bir asetabular komponentte kemik teması iyi düzeyde olsa da yeterince stabilite sunmaz bu yüzden nihai çaptan 1-2 mm daha büyük komponent uygulanması press-fit tekniği olup stabiliteyi artırmaktadır [28][29][30].

Bu yöntem, vidalama gibi ek fiksasyon yöntemlerine gerek kalmadan stabilite sağlar[5][31]. Vida kullanımının iyi yapılmış bir press-fite katkısı sınırlıdır ancak yetersiz press-fit durumlarında mikro hareketleri azaltabilir[32][33]. Vidaların gereksiz ve fazla kullanımı ise stabiliteyi artırmadığı gibi osteolize sebebiyet vermektedir[34]. Reamerin çapından 1-2 mm büyük boy asetabular komponent kullanımının en ideal stabilizasyonu verdiği gösterilmiştir[35]. Press-fit uygulama esnasında reamer boyuna dikkat edip, sıkışma için yeterli güç aktarımı yapılmaya dikkat edilmelidir. PSL dizaynlı komponentlerde 1.8-2 mm kenardan genişletilmiş olduğu için oyulan boydan daha büyük kap kullanılmasına gerek kalmadan sıkışma ve press-fit stabilizasyonu elde edilmiş olur.



Şekil 17: Komponent uygulanmasını gösteren illüstrasyon

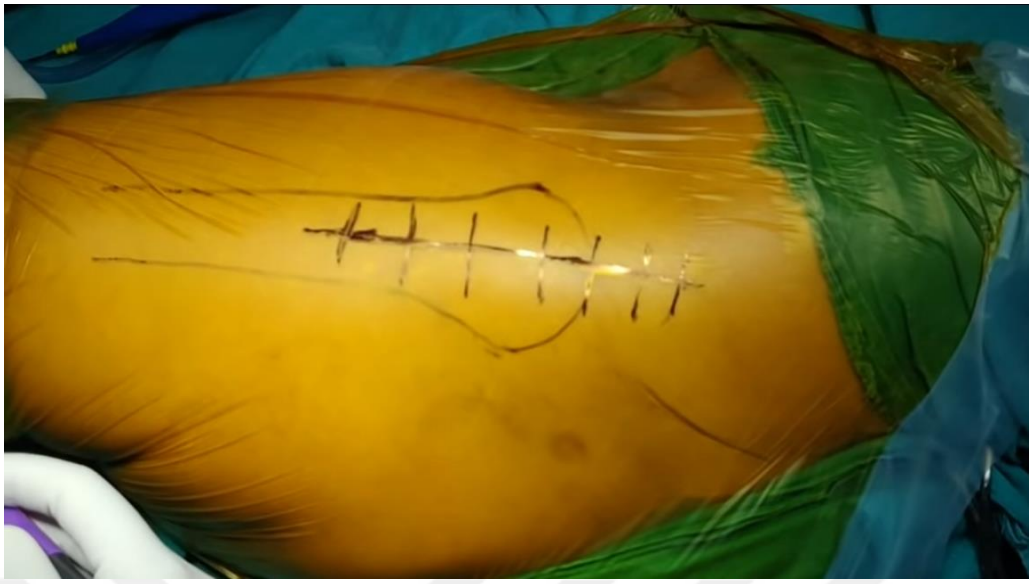
(Campbell's Operative Orthopaedics 14. Edition dan alınmıştır)

2.5.CERRAHİ TEKNİK

Bütün hastalar, cerrahi işlem için lateral dekübit pozisyonunda konumlandırılmıştır. Vücut stabilitesinin sağlanabilmesi amacıyla lateral destekler kullanılmış ve operasyon esnasında, özellikle asetabular komponentin doğru yerleştirilmesi sırasında hataya mahal vermemek adına, hasta pozisyonu deneyimli kıdemli asistan uzman hekim tarafından titizlikle denetlenmiştir.

Cerrahi saha, %10'luk povidon-iyot çözeltisi ile geniş bir alanı kapsayacak şekilde antiseptik olarak temizlenmiş ve boyanmıştır. Steril kalça örtülerinin uygulanmasının ardından insizyon bölgesi izole edilerek, antiseptik solüsyon emdirilmiş batikonlu steril örtü ile ameliyat sahası aseptik koşullara uygun biçimde hazırlanmıştır.

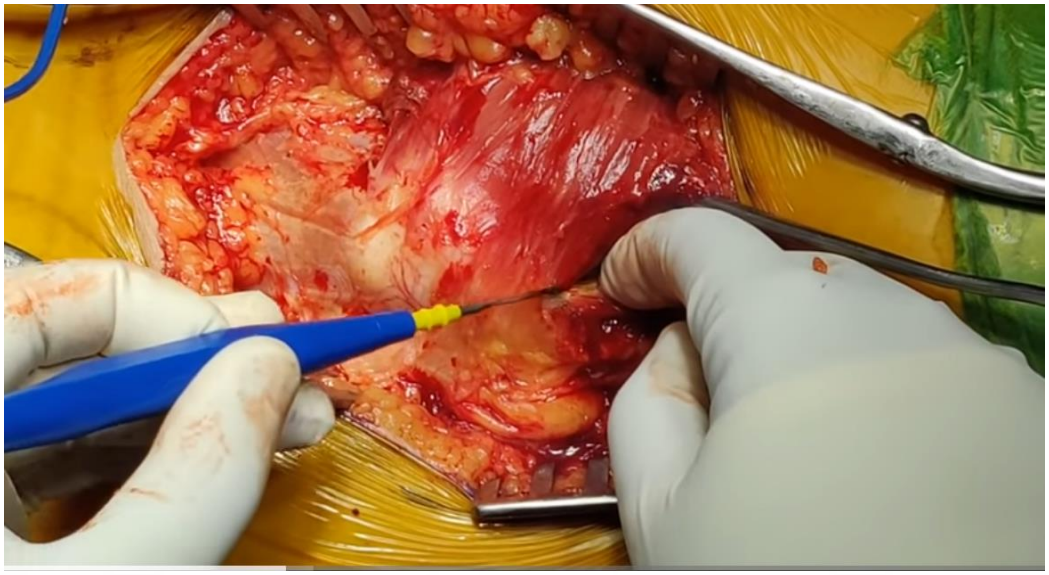
Hastaların tamamına hardinge (direkt lateral) insizyonuyla yaklaşılmıştır. Cerrahi girişim, genellikle trokanter majorun proksimalinden başlayan ve femur diafizine doğru uzanan yaklaşık 10–15 cm uzunluğunda longitudinal bir cilt kesisi ile başlatılıp derin diseksiyon, cilt ve cilt altı dokular geçildikten sonra, fascia lata boyunca ilerletilmiştir. Fasya kesilerek gluteus medius ve vastus lateralis kasları arasındaki geçiş zonu ortaya konulmuş, bu bölgede gluteus medius kasının anterior 1/3'lük kısmı ve gluteus minimus kısmen subperiostal olarak kemikten sıyrılarak, anteriora doğru retrakte edilmiştir. Ardından kapsül T şeklinde kesilip eksize edildikten sonra kalça disloke edilmiştir. Femur boyun kesisi yapıldıktan sonra asetabulum etrafındaki osteofitler ve labrum eksize edilip ve oyma işleminde geçilmiştir. Ameliyat öncesi planlamalara uygun açılarda anteversiyon ve inklinasyon ayarlamaları yapılarak yeterli medializasyon sağlanana kadar kademeli artan oyma işlemleri gerçekleştirilmiştir. Ardından asetabular komponent press-fit yöntemine uygun şekilde çakılmıştır. Stabilizasyonun ardından Wasielevski kadranlarından güvenli olan posterosüperior kadrana 1 veya 2 adet vida gönderilmiştir[36][37]. Asetabular komponent yerleştirildikten sonra seramik ya da polietilen liner konularak femoral komponent hazırlığına geçilmiştir. Femur uygun anteversiyonda kademeli olarak raspalanarak uygun boyuttaki femoral stem ve baş seçeneği yerleştirilerek kalça eklemi redükte edilmiştir. Redüksiyonu takiben kalça eklem hareket açıklığı, yumuşak dokuların gerginliği ve impingement (çarpışma) bulgularının varlığı sorgulanmıştır. Bu prosedürleri takiben gluteus medius kası tendonu ve diğer yumuşak dokular anatomisine uygun olarak dikilmek suretiyle tabakalar halinde kapatılmıştır. Her ameliyatta aspiratif dren uygulanmıştır.



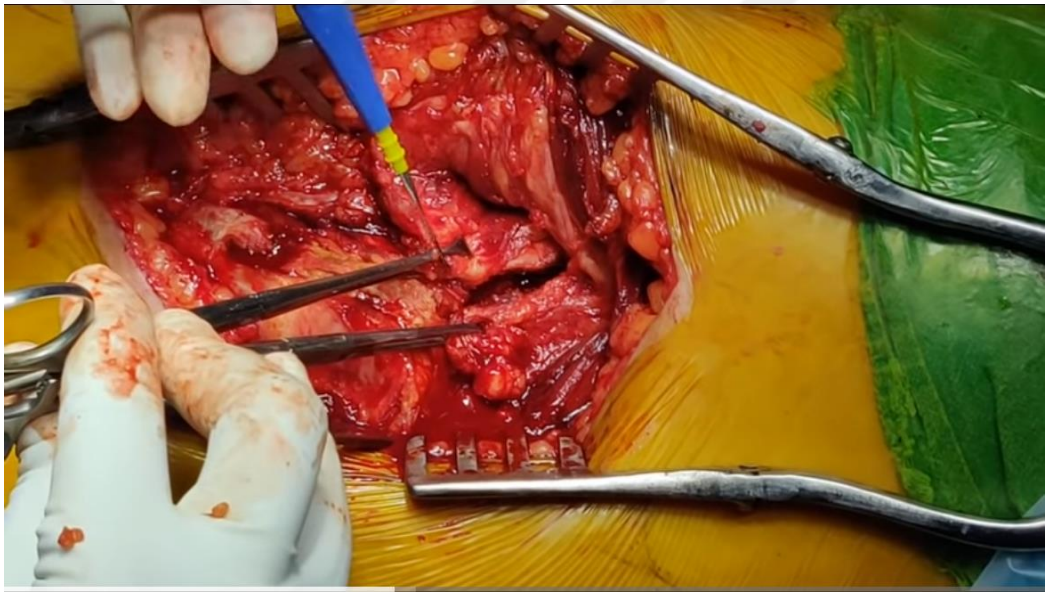
Şekil 18: Longitudinal 10-15 cm lik kesi



Şekil 19: Tensör fasya latanın ortaya konup kesilmesi



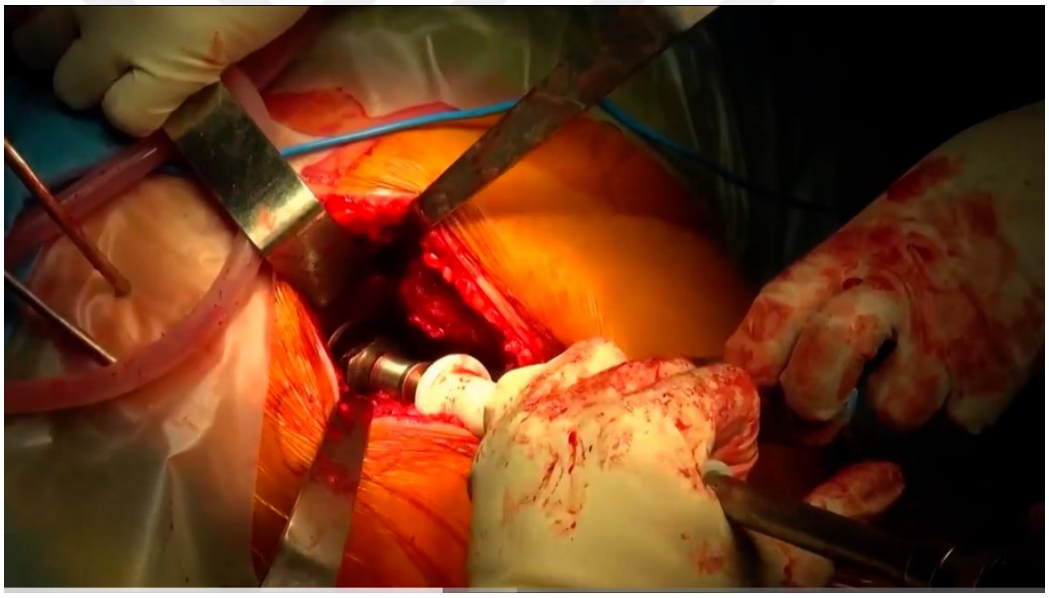
Şekil 20: G.mediusun anterior liflerinin kesilmesi



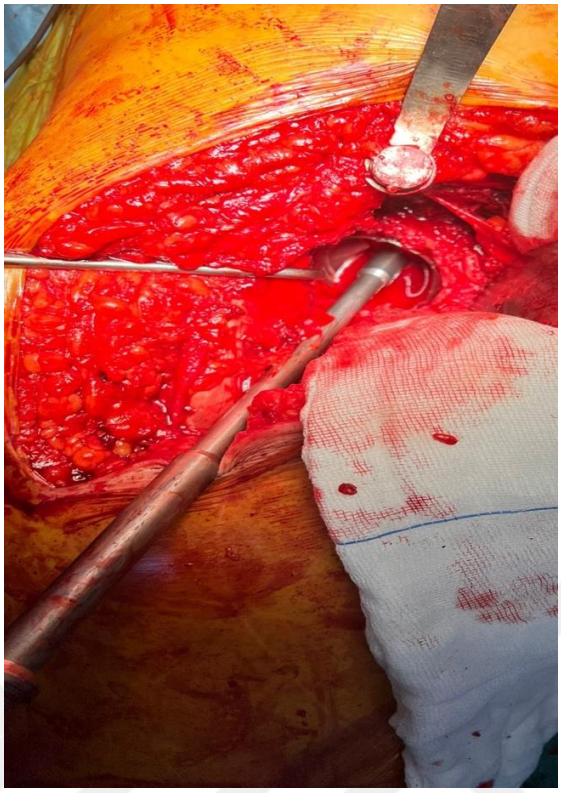
Şekil 21: Kapsülün T şeklinde kesilmesi



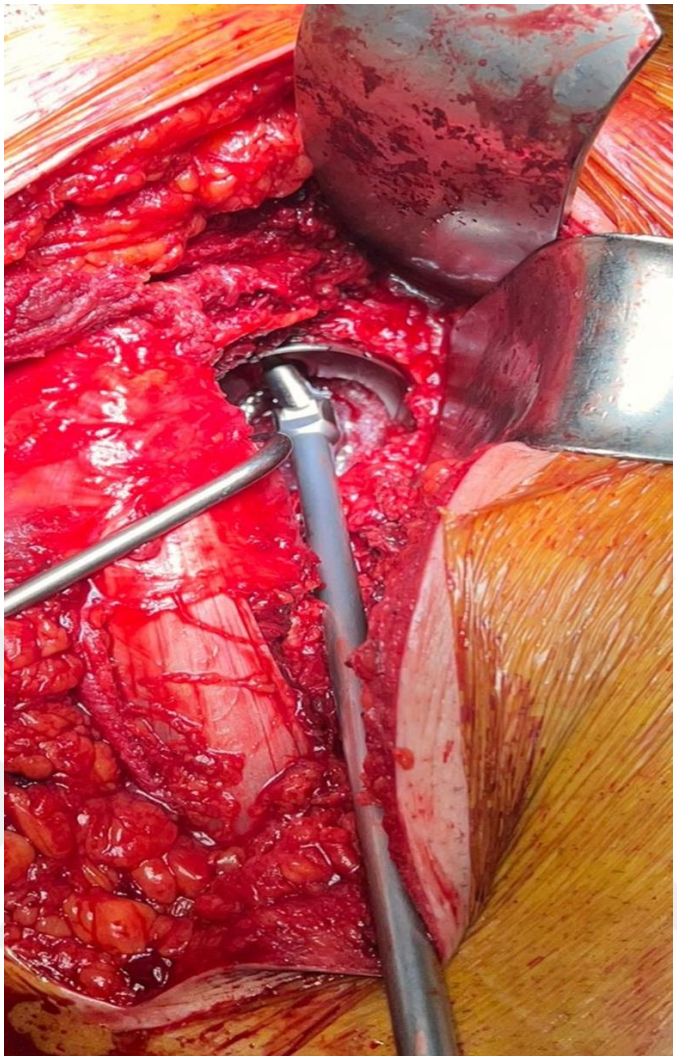
Şekil 22: Femur başının testere ile kesilmesi



Şekil 23: Asetabulumun oyulması



Şekil 24: Asetabular komponentin yerleştirilmesi



Şekil 25: Asetabular komponentin vida ile desteklenmesi

2.6.HARRİS KALÇA SKORLAMASI

Harris Kalça Skoru total kalça artroplastisi (TKA) ve diğer kalça cerrahisi prosedürlerinin klinik etkinliğini değerlendirmek amacıyla yaygın olarak kullanılan, geçerliliği ve güvenilirliği yüksek bir ölçektir. İlk olarak 1969 yılında Harris tarafından geliştirilmiş olan bu skor, hastanın kalça eklemine ilişkin ağrı**,** fonksiyon**,** deformite varlığı ve eklem hareket açıklığı gibi dört ana parametre üzerinden toplam 100 puan üzerinden hesaplanmaktadır[38]. Ağrı (44 puan)**,** fonksiyon (47 puan)**,** deformite (4 puan) ve hareket açıklığı (5 puan) bileşenlerinden oluşur. Ağrı parametresi, hastanın istirahatte ve aktivite sırasında hissettiği ağrının şiddetini

değerlendirirken, fonksiyon alt başlığı günlük yaşam aktivitelerini (örneğin yürüme mesafesi, merdiven çıkma, destek kullanımı) kapsamaktadır. Böylece, harris skoru klinik ve fonksiyonel sonuçları nesnel şekilde ölçmeye imkân verir[39]. Klinik uygulamada ameliyat öncesi ve ameliyat sonrası karşılaştırmalar için yaygın biçimde kullanılmakta olup; artroplastinin hastaya sağladığı fonksiyonel kazancı objektif olarak ortaya koymaktadır[40][41]. Literatürde harris kalça skorunun, TKA sonuçlarının uzun dönem izlemi ve implant sağkalımı açısından güvenilir bir belirteç olduğu vurgulanmaktadır[40].

HARRIS KALÇA FONKSİYON SKORU			
AĞRI	Yok	44	
	Çok hafif, ara sıra, aktiviteyi etkilemiyor	40	
	Hafif, rutin aktiviteyi etkilemiyor, aspirine yanıt verir	30	
	Orta, rutin aktiviteyi etkiliyor, güçlü ağrı kesici	20	
	Belirgin ağrı, aktivitede sınırlanma	10	
	Yatalak, total özürlü	0	
TOPALLAMA	Yok	11	
	Hafif	8	
	Orta	5	
	Ciddi	0	
DESTEK	Yok	11	
	Uzun yürüyüşlerde baston	7	
	Çoğu zaman baston	5	
	Koltuk değneği	3	
	İki baston	2	
	İki koltuk değneği	0	
	Yürüyemiyor	0	
MESAFE	Sınırsız	11	
	600 m	8	
	200-300 m	5	
	Sadece ev içinde	2	
	Yatak ya da tekerlekli sandalyeye bağımlı	0	
MERDİVEN	Desteksiz çıkıyor	4	
	Trabzanla çıkıyor	2	
	Zorlukla	1	
	Çıkamıyor	0	
ÇORAP-AYAKKABI GİYME	Kolaylıkla	4	
	Zorlukla	2	
	Giyemiyor	0	
OTURMA	Herhangi bir sandalyede 1 saat	5	
	Yüksek sandalyede yarım saat	3	
	Hiçbir sandalyede rahat oturamıyor	0	
TOPLU TAŞIMA	Kullanabiliyor	1	
	Kullanamıyor	0	
FLEK. KONTRAK. (°)			
B. UZUNL. FARKI (CM)			
DEFORMİTE YOKLUĞU < 30° flek. kontraktürü < 10° addüksiyon < 10° ekst.da int. rotasyon B. uzunluk farkı < 3.2 cm	hepsi evet	4	
	<4 evet	0	
HAREKET SINIRI	211-300°	5	
Fleksiyon (*140°)	161-210°	4	
Abdüksiyon (*40°)	101-160°	3	
Addüksiyon (*40°)	61-100°	2	
Ekst. rotasyon (*40°)	31-60°	1	
Int. rotasyon (*40°)	0-30°	0	
ROM skorları			
TOTAL SKORU			

Harris kalça skoru türkçe validasyon

90-100 puan: Mükemmel

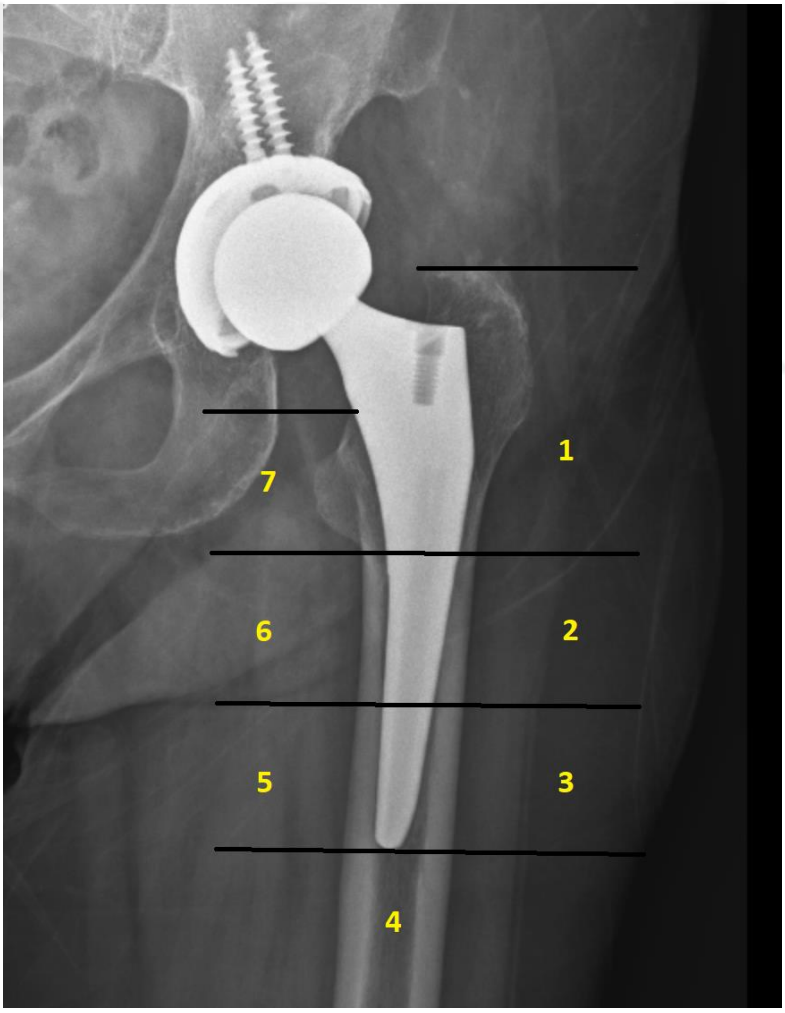
80-90 puan: İyi

70-80 puan: Orta

70’ ten az: Kötü

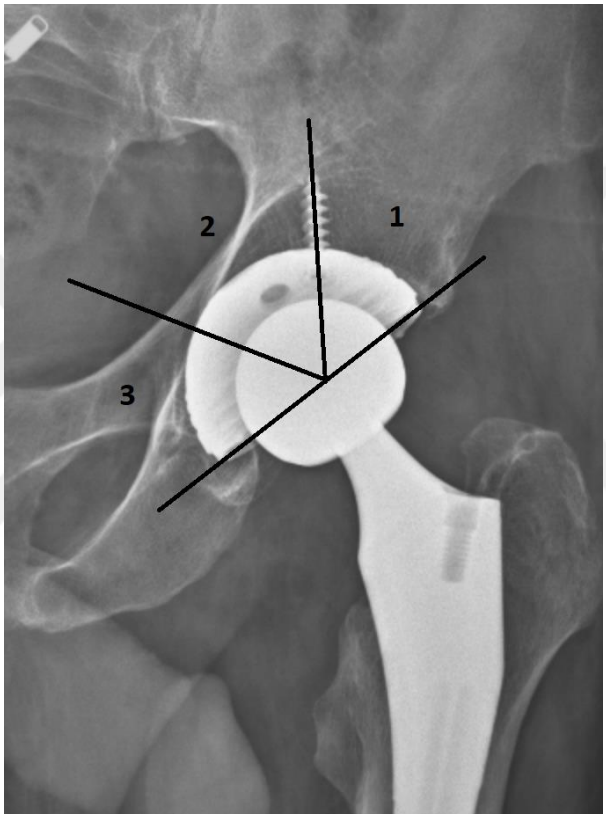
2.7.DeLee VE CHARNLEY BÖLGELERİ

Callaghan ve arkadaşları, total kalça artroplastisi (TKA) uygulamalarında asetabular komponentin uzun dönem radyolojik takibi için belirli parametreleri tanımlamış ve bu parametrelerin düzenli olarak izlenmesini önermiştir. Callaghan, Charnley protezlerinin 20–30 yıllık sağkalımını incelediği kapsamlı serilerde, komponent stabilitesini belirlemek için radyolusent hatlar**,** migrasyon**,** kap eğim açısı değişimi (inklinasyon açısı**)** gibi temel parametreleri kullanmıştır.



Şekil 26: Callaghan'ın radyolojik izleme parametreleri

DeLee ve Charnley (1976), asetabular komponentin radyolojik değerlendirilmesinde standardizasyon sağlamak amacıyla asetabulum çevresini üç bölgeye (Zone I–III) ayırmışlardır[42]. Bu sınıflama, anteroposterior pelvis radyografisi üzerinde kapın çevresini tanımlamak için basit, tekrarlanabilir ve literatürde en sık kullanılan yöntemlerden biridir[43].

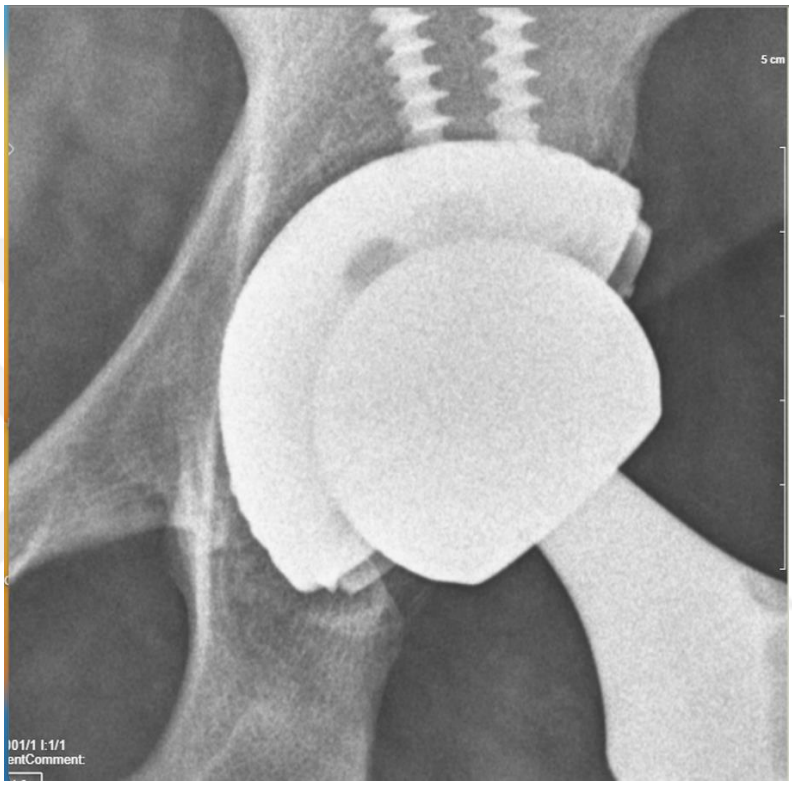


Şekil 27: DeLee ve Charnley bölgeleri

 Bölge I (Zone I): Asetabulumun süperolateral kısmını temsil eder. İliak kanat ile asetabular komponentin lateral kenarı arasındaki alandır[44].

 Bölge II (Zone II): Asetabular komponentin üst kısmını, yani kubbe bölgesini kapsar. Bu alan, genellikle yük taşıyan (weight-bearing) bölge olarak kabul edilir ve komponentin mekanik stabilitesinde kritik rol oynar[44].Komponent kubbesi ile kemik arasındaki boşluğu polar gap denilir[45].Polar gap ekseriyetle zone 2 de görülmektedir.

 Bölge III (Zone III): Asetabulumun inferomedial kısmını tanımlar. Pubik ramus ile asetabular komponentin medial alt kısmı arasında yer alır[44].



Şekil 28: DeLee 2.bölgede görülen bir polar gap

3.GEREÇ VE YÖNTEM

Bu çalışma M.S. Baltalimanı Kemik Hastalıkları Eğitim ve Araştırma Hastanesi'ne 2018 ve 2023 yılları arasında primer koksartroz tanısıyla stryker marka, femoral komponenti accolade 2 olan asetabular komponenti ise stryker trident PSL ürün serisi kullanılarak primer kalça artroplastisi yapılan 18 yaş üzeri hastalar taranmıştır. Polar gap bırakan cerrah grubu ve polar gap

bırakmayan cerrah grubunun ameliyat ettiği hastalar retrospektif olarak incelenmiştir. Bu hastalardan ameliyat öncesi ve ameliyat sonrası pelvis AP çekilmiş olan hastalar seçilmiştir. Bütün hastalarda hardinge yaklaşım kullanılıp tamamında press-fit yöntemiyle sementsiz fiksasyon uygulanmıştır. Yüzey seçeneği olarak seramik-polietilen ya da seramik-seramik implantlar tercih edilmiştir.

İmplant özellikleri: Kullanılan asetabular komponent stryker trident PSL kaptır. Kenar çeperinden 1.8 mm genişletilmiş tasarıma sahip titanyumdan oluşmaktadır. Press-fit sıkışmayı artırmak amacıyla implantın çapı oyma yapılan reamerdan 1.8 mm daha büyüktür. Femoral komponent olarak çimentosuz press-fit tutulumlu accolade 2 ürün serisi kullanılmıştır.

Hastaların çalışmaya dahil edilme kriterleri:

1) Primer osteoartrit tanısı almış olması

2) En az 1 yıllık takip süresine sahip olması

Hastaların çalışmadan çıkarılma kriterleri:

1) En az 1 yıl düzenli takiplere uymaması
2) Displazik osteoartrit tanılı olması
3) Travmatik koksartroz

Seçilen 179 hastanın 31 displazik, 2 si travmatik koksartroz olduğundan 11'i düzenli takiplere uymadığı için çalışmadan çıkarılmıştır. Kalan 135 hastanın verileri retrospektif incelendi ve ortaya retrospektif bir çalışma çıkarıldı. Ameliyat endikasyonu belirlenirken; hastaların ağrı düzeyi, eklem hareket açıklığındaki azalma, mobilize olabilme kapasitesi, yürüme

paternindeki bozulma (topallama) ve radyolojik görüntüleme yöntemleriyle saptanan dejeneratif değişiklikler dikkate alınmıştır. Bu durumun bireyin yaşam kalitesini ve günlük yaşam aktivitelerini ne ölçüde etkilediği, ayrıca nonsteroid antienflamatuvar ilaçlara (NSAİİ) ve fizik tedavi uygulamaları gibi konservatif tedavi seçeneklerine olan yanıtı ayrıntılı şekilde değerlendirilerek hasta seçimi sürecinde özenli bir yaklaşım benimsenmiştir.

Tüm hastalara cerrahi öncesinde ayrıntılı tıbbi anamnez alımı ve kapsamlı fiziksel muayene yapıldı. Gerçekleştirilen ortopedik muayeneler aracılığıyla total kalça artroplastisine engel oluşturabilecek olası patolojilerin araştırıldı. Hastaların klinik bulguları ve radyolojik görüntülemeleri, son olarak kurum içi multidisipliner konsey toplantısında yeniden gözden geçirilmiş olup hastaneye yatış işlemleri gerçekleştirildi. Planlanan cerrahi girişim hakkında hastalara kapsamlı bilgilendirme yapılmış ve aydınlatılmış onam formları hastalardan imzalı bir şekilde temin edilmiştir. Hastalardan rutin laboratuvar analizleri (tam kan sayımı, kapsamlı biyokimyasal parametreler, koagülasyon testleri, hepatit ve HIV taramaları, sedimentasyon hızı, C-reaktif protein düzeyi) alınmış; gerekli kan rezervleri hazırlanmıştır. Anesteziye hazırlık kapsamında elektrokardiyografi ve akciğer radyografisi çekilmiştir. Hastaların mevcut sistemik hastalıkları ile ilgili olarak dahiliye, kardiyoloji, göğüs hastalıkları ve genel cerrahi gibi ilgili branşlardan konsültasyonlar talep edilmiş; cerrahiye engel teşkil edecek bir durumun bulunmadığı doğrulandıktan sonra önerilen tedavi protokolleri uygulanmıştır. Tromboemboli ve DVT profilaksisi için ameliyattan 12 saat önce ve ameliyattan sonra 14 gün boyunca subkutan yolla 40 mg DMAH verilmiştir. Cilt insizyonundan yarım saat önce 1.kuşak sefalosporin profilaksisi uygulanmıştır.

Ameliyat öncesi ve sonrası aynı gün akşam hastalara pelvis ön-arka, kalça ön-arka radyografileri çekilmiştir. Rutin kontrolleri 15. gün, 1. ay, 3. ay, 6. ay ve 1. yıl kontrole çağrılıp sonraki kontrolleri yıllık yapılmıştır.

Tüm hastalar ameliyat öncesi ve sonrası Harris kalça skalası doğrultusunda değerlendirilerek elde edilen veriler kaydedilmiştir.

Hastaların ameliyat sonrası ilk röntgenleri ile en son kontrollerindeki röntgenleri Callaghan'ın radyolojik izleme parametrelerine göre ilk ve son röntgenleri değerlendirilmiştir.

Asetabular komponent değerlendirilirken, DeLee ve Charnley'in tariflediği şekilde asetabulum 3 zona ayrıldı[46]. Pelvis AP (anteroposterior) grafide asetabulum 3 bölgeye ayrılarak zonlara göre gevşeme bulguları ve radyolusen çizgilerin olup olmadığına bakıldı. Asetabular komponentin dış çeperinin merkezi ile Köhler çizgisi (ilioiskial çizgi) arasındaki mesafenin ölçümü ile değerlendirildi. Kontroller sonucunda bu mesafedeki değişim 2mm den fazla ise komponent çevresindeki zonlarda 2mm'den fazla radyolusen hat tespit edilmesi stabilitenin bozulduğu lehine osteoliz olarak değerlendirilmiştir. Eğer beraberinde klinik bulgular da varsa gevşeme olarak kabul edilmiştir. Ameliyat sonrası ilk röntgende komponentin tip noktası ile oyulan kemiğin 2.zondaki merkezi arasındaki uzaklık ölçülmüştür şayet mesafe 2mm den büyük ise polar gap olarak tanımlanarak çalışma grubuna dahil edilmiştir.

4.BULGULAR

4.1. DEMOGRAFİK BULGULAR

Bu çalışmada toplamda 135 adet hastanın verileri incelenmiştir. Örneklemin cinsiyet dağılımına baktığımızda; olguların %41,5'i (n=56) erkek, %58,5'i (n=79) kadındır. (Tablo 1).

Tablo 1: Cinsiyete göre örneklem

Cinsiyet		**n (%)**
	Erkek	56 (41,5)
	Kadın	79 (58,5)

Hasta grubumuzdaki olguların yaşları operasyon tarihindeki yaş dağılımları 35 ile 83 arasında değişmekte olup; ortalaması 62,93±9,36 yıldır, medyan değeri 65'tir.(Tablo 2).

Tablo 2: Yaşa göre örneklem

Yaş		**n (%)**
	Ort±Ss	62,93±9,36
	Medyan (Min-Maks)	65 (35-83)

4.2. KLİNİK BULGULAR

Olguların ameliyat öncesi harris skorları 40 ile 75 arasında değişmekte olup; ortalaması 55,47±8,29'dur.(Tablo 3).

Olguların ameliyat sonrası harris skorları 30 ile 95 arasında değişmekte olup; ortalaması 82,47±10,95'tir. (Tablo 3).

Tablo 3: Harris skorlarının dağılımı

		n (%)
Ameliyat öncesi harris	*Ort±Ss*	55,47±8,29
	Medyan (Min-Maks)	55 (40-75)
Ameliyat sonrası harris	*Ort±Ss*	82,47±10,95
	Medyan (Min-Maks)	85 (30-95)

4.3. RADYOLOJİK BULGULAR

Olguların %48,9'unda (n=66) polar gap yokken %51,1'inde (n=69) polar gap vardır.

Polar gap değerleri 1 ile 4 arasında değişmekte olup; ortalaması 1,6±0,58'dir, medyan değeri 1,4'tür.(Tablo 4).

Tablo 4: Polar gap mevcudiyeti

		n (%)
Polar GAP	**Yok**	66 (48,9)
	Var	69 (51,1)
	Ort±Ss	1,6±0,58
	Medyan (Min-Maks)	1,4 (1-4)

Olguların %96,3'ünde (n=130) asetabular kırık bulunmazken, %3,7'sinde (n=5) kırık mevcuttur. (Tablo 5).

Tablo 5: **Perop asetabular kırık oluşumu**

		n (%)
Asetabular kırık	**Yok**	130 (96,3)
	Var	5 (3,7)

Olguların %84,4'ünde (n=114) asetabular osteoliz saptanmamışken, %15,6'sında (n=21) saptanmıştır. (Tablo 6).

Tablo 6 : **Asetabular osteoliz oluşumu**

		n (%)
Asetabular osteoliz	**Yok**	114 (84,4)
	Var	21 (15,6)

Olguların %98,5'inde (n=133) aseptik gevşeme yokken, %1,5'inde (n=2) aseptik gevşeklik mevcuttur. (Tablo 7).

Tablo 7: **Aseptik gevşeme**

		n (%)
Aseptik gevşeme	**Yok**	133 (98,5)
	Var	2 (1,5)

Olguların %95,6'sında (n=129) revizyon cerrahisi gerekmemişken, %4,4'ünde (n=6) gerekmiştir. (Tablo 8)

Tablo 8: Revizyon cerrahisi gereksinimi

		n (%)
Revizyon	**Yok**	129 (95,6)
	Var	6 (4,4)

Olguların cup büyüklükleri 40 ile 58 mm arasında değişmekte olup; ortalaması 51,14±3,03 mm'dir, medyan değeri 50 mm'dir.

Olguların %43'üne (n=58) seramik, %57'sine (n=77) polietilen insert uygulanmıştır. (Tablo 9).

Tablo 9: Cup büyüklüğü ve liner çeşidi

		n (%)
Cup büyüklüğü	*Ort±Ss*	51,14±3,03
	Medyan (Min-Maks)	50 (40-58)
Seramik/Polietilen	**Seramik**	58 (43)
	Polietilen	77 (57)

Polar gap var olan olguların ameliyat öncesi harris skorları polar gap olmayanlardan istatistiksel olarak anlamlı düzeyde yüksek saptanmıştır (p=0,025; p<0,05). (Tablo 10).

Polar gap var olma durumuna göre olguların ameliyat sonrası harris skorları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık göstermemektedir (p>0,05). (Tablo 10).

Polar gap olan olguların ameliyat öncesine göre ameliyat sonrası harris skorlarındaki ortalama 29,62±13,04 birimlik artış istatistiksel olarak anlamlı saptanmıştır (p=0,001; p<0,01). (Tablo 10).

Polar gap olmayan olguların ameliyat öncesine göre ameliyat sonrası harris skorlarındaki ortalama 24,51±14,86 birimlik artış istatistiksel olarak anlamlı saptanmıştır (p=0,001; p<0,01). (Tablo 10).

Tablo 10:Polar gap varlığına göre harris skoru karşılaştırması

		Polar GAP		**p**
		Yok (n=66)	**Var (n=69)**	
Ameliyat öncesi harris	*Ort±Ss*	53,83±7,7	57,03±8,58	[c]**0,025***
	Medyan (Min-Maks)	54 (40-71)	55 (40-75)	
Ameliyat sonrası harris	*Ort±Ss*	83,45±10,32	81,54±11,53	[d]0,311
	Medyan (Min-Maks)	85 (30-95)	84 (33-95)	
Fark Δ	***[e]p***	**0,001****	**0,001****	
	Ort±Ss	29,62±13,04	24,51±14,86	

c Student-t Test

d Mann Whitney-U Test

e Wilcoxon Signed Rank Test

Polar gap var olan olgularda kırık olma oranı polar gap olmayanlardan istatistiksel olarak anlamlı düzeyde yüksek saptanmıştır (p=0,026; p<0,05). (Tablo 11)

Polar gap var olma durumuna göre olguların cinsiyetleri, yaşları, asetabular osteoliz, revizyon, Aseptik gevşeme, cup büyüklüğü, Seramik/Polietilen olma oranları istatistiksel olarak anlamlı farklılık göstermemektedir (p>0,05). (Tablo 11)

Tablo 11: Polar gap varlığına göre tanımlayıcı özelliklerin karşılaştırılması

		Polar GAP		**p**
		Yok (n=66)	**Var (n=69)**	
Cinsiyet	**Erkek**	29 (43,9)	27 (39,1)	[a]0,571
	Kadın	37 (56,1)	42 (60,9)	
Yaş	*Ort±Ss*	64,15±8,3	61,77±10,2	[c]0,140
	Medyan (Min-Maks)	65 (35-83)	64 (36-79)	
Asetabular Kırık	**Yok**	66 (100)	64 (92,8)	**[b]0,026***
	Var	0 (0)	5 (7,2)	
Asetabular osteoliz	**Yok**	59 (89,4)	55 (79,7)	[a]0,121
	Var	7 (10,6)	14 (20,3)	
Revizyon	**Yok**	64 (97)	65 (94,2)	[b]0,681
	Var	2 (3)	4 (5,8)	
Aseptik gevşeme	**Yok**	65 (98,5)	68 (98,6)	[b]1,000
	Var	1 (1,5)	1 (1,4)	
Cup büyüklüğü	*Ort±Ss*	51,24±3,5	51,04±2,51	[c]0,704
	Medyan (Min-Maks)	50 (40-58)	50 (44-56)	
Seramik/Polietilen	**Seramik**	31 (47)	27 (39,1)	[a]0,358
	Polietilen	35 (53)	42 (60,9)	

a Pearson Chi-Square Test b Fisher Exact Test c Student-t Test

Seramik/Politen liner kullanımına göre olguların kırık, asetabular osteoliz, revizyon ve Aseptik gevşeme olma durumları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık göstermemektedir (p>0,05). (Tablo 12).

Tablo 12: liner türüne göre tanımlayıcı özelliklerin karşılaştırılması

		Seramik	**Polietilen**	**p**
Kırık	**Yok**	56 (96,6)	74 (96,1)	[b]1,000
	Var	2 (3,4)	3 (3,9)	
Asetabular osteoliz	**Yok**	48 (82,8)	66 (85,7)	[a]0,639
	Var	10 (17,2)	11 (14,3)	
Komplikasyon	**Yok**	54 (93,1)	75 (97,4)	[b]0,402
	Var	4 (6,9)	2 (2,6)	
Aseptik gevşeme	**Yok**	57 (98,3)	76 (98,7)	[b]1,000
	Var	1 (1,7)	1 (1,3)	

a Pearson Chi-Square Test

b Fisher Exact Test

Asetabular osteoliz olan olgularda kırık görülme oranları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık göstermemektedir (p>0,05). (Tablo 13).

Asetabular osteoliz olan olgularda revizyon görülme oranı istatistiksel olarak anlamlı düzeyde yüksek saptanmıştır (p=0,048; p<0,05). (Tablo 13).

Asetabular osteoliz olan olgularda aseptik gevşeme görülme oranı istatistiksel olarak anlamlı düzeyde yüksek saptanmıştır (p=0,023; p<0,05). (Tablo 13).

Tablo 13: **Asetabular osteoliz varlığına göre kırık,revizyon ve aseptik gevşemenin karşılaştırılması**

		Asetabular osteoliz		**p**
		Yok	**Var**	
Kırık	**Yok**	111 (97,4)	19 (90,5)	[b]0,172
	Var	3 (2,6)	2 (9,5)	
Revizyon	**Yok**	111 (97,4)	18 (85,7)	[b]**0,048***
	Var	3 (2,6)	3 (14,3)	
Aseptik gevşeme	**Yok**	114 (100)	19 (90,5)	[b]**0,023***
	Var	0 (0)	2 (9,5)	

Olguların Polar gap ölçüm değerinin büyüklüğü ile kırık oluşumu, asetabular osteoliz, revizyon ve aseptik gevşeme açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık göstermemektedir (p>0,05). (Tablo 14).

Tablo 14: Polar gap ölçüm değerlerinin komplikasyonlara göre karşılaştırılması

		Polar GAP		p
		Ort±Ss	**Medyan (Min-Maks)**	
Kırık	**Yok (n=64)**	1,6±0,59	1,4 (1-4)	0,506
	Var (n=5)	1,7±0,51	1,5 (1,2-2,3)	
Asetabular osteoliz	**Yok (n=55)**	1,61±0,6	1,4 (1-4)	0,905
	Var (n=14)	1,59±0,51	1,4 (1-2,5)	
Revizyon	**Yok (n=65)**	1,62±0,59	1,4 (1-4)	0,795
	Var (n=4)	1,43±0,33	1,5 (1-1,8)	
Aseptik gevşeme	**Yok (n=68)**	1,6±0,58	1,4 (1-4)	-
	Var (n=1)	1,8±0	1,8 (1,8-1,8)	

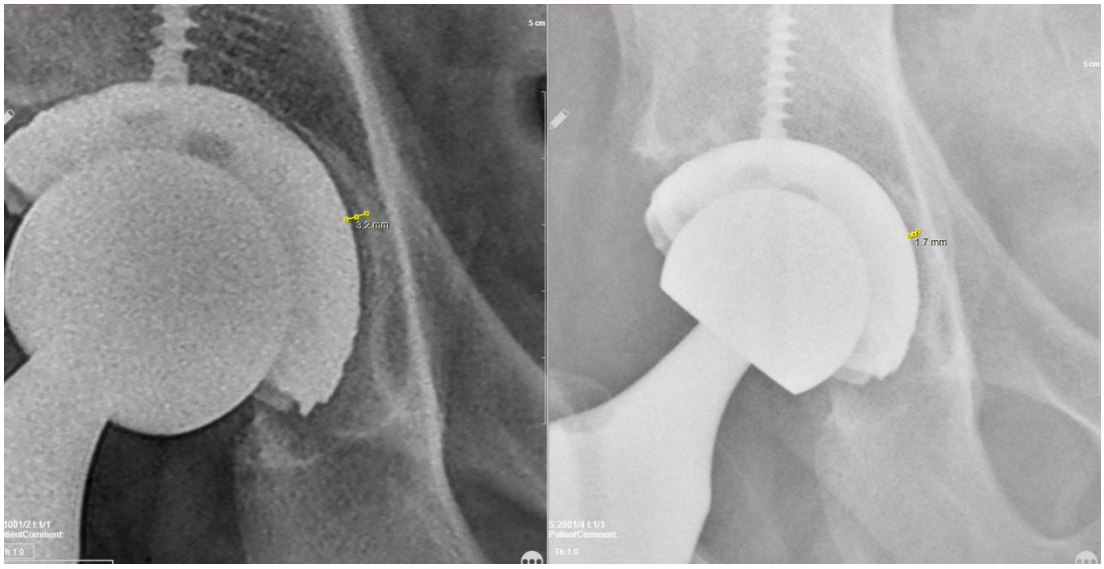
d Mann Whitney-U Test

Asetabular osteoliz olan olguların cup büyüklüğü istatistiksel olarak anlamlı düzeyde yüksek saptanmıştır (p=0,001; p<0,01). (Tablo 15).

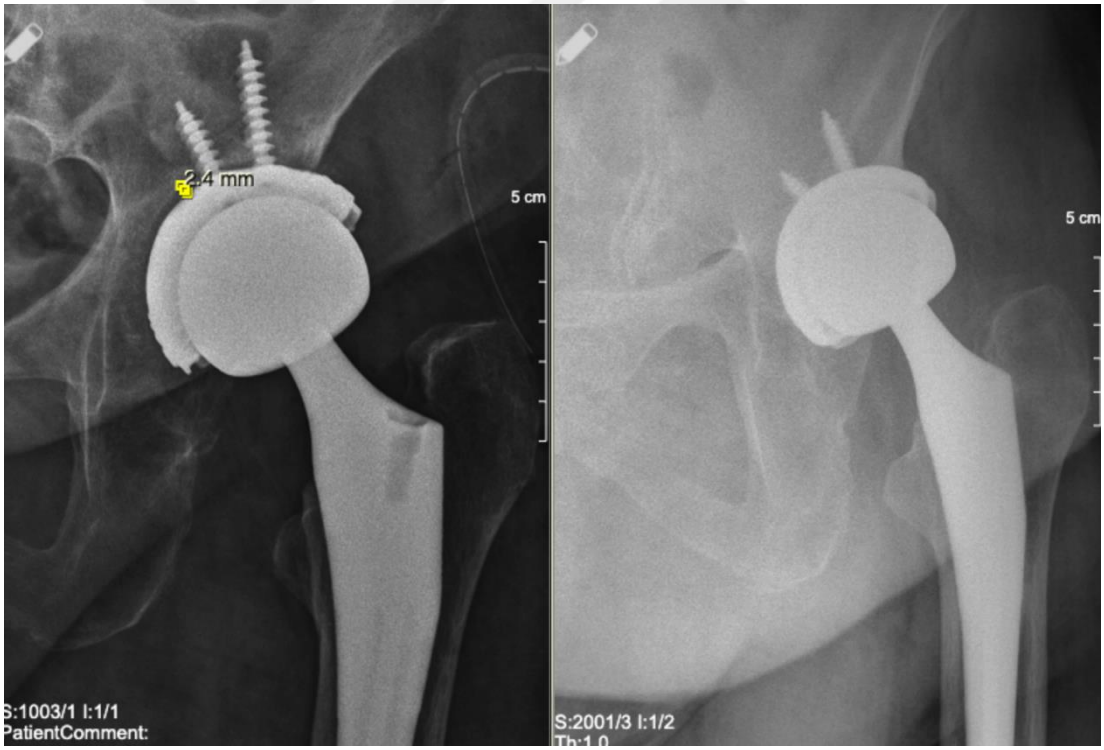
Tablo 15: Cup büyüklüğünün ölçüm değerlerinin komplikasyonlara göre karşılaştırılması

		Cup Büyüklüğü		p
		Ort±Ss	**Medyan (Min-Maks)**	
Kırık	**Yok**	51,17±3,03	50 (40-58)	[c]0,579
	Var	50,4±3,29	50 (48-56)	
Asetabular osteoliz	**Yok**	50,79±2,96	50 (40-58)	[c]**0,001****
	Var	53,05±2,73	54 (48-56)	
Revizyon	**Yok**	51,12±3,03	50 (40-58)	[c]0,665
	Var	51,67±3,2	52 (48-56)	
Aseptik gevşeme	**Yok**	51,16±3,04	50 (40-58)	[c]0,593
	Var	50±2,83	50 (48-52)	

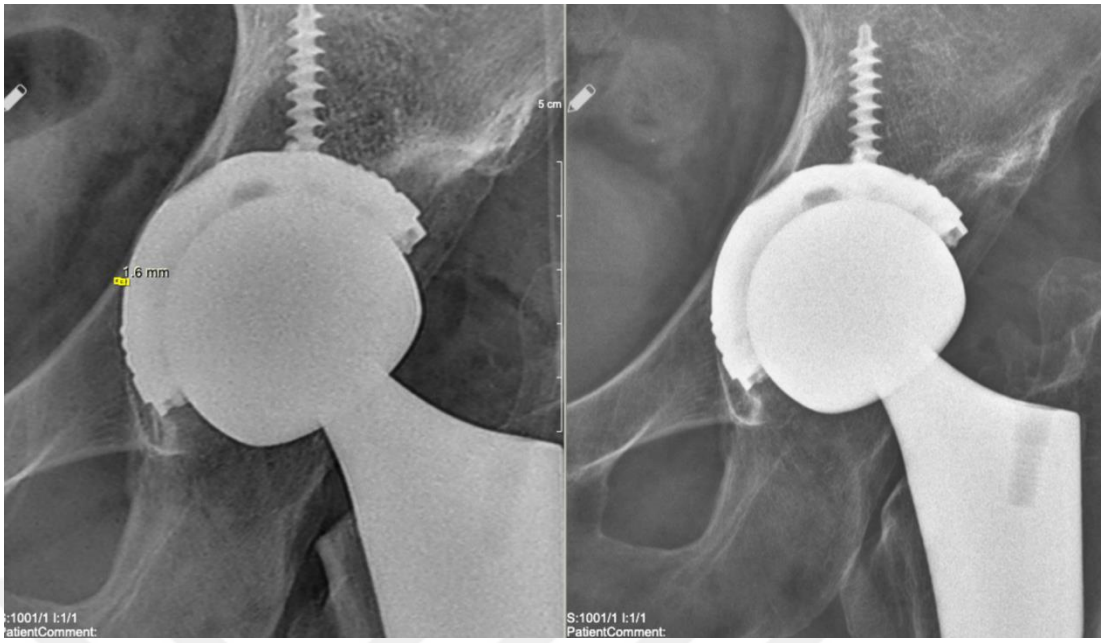
c Student-t Test



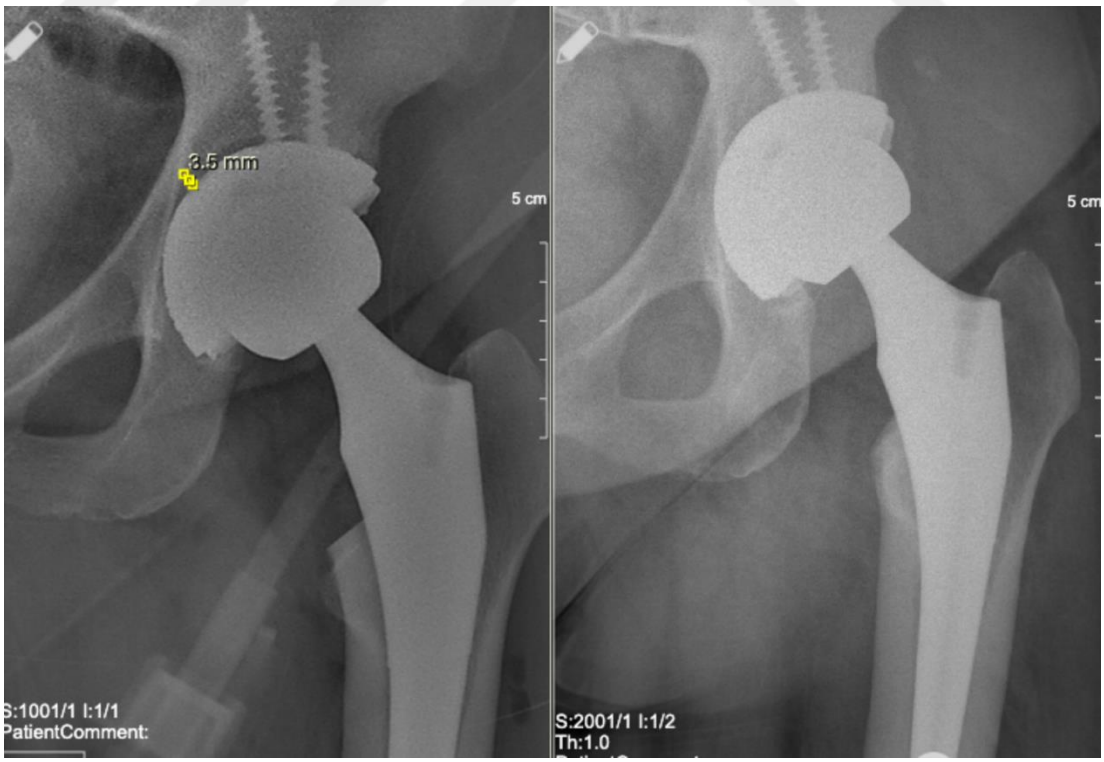
Şekil 29: Polar gap (3.2mm) bırakılan olgu ve 5 ay sonraki (1.7mm) kontrol grafisi



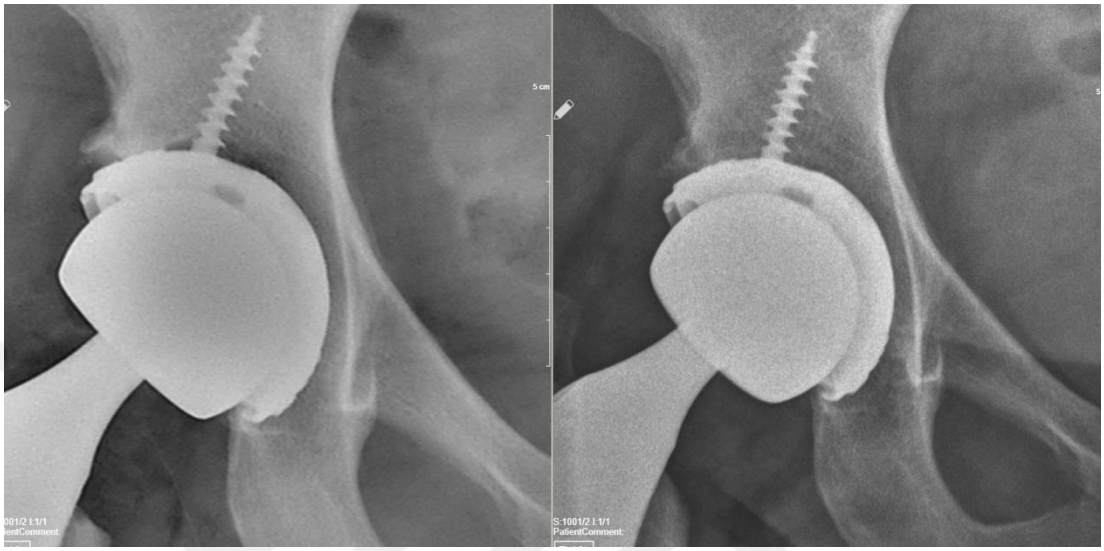
Şekil 30: Polar gap (2.4mm) bırakılan olgu ve 13 ay sonraki polar gapın kapandığı kontrol grafisi



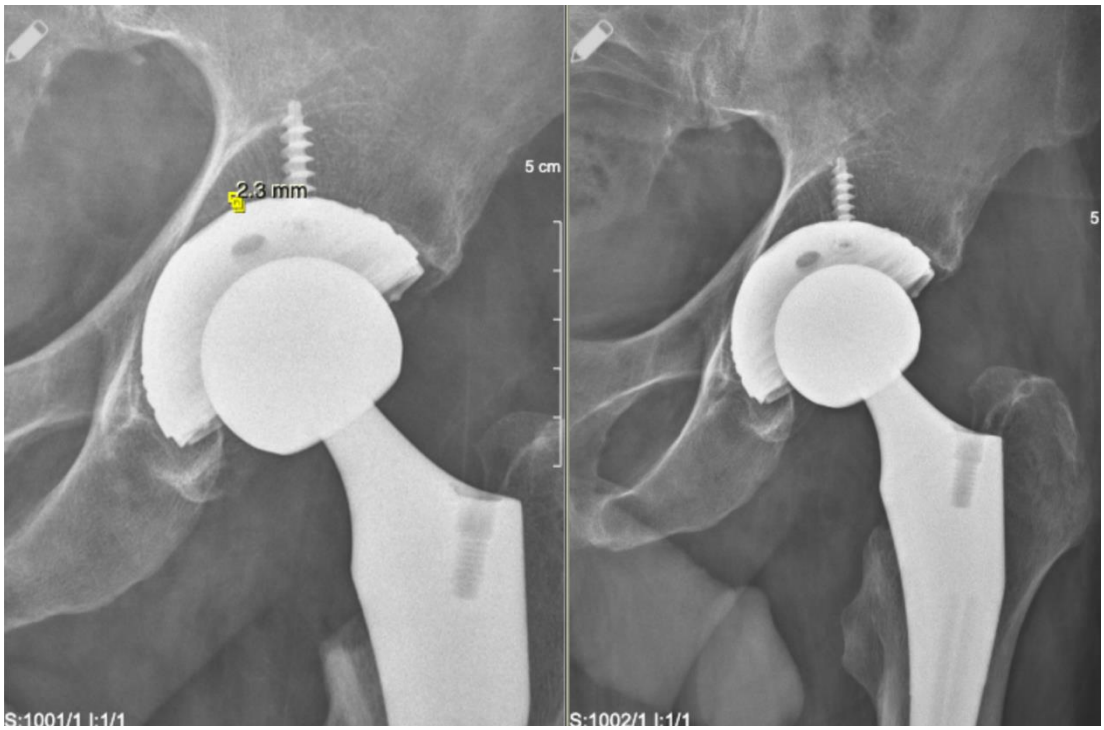
Şekil 31: Polar gap (1.6 mm) bırakılan olgu ve 17 ay sonraki polar gapın kapandığı kontrol grafisi



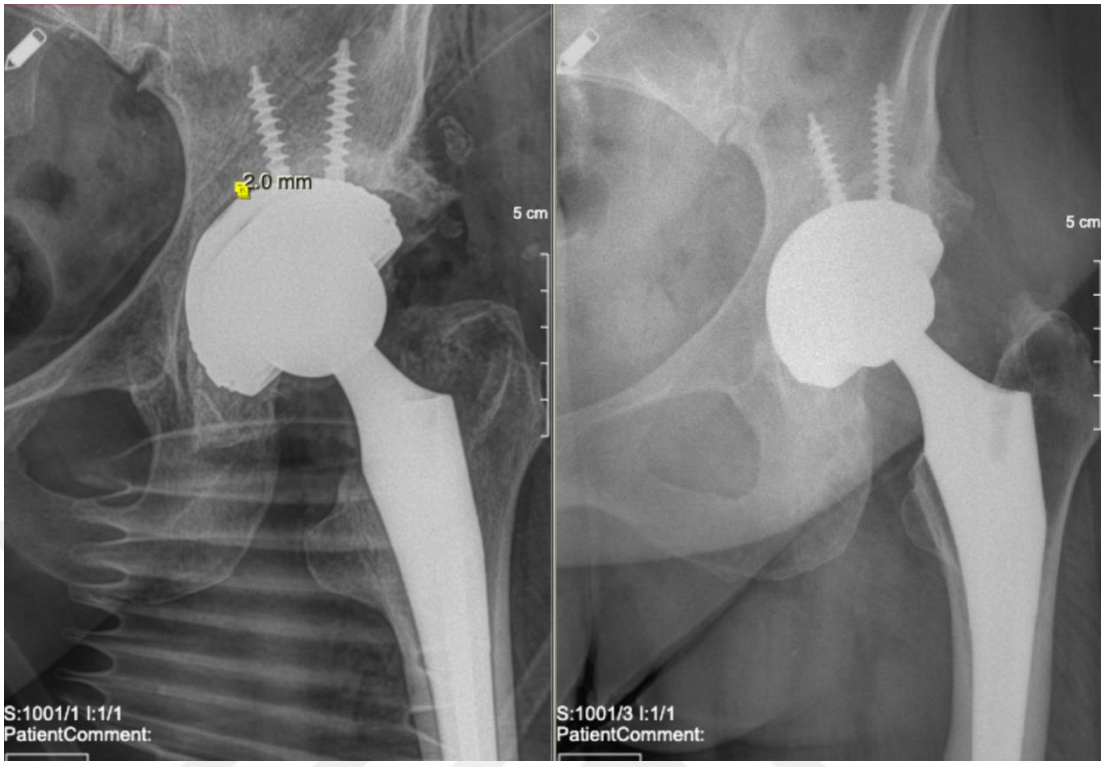
Şekil 32: Polar gap (3.5mm) bırakılan olgu ve 36 ay sonraki polar gapın kapandığı kontrol grafisi



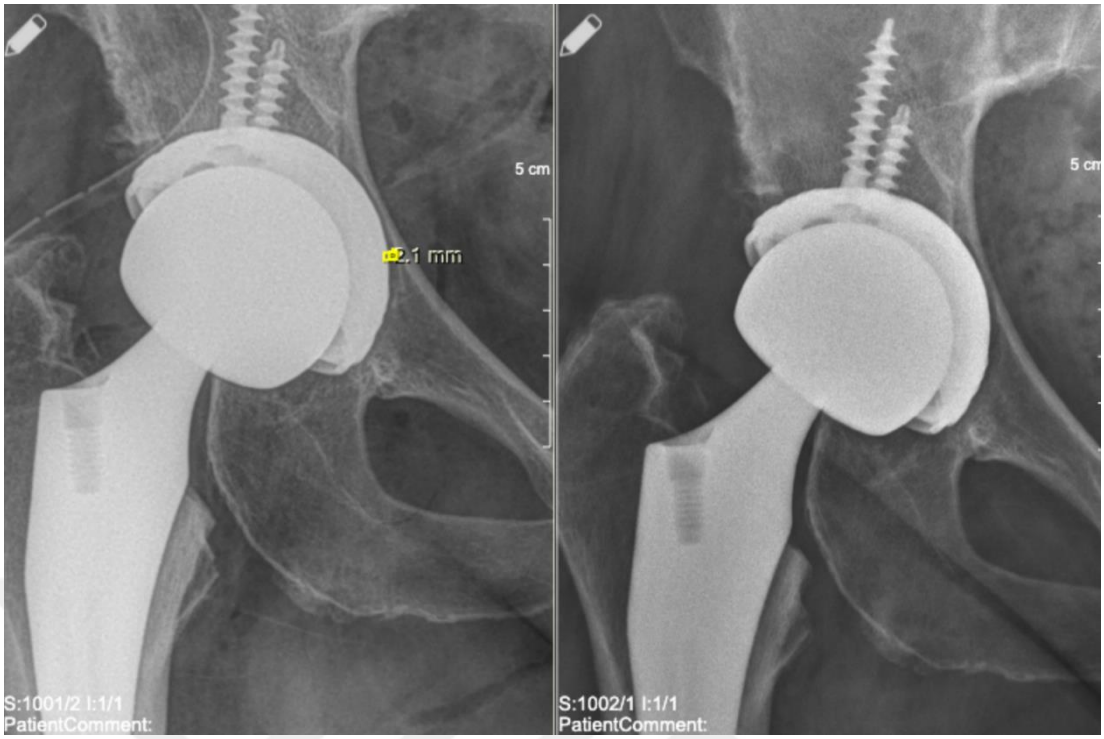
Şekil 33: Polar gap (2.8mm) bırakılan olgu ve 11 ay sonraki polar gapın kapandığı kontrol grafisi



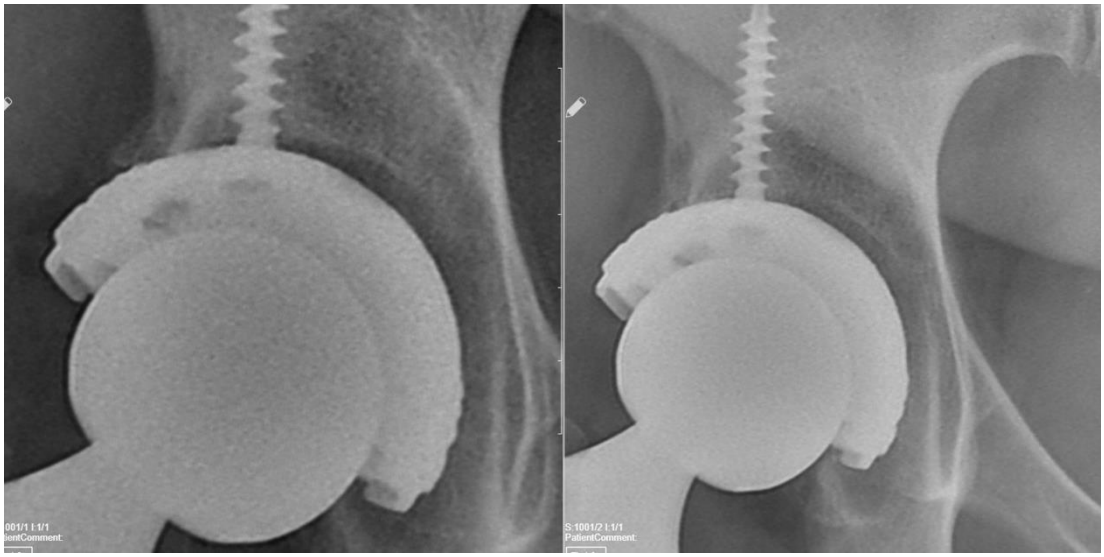
Şekil 34: Polar gap(2.3mm) bırakılan olgu ve 27 ay sonraki polar gapın kapandığı kontrol grafisi



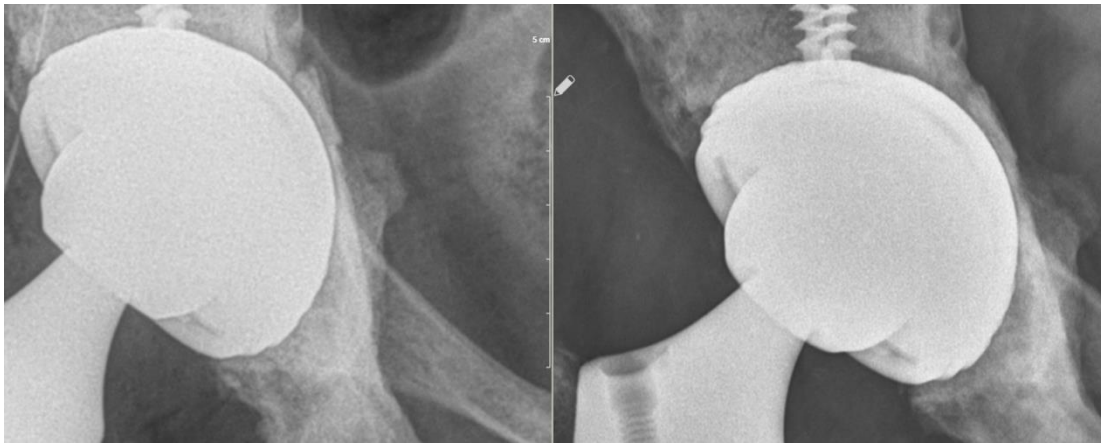
Şekil 35: Polar gap (2mm) bırakılan olgu ve 35 ay sonraki polar gapın kapandığı kontrol grafisi



Şekil 36: Polar gap bırakılan olgu ve 23 ay sonraki kontrol grafisi (ameliyat sonrası ilk grafisinde 2.1 mm gap varken 23. Ayın sonunda polar gap trabeküler kemikle dolmuştur)



Şekil 37: Polar gap bırakılan olgu ve 8 ay sonraki trabeküler kemikle dolduğu görülen kontrol grafisi



Şekil 38: Periasetabular kırık olan olgu ve 7 ay sonraki kontrol grafisi

4.4. İLİŞKİSEL ANALİZLER

Çalışmada elde edilen bulgular değerlendirilirken, istatistiksel analizler için SPSS 29 (Statistical Package for the Social Sciences) programı kullanılmıştır. Çalışma verileri değerlendirilirken, nicel değişkenler ortalama, standart sapma, medyan, min ve max değerleriyle, nitel değişkenler frekans ve yüzde gibi tanımlayıcı istatistiksel metotlar ile gösterilmiştir. Verilerin normal dağılıma uygunluklarının değerlendirilmesinde Shapiro Wilks test ve Box Plot grafiklerden yararlanılmıştır. Normal dağılım gösteren niceliksel iki grup değerlendirmelerinde Student t, normal dağılım göstermeyen değişkenlerin iki gruba göre değerlendirmelerinde Mann

Whitney-U test kullanılmıştır. Normal dağılım göstermeyen değişkenlerin grup içi karşılaştırılmasına göre değerlendirmelerinde Wilcoxon Signed Rank Test kullanılmıştır.

Niteliksel verilerin karşılaştırılmasında ise Ki-Kare test ve Fisher's Exact test kullanılmıştır.

Sonuçlar %95'lik güven aralığında, anlamlılık $p<0,05$ düzeyinde değerlendirilmiştir.

5.TARTIŞMA

Bu çalışma, primer total kalça artroplastisi (TKA) uygulamalarında PSL dizaynlı asetabular kap kullanımı sırasında oluşan polar gap varlığının klinik ve radyolojik sonuçlara etkisini araştırmayı amaçlamıştır.

Kalça osteoartriti, günümüzde oldukça yaygın görülen ve bireylerin yaşam kalitesini doğrudan etkileyen ciddi bir sağlık sorunu olarak öne çıkmaktadır[47]. TKA, cerrahi ilkelere uygun şekilde gerçekleştirildiğinde, ortopedik cerrahinin en başarılı ve hastayı memnun eden girişimlerinden biri olarak öne çıkmaktadır[48]. Artık bireyler, kalça ağrılarını ve hareket kısıtlılıklarını kabullenmek yerine, tamamen ağrısız bir eklem fonksiyonu ve günlük aktivitelere eksiksiz dönüş talep etmektedir[49]. Hastaların beklentileri de geçmişe kıyasla belirgin şekilde yükselmiştir[49]. Biyomedikal mühendislik alanındaki yeniliklerle birlikte, daha uzun ömürlü ve dayanıklı implantların geliştirilmesi amaçlanmaktadır. Tarihsel süreçte, total kalça protezlerinde kullanılan malzemelerde sürekli bir değişim ve ilerleme yaşanmıştır[50][51]. Birçok teknik sorun aşılmış olmasına rağmen, ileri dönemde ortaya çıkan aseptik gevşemeye bağlı mekanik başarısızlık hala çözülmesi gereken başlıca problem olarak varlığını korumaktadır. Bu alandaki önemli dönüm noktalarından biri, 1960'lı yıllarda Sir John Charnley'in kemik çimentosunu TKA'da kullanmaya başlaması olmuştur[52]. Ancak uzun dönem takipler, gevşeme veya protez çevresi kırığı gibi başarısızlıkların hâlâ görülebileceğini ortaya koymuştur. Merril ve arkadaşlarının 1982 yılında yaptığı bir çalışmada asetabular çimento uygulanan 237 TKA hastası incelenmiştir. Altmış yaş altı hastalarda 71 kalçanın 17'sinde (%23,8) asetabular gevşeme gelişirken, 60 yaş ve üzeri hastalarda 166 kalçanın yalnızca 12'sinde (%7,1) asetabular gevşeme meydana gelmiştir[53]. Gevşeme sadece asetabulumda değil femoral komponentlerde de karşılaşılan bir sorun olmaya devam etmiştir örneğin Ranawat ve arkadaşları, 236 TKA olgusunun 9 yıllık izleminde aseptik gevşeme oranını %3,4 olarak bildirmiştir[54]. 1970'li yılların sonlarına doğru, bu başarısızlıkların temel nedeninin çimento olduğu öne sürülmüş ve literatüre "çimento hastalığı" kavramı girmiştir[55]. Böylelikle çimentosuz protezlerin geliştirilmesine yönelik çalışmalar ivme kazanmıştır[56]. Daha önce,

çimentolu protezlerde görülen aseptik gevşemenin tek sorumlusunun çimento olduğu düşünülürken, uzun dönem çimentosuz protez serilerinde de aseptik gevşeme vakalarının raporlanması, sorunun yalnızca çimentodan kaynaklanmadığını göstermiştir[57][58]. Bu nedenle günümüzde çimentosuz implantlarda; geometrik şekil, kullanılan metal alaşımı ve yüzey kaplama özellikleri gibi unsurların optimizasyonuna yönelik çok sayıda araştırma yapılmakta ve en ideal tasarım için çalışmalar devam etmektedir[52][59]. Ayrıca, eklem aralığında ortaya çıkan aşınma partikülleri ve debrislerin osteoliz ile aseptik gevşemede başlıca etken olduğu anlaşılınca, implant yüzey teknolojileri bu alanda odaklanılan temel araştırma konularından biri haline gelmiştir[60][61]. Ancak bu aşınmalara ve osteolizin kaynaklarından biri olduğu iddia edilen potansiyel boşluğa sebebiyet veren polar gap oluşumu ile ilgili literatürde yeterince çalışma yoktur.

Hastalarımızın demografik bilgileri cinsiyet açısından değerlendirildiğinde %41,5'i (n=56) erkek, %58,5'i (n=79) kadındır. Çalışmamızın kadın/erkek oranı 1.41 dir. Literatüre baktığımızda bu oran birçok çalışmada farklılık göstermektedir[62][63].

Harris kalça skorlaması TKA yapılan hastalarda ameliyat sonrası klinik değerlendirmeye olanak veren yaygın kullanılan bir skorlama çeşididir. Literatürde birçok çalışmada kullanılan bir değerlendirme biçimi olmuştur. Patrick ve arkadaşlarının 2012 yılında yaptıkları 20 yaş altı 24 TKA hastasında harris skoru ortalamasını 93,4 ve sağ kalım oranını %96 bularak klinik ile uyumlu sonuçlar elde etmişlerdir[64]. Roshan P Shah ve arkadaşlarının 2014 yılında yaptığı çalışmada 55 yaş altı 65 hastanın incelendiği total kalça artroplastisinin değerlendirilmesinde harris kalça skorunun 52.8'den 91'e yükseldiğini göstermişlerdir[65]. Bizim çalışmamızdaki olgularımızda polar gap olan olguların ameliyat öncesi harris skorları Polar GAP olmayanlardan istatistiksel olarak yüksek saptanmıştır. Çalışmamızda polar gap varlığı, ameliyat öncesi harris kalça skorlarının daha yüksek olması ile ilişkilendirilmiş; ancak ameliyat sonrası skorlar açısından anlamlı bir fark saptanmamıştır. Bu bulgu, polar gap oluşumunun ameliyat öncesi hasta faktörlerinden

bağımsız olarak ameliyat sonrası klinik başarıyı anlamlı düzeyde etkilemediğini düşündürmektedir. Olgularımızın sonuçlarının klinik değerlendirilmesinde Harris kalça değerlendirme skoru kullanılmıştır. Çalışmamızda tüm olgular değerlendirildiğinde ameliyat öncesi ortalama harris kalça değerlendirme skoru 55,47 iken ameliyat sonrası skor 82,47 dir. Ameliyat öncesi skor ortalaması kötü kategorisindeyken 12 ayın sonunda ameliyat sonrası iyi kategorisine yükselmiştir. Polar gap olan olguların ameliyat öncesi göre ameliyat sonrası harris skorlarındaki ortalama 29,62±13,04 birimlik artış istatistiksel olarak anlamlı saptanmıştır ($p=0,001$; $p<0,01$). Polar gap olmayan olguların ameliyat öncesi göre ameliyat sonrası harris skorlarındaki ortalama 24,51±14,86 birimlik artış istatistiksel olarak anlamlı saptanmıştır. Bizim çalışmamız bu açıdan literatür ile uyumludur.

E.Adler ve arkadaşlarının yaptığı çalışmada 6 farklı üreticiye ait 8 farklı cup sawbones modellerinde asetabular kavitelere press-fit yöntemiyle yerleştirilmiştir. Kavite boyutları ve kap yerleştirme kuvvetleri değişken olarak uygulanmış ve asetabular defektler simüle edilmiştir. Hazırlanan örnekler stabilite açısından test edilmiştir. Sonuçta kap geometrisinin, asetabular kavitenin uygun boyutlandırılması ve konumlandırılmasının stabilitesinin belirlenmesinde önemli olduğunu göstermiştir[66]. Bu durum komponentin konumunun optimize olması için cerrahları PSL kapların tasarımından ortaya çıkan sorunu çözmek için fazla kuvvet uygulamaya sevk etmiş ve asetabular komponentin asetabuluma uygun konumda oturması için PSL kaplarda fazla kuvvet uygulanmaya başlanmıştır.

Antoniades ve arkadaşlarının 2013 yılında yaptığı çalışmada stryker marka hemisferik dizaynlı cup ile çalışmamızda da kullandığımız PSL dizaynlı trident cup kullanmış ve iki farklı geometrik tasarımın farklarını press-fit uygulamasındaki farklarını incelemişlerdir. İki farklı yoğunlukta substrat kullanılmış düşük yoğunluktaki substratta anlamlı fark bulunmamışken PSL tasarım, yüksek yoğunluklu kemik benzeri materyalde hemisferik kap tasarımına göre anlamlı şekilde daha yüksek yerleştirme kuvveti gerektirmiştir. Çalışmaya göre yüksek yoğunluklu kemiklerde PSL tasarımlı kapları asetabuluma oturtmak için gereken kuvvet,

hemisferik tasarımlara göre %25 daha yüksektir[67]. Klinik olarak, daha yüksek oturma kuvvetleri oluşturmak daha zordur ve yetersiz bileşen oturması, yanlış konumlandırma ve asetabular kırık riskini artırarak operasyonun sonucunu tehlikeye atabildiği bazı çalışmalarda gösterilmiştir[68][66][5].

Son yıllarda primer total kalça artroplastisinde (TKA) kullanılan çimentosuz hemisferik ve periferik kendinden kilitlemeli (PSL) kaplarda asetabular periprostetik kırıklar nadir de olsa literatürde dikkat çeken bir komplikasyon olarak bildirilmektedir. Literatürde Hasegawa ve ark. tarafından 2017 yılında yapılan bir çalışmada, PSL ve hemisferik kaplarda bu kırıkların oranı %8,4 olarak bildirilmiştir[69]. Benzer şekilde 2014–2018 yılları arasında eliptik kaplarla yapılan press-fit primer TKA olgularında gerçekleştirilen bir çalışmada ise bu oran %3,5 olarak bildirilmiştir[65][70].

Çalışmamızda bütün olguların %96,3'ünde (n=130) kırık bulunmazken, %3,7'sinde (n=5) kırık mevcuttur. Polar gap olan olguların %7,2 sinde kırık gelişmişken polar gap olmayanların hiçbirinde kırık gelişmemiştir ve bu kırıklar ek cerrahiye gerek duyulmaksızın uygun şekilde iyileşmiştir. Çalışmamızda polar gap olan olgularda perop asetabular kırık olma oranı polar gap olmayanlardan istatistiksel olarak anlamlı düzeyde yüksek saptanmıştır. Bu durum, PSL kapların sıkışma prensibine bağlı olarak oluşabilecek mekanik stresin kırık riskini artırabileceğini göstermektedir. Bu anlamda çalışmamız literatüre göre uyumludur. Ancak Literatürde yer alan bu bilgilere karşın Nunag ve arkadaşlarının da PSL dizaynlı trident (stryker) kaplarda 2012 yılında yaptığı çalışmayla uyumlu olarak; bu kapların eksik oturmaya sebep olmasına rağmen klinik olarak iyi sonuçlar verdiğini göstermiştir[71][72]. Çalışmamızda kırık gelişen olgularda ek cerrahi gereksinim olmadan başarılı iyileşme sağlanması bu anlamda çalışmamızı literatür ile uyumlu kılmaktadır.

Ayrıca çalışmamızda polar gap varlığı ile kırık arasında anlamlı fark tespit edilmişken polar gap olan olgularda polar gapin derinliğinin artması ile

komplikasyonların (periasetabular kırık, asetabular osteoliz, aseptik gevşeme ve revizyon) görülme sıklığı arasında anlamlı bir ilişki saptanmamıştır.

Total kalça artroplastisinde en yaygın başarısızlık nedeni aseptik gevşemedir. Stocks ve arkadaşlarının yaptığı Toplam 265 adet asetabular kap yedi yıllık bir süre boyunca değerlendirildi; bu süreçte kapların proksimal migrasyonu ölçüldü ve elde edilen bulgular klinik sonuçlar ile aseptik gevşeme nedeniyle yapılan asetabular revizyonlarla ilişkilendirildi. Sonuçta aseptik olarak gevşeyen kapların, başarılı kabul edilen kaplara göre daha hızlı şekilde yer değiştirdiği gösterildi[73]. Bu çalışmaya göre total kalça artroplastisinde yaygın başarısızlık nedeninin aseptik gevşeme olduğu iddia edilmiştir.

Banaszkiewicz ve arkadaşlarının yaptığı bir çalışmada TKA uygulanmış ancak kemik rezorpsiyonu görülen toplam 34 kalçadan elde edilen doku örnekleri incelenerek kemik rezorpsiyonunun nedeni araştırılmıştır. Doku analizlerinde, kemik rezorpsiyonu alanlarında bulunan makrofajların polietilen partikül kalıntıları içerdiği gösterilmiştir[74][25][26]. Xing gao ve arkadaşlarının 2019 da yaptığı çalışmada Bir implantın başarısının büyük ölçüde kemik–implant arayüzünün biyomekanik özelliklerinin belirlediği stabiliteye bağlı olduğunu iddia etmişlerdir[75].

Çalışmamızda olguların Polar gap ölçüm değeri asetabular osteoliz ve aseptik gevşeme açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık göstermemektedir. Elde edilen klinik ve radyografik veriler, literatürde teorik olarak dile getirilen; polar boşluğun aşınma partiküllerinin birikimine, makrofaj aktivasyonuna, kemik rezorpsiyonuna ve osteolitik değişikliklere zemin hazırlayabileceğine dair varsayımları desteklememektedir Aynı şekilde, ameliyat sonrası dönemde meydana gelebilecek mikro düzeyde hareketlerin polar bölgedeki kemik dokusu entegrasyonunu engelleyebileceği yönündeki hipotezler de doğrulanmamıştır[76][25][26][77][78].

Zwartelé ve arkadaşlarının 2008 yılında yaptığı prospektif çalışmada eliptik kap kullanılarak primer TKA yapılan 416 olgu incelenmiş osteoartrit endikasyonu ile ameliyat edilen ve polar gap bırakılan hastaların tamamında 6-10 yıllık takiplerde osteointegrasyon geliştiğini göstermiştir[24].

Zwartelé ve arkadaşlarının yaptığı çalışmayla benzer olarak kendi çalışmamızda eliptik cup yerinde PSL tasarımlı cup kullanılmış ve asetabuler kubbe ile yerleştirilen implant arasındaki başlangıçtaki bu boşluğun osteointegrasyon sürecinde trabeküler kemikle doldurulduğu gözlemlenmiştir. Bu açıdan çalışmamızın bulguları mevcut literatürle uyumludur. Bu sonuçlar, literatürde polar gap ile ilgili öne sürülen teorik risklerin klinik pratiğe tam olarak yansımadığını göstermektedir.

D. sochart ve arkadaşlarının yaptığı çalışmada TKA yapılan 235 olguda osteoliz prevalansı ile birlikte asetabular ve femoral komponent gevşemesi ve revizyon oranının, artan aşınma miktarıyla anlamlı düzeyde yükseldiğini göstermiş ve her ilave milimetrelik aşınma, herhangi bir yılda asetabular revizyon riskini %45 ve femoral revizyon riskini %32 oranında artırmakta olduğunu vurgulamıştır[79].

Çalışmamızda bu çalışmaya uygun olarak asetabular osteoliz olan olgularda aseptik gevşeme görülme oranı istatistiksel olarak anlamlı düzeyde yüksek saptanmıştır ($p=0,023$; $p<0,05$). Asetabular osteoliz olan olgularda revizyon görülme oranı istatistiksel olarak anlamlı düzeyde yüksek saptanmıştır ($p=0,048$; $p<0,05$). Bu sonuç, literatürde de sıkça vurgulanan şekilde, osteolitik değişikliklerin protez stabilitesini olumsuz etkileyebileceğini göstermektedir.

Asetabular osteoliz olan olguların kap büyüklüğü istatistiksel olarak anlamlı düzeyde yüksek saptanmıştır. Literatürde kap tasarım ve pozisyonunun osteolize etkileri ile ilgili çalışmalar mevcut iken kap büyüklüğünün etkilerine dair yeterince

çalışma yoktur[80]. Çalışmamızda bulduğumuz bu veri ileride bu konuda yapılacak çalışmalara fikir kaynağı olabilme potansiyeli taşımaktadır.

Son yıllarda, total kalça artroplastisinde kullanılan seramik-seramik (CoC) ve seramik-polietilen (CoP) kombinasyon çiftlerinin periprostetik osteoliz gelişimine etkisi, çok sayıda randomize kontrollü çalışma ve meta-analizle incelenmiştir. Literatürde Hu ve arkadaşlarının (2015) derlemesinde, CoC ve CoP grupları arasında kısa ve orta dönem osteoliz oranları açısından anlamlı fark saptanmamıştır[81]. Benzer şekilde Fang ve Shang (2021), 15 randomize kontrollü çalışmayı içeren meta-analizlerinde CoC ve CoP yataklar arasında gevşeme ve revizyon oranlarının da benzer olduğunu bildirmiştir[82]. Bizim çalışmamızda da literatür ile uyumlu olarak seramik ya da polietilen liner kullanımı durumunda klinik ve radyolojik sonuçlarda anlamlı ilişki gösterilememiştir.

Çalışmamızda olguların kap büyüklüğü ve kırık arasında anlamlı bir fark saptanmamıştır. Simon ve arkadaşlarının 2025 yılında yaptığı kohort çalışmasında 7016 primer çimentosuz press-fit yöntemiyle TKA yapılmış olguyu içeren çalışmasında 50mm ve daha küçük boyutta asetabular cup kullanımını asetabular kırık için risk faktörü olarak değerlendirmiştir[83]. Buna karşın ho hyun yun ve arkadaşları 2021 de yaptıkları bir çalışmada cup boyutunun ve tipinin periprotetik asetabulum kırıklarında bir risk faktörü olmadığını ortay koymuşlardır[84]. Çalışmamızda yun ve arkadaşlarının bulgularına uyumlu olarak asetabular komponent büyüklüğü ile kırık arasında anlamlı ilişki bulunmamıştır.

Genel olarak bakıldığında, PSL kapların mekanik kilitlenme avantajı sayesinde primer stabiliteyi artırdığı, ancak polar gap oluşumu gibi perop faktörlerin klinik sonuçları anlamlı düzeyde olumsuz etkilemediği söylenebilir. Bununla birlikte, intraoperatif kırık riskinin azaltılması için uygun oyma (reaming) teknikleri, çakma kuvvetini kontrol ederek implant yerleştirilmesi ve cerrahi tecrübenin önemi bir kez daha vurgulanmaktadır.

Çalışmanın Güçlü Yanları:

Çalışmamız, literatürde pek değinilmeyen PSL türü asetabular komponent tasarımı ile ilgili bazı konulara ışık tutması bakımından güçlü bir pozisyona sahiptir. Yanı sıra;

- Ameliyat öncesi ve ameliyat sonrası görüntülemelerin bir son dönem ortopedi asistanı ve bir artroplasti cerrahı tarafından birlikte ölçülmesi,
- 135 hastayla yüksek olgu sayısına sahip olması,
- Geniş yaş aralığına sahip olması,
- Aynı tip protez kullanımı, aynı cerrahi prosedür uygulanması

yer almaktadır.

Çalışmanın Kısıtlılıkları:

Bu çalışmanın bazı sınırlamaları bulunmaktadır. Öncelikle, çalışmanın retrospektif tasarıma sahip olması, veri toplama sürecinde bazı kısıtlamalara yol açmıştır. Ayrıca, uzun dönem sonuçların eksikliği ve takip süresinin orta dönemde sınırlı kalması ve örneklem grubunun tek merkezli olması sayılabilir. Gelecekte yapılacak prospektif, randomize kontrollü ve daha uzun süreli takip içeren çalışmalarda polar gap oluşumunun uzun dönem implant sağkalımı üzerindeki etkisinin daha net şekilde ortaya konulması önem arz etmektedir.

6.SONUÇ

Bu çalışmada, primer TKA uygulamalarında PSL dizaynlı asetabular komponent kullanımı sırasında oluşan polar gap varlığının klinik ve radyolojik sonuçlara etkisi detaylı şekilde değerlendirilmiştir. Bulgularımız polar gap bırakılan ve bırakılmayan her iki grupta da ameliyat sonrası harris skorlarında anlamlı yükselme olduğunu göstermektedir. Bu durum, polar gap oluşumunun, ameliyat sonrası klinik başarıyı olumsuz yönde etkilemediğini düşündürmektedir.

Polar gap olan olgularda asetabular osteoliz, aseptik gevşeme ve revizyon oranlarıyla anlamlı düzeyde ilişkili bulunmamıştır. Bu bulgu, literatürde sıkça vurgulanan partikül indüklenmiş osteolizin protez stabilitesini olumsuz etkilediği yönündeki verilerle uyumsuz olup, Zwartelé ve arkadaşlarının da bulduğu sonuca uyumlu olarak polar gap olan olguların takiplerde gapın osteointegrasyona uğradığı görülmüştür.

Çalışmamızda dikkat çeken önemli bir diğer bulgu, osteoliz saptanan olgularda cup çaplarının istatistiksel olarak anlamlı düzeyde daha büyük bulunmasıdır. Bu veri, implant tasarımında ve cerrahi planlamada komponent boyutunun önemine dikkat çekmekte ve ileride yapılabilecek çalışmalara fikir verme açısından ışık tutmaktadır.

İntraoperatif asetabular kırık insidansı, polar gap varlığı ile anlamlı ilişki göstermiştir. Bu sonuç, PSL kapların sıkışma prensibine bağlı olarak implant yerleştirme sırasında oluşan mekanik stresin kırık riskini artırabileceğini işaret etmektedir. Ancak kırık gelişen olgularda ek cerrahi müdahaleye gerek kalmadan sorunsuz iyileşme sağlanması bu tasarımların klinik olarak güvenilirliğini desteklemektedir.

Seramik-seramik (CoC) veya seramik-polietilen (CoP) liner kullanımının osteoliz ve aseptik gevşeme üzerindeki etkisi, literatürle uyumlu olarak, çalışmamızda anlamlı bir fark göstermemiştir. Bu sonuç, modern implant materyallerinde liner seçiminin klinik başarının belirleyici tek faktörü olmadığını, başka faktörlerle optimize edilmesi gerektiğini ortaya koymaktadır.

Sonuç olarak bu çalışma PSL dizaynlı asetabular komponentlerde polar gap oluşumunun, teoride dile getirilen olası olumsuz etkilerine rağmen, klinik ve radyolojik sonuçlar üzerinde anlamlı bir risk oluşturmadığını göstermektedir. Bununla birlikte, osteoliz ve aseptik gevşeme ilişkisi, implant stabilitesi için hala en

önemli risk faktörlerinden biri olmayı sürdürmektedir. Bu nedenle implant geometrisinin, yüzey özelliklerinin ve cerrahi tekniklerin geliştirilmesine yönelik çalışmaların devam etmesi gerekmektedir. Elde edilen verilerin, PSL kap tasarımı ve polar gap fenomeni üzerine ileride yapılacak çalışmalara katkı sağlaması ve literatüre yeni bir bakış açısı sunması beklenmektedir.

KAYNAKÇA

[1] P. Massin ve S. Achour, "Wear products of total hip arthroplasty: The case of polyethylene", *Morphol. Bull. Assoc. Anat.*, c. 101, sy 332, ss. 1-8, Mar. 2017, doi: 10.1016/j.morpho.2016.06.001.

[2] C. R. Galia, C. V. Diesel, M. R. Guimarães, ve T. A. Ribeiro, "Total hip arthroplasty: a still evolving technique", *Rev. Bras. Ortop.*, c. 52, sy 5, ss. 521-527, Eyl. 2017, doi: 10.1016/j.rboe.2016.09.011.

[3] J. R. McLaughlin ve K. R. Lee, "Total hip arthroplasty with an uncemented femoral component. Excellent results at ten-year follow-up", *J. Bone Joint Surg. Br.*, c. 79, sy 6, ss. 900-907, Kas. 1997, doi: 10.1302/0301-620x.79b6.7482.

[4] D. J. Berry, "Epidemiology: hip and knee", *Orthop. Clin. North Am.*, c. 30, sy 2, ss. 183-190, Nis. 1999, doi: 10.1016/s0030-5898(05)70073-0.

[5] K. A. Fehring, J. R. Owen, A. A. Kurdin, J. S. Wayne, ve W. A. Jiranek, "Initial stability of press-fit acetabular components under rotational forces", *J. Arthroplasty*, c. 29, sy 5, ss. 1038-1042, May. 2014, doi: 10.1016/j.arth.2013.10.009.

[6] E. J. Groessl, R. M. Kaplan, ve T. A. Cronan, "Quality of well-being in older people with osteoarthritis", *Arthritis Rheum.*, c. 49, sy 1, ss. 23-28, Şub. 2003, doi: 10.1002/art.10903.

[7] J. Gómez Alcaraz, J. M. Pardo García, J. Sevilla Fernández, E. Delgado Díaz, ve J. A. Moreno Beamud, "Primary total hip arthroplasty in elderly patients over 85 years old: risks, complications and medium-long term results", *Rev. Espanola Cirugia Ortop. Traumatol. Engl. Ed*, c. 65, sy 1, ss. 13-23, 2021, doi: 10.1016/j.recot.2020.05.003.

[8] F. C. Barışhan, B. Akesen, T. Atıcı, K. Durak, ve M. S. Bilgen, "Comparison of hemiarthroplasty and total hip arthroplasty in elderly patients with displaced femoral neck fractures", *J. Int. Med. Res.*, c. 46, sy 7, ss. 2717-2730, Tem. 2018, doi: 10.1177/0300060518770354.

[9] null null, “Total Hip Arthroplasty or Hemiarthroplasty for Hip Fracture”, *N. Engl. J. Med.*, c. 381, sy 23, ss. 2199-2208, Ara. 2019, doi: 10.1056/NEJMoa1906190.
[10] A. Prescher ve W. R. Drescher, “Surgical Anatomy of the Hip”, içinde *Advances in Specialist Hip Surgery*, W. R. Drescher, K.-H. Koo, ve R. E. Windsor, Ed., Cham: Springer International Publishing, 2021, ss. 3-29. doi: 10.1007/978-3-030-61830-8_1.
[11] Toh SMS, Ashkanfar A, English R, Rothwell G, Langton DJ, Joyce TJ. How does bicycling affect the longevity of Total Hip Arthroplasty? A finite element wear analysis. J Mech Behav Biomed Mater. 2023 Mar;139:105673. doi: 10.1016/j.jmbbm.2023.105673. Epub 2023 Jan 16. PMID: 36669263.
[12] S.-H. Kim, H.-K. Yoon, H. Han, S. Cho, ve Y. Seo, “Ossification of the Triradiate Cartilage and Posterior Acetabulum”, *J. Korean Soc. Radiol.*, c. 80, sy 3, ss. 503-512, May. 2019, doi: 10.3348/jksr.2019.80.3.503.

[13] Frederick M.azar James H. Beaty Campbell's Operative Orthopaedic 14. Edition 2021

[14] S. Sarban, A. Ozturk, H. Tabur, ve U. E. Isikan, “Anteversion of the acetabulum and femoral neck in early walking age patients with developmental dysplasia of the hip”, *J. Pediatr. Orthop. Part B*, c. 14, sy 6, ss. 410-414, Kas. 2005, doi: 10.1097/01202412-200511000-00003.
[15] G. Yang, Y. Li, ve H. Zhang, “The Influence of Pelvic Tilt on the Anteversion Angle of the Acetabular Prosthesis”, *Orthop. Surg.*, c. 11, sy 5, ss. 762-769, Eki. 2019, doi: 10.1111/os.12543.
[16] G. Giebel, S. Hardt, C. Perka, ve R. Ascherl, “The cemented stem in hip arthroplasty – state of the art technique and recommendations”, Kas. 2024, doi: 10.1530/EOR-23-0202.
[17] W. Hoskins, D. van Bavel, M. Lorimer, ve R. N. de Steiger, “Polished Cemented Femoral Stems Have a Lower Rate of Revision Than Matt Finished Cemented Stems in Total Hip Arthroplasty: An Analysis of 96,315 Cemented Femoral Stems”, *J. Arthroplasty*, c. 33, sy 5, ss. 1472-1476, May. 2018, doi: 10.1016/j.arth.2017.12.002.
[18] Frederick M.azar James H. Beaty Campbell's Operative Orthopaedic 14. Edition 2021
[19] J. J. Callaghan, E. A. Salvati, P. M. Pellicci, P. D. Wilson, ve C. S. Ranawat, “Results of revision for mechanical failure after cemented total hip replacement, 1979 to 1982. A two to five-year follow-up”, *J. Bone Joint Surg. Am.*, c. 67, sy 7, ss. 1074-1085, Eyl. 1985.
[20] K. R. Schulte, J. J. Callaghan, S. S. Kelley, ve R. C. Johnston, “The outcome of Charnley total hip arthroplasty with cement after a minimum twenty-year follow-up. The results of one surgeon”, *J. Bone Joint Surg. Am.*, c. 75, sy 7, ss. 961-975, Tem. 1993, doi: 10.2106/00004623-199307000-00002.
[21] J. L. Gaffey, J. J. Callaghan, D. R. Pedersen, D. D. Goetz, P. M. Sullivan, ve R. C. Johnston, “Cementless acetabular fixation at fifteen years. A comparison with the same surgeon’s results following acetabular fixation with cement”, *J. Bone Joint Surg. Am.*, c. 86, sy 2, ss. 257-261, Şub. 2004.
[22] B. S. Ziegler ve P. F. Lachiewicz, “Survivorship analysis of cemented total hip arthroplasty acetabular components implanted with second-generation

techniques", *J. Arthroplasty*, c. 11, sy 6, ss. 750-756, Eyl. 1996, doi: 10.1016/s0883-5403(96)80016-7.
[23] Saleh KJ, Bear B, Bostrom M, Wright T, Sculco TP. Initial stability of press-fit acetabular components: an in vitro biomechanical study. Am J Orthop (Belle Mead NJ). 2008 Oct;37(10):519-22. PMID: 19081881.
[24] R. E. Zwartelé, P. G. M. Olsthoorn, R. G. Pöll, R. Brand, ve H. C. Doets, "Primary total hip arthroplasty with a flattened press-fit acetabular component in osteoarthritis and inflammatory arthritis: a prospective study on 416 hips with 6-10 years follow-up", *Arch. Orthop. Trauma Surg.*, c. 128, sy 12, ss. 1379-1386, Ara. 2008, doi: 10.1007/s00402-008-0731-6.
[25] I. R. Spears, M. Pfleiderer, E. Schneider, E. Hille, ve M. M. Morlock, "The effect of interfacial parameters on cup-bone relative micromotions. A finite element investigation", *J. Biomech.*, c. 34, sy 1, ss. 113-120, Oca. 2001, doi: 10.1016/s0021-9290(00)00112-3.
[26] I. R. Spears, M. Pfleiderer, E. Schneider, E. Hille, G. Bergmann, ve M. M. Morlock, "Interfacial conditions between a press-fit acetabular cup and bone during daily activities: implications for achieving bone in-growth", *J. Biomech.*, c. 33, sy 11, ss. 1471-1477, Kas. 2000, doi: 10.1016/s0021-9290(00)00096-8.
[27] T. V. Häller, C. Dora, P. Schenk, ve P. O. Zingg, "Occult periprosthetic fractures of the acetabulum in THA using an elliptic cup design have no adverse impact on outcome", *Acta Orthop. Belg.*, c. 87, sy 2, ss. 299-304, Haz. 2021.
[28] T. P. Sculco, "The acetabular component: an elliptical monoblock alternative", *J. Arthroplasty*, c. 17, sy 4 Suppl 1, ss. 118-120, Haz. 2002, doi: 10.1054/arth.2002.32690.
[29] K. A. Fehring, J. R. Owen, A. A. Kurdin, J. S. Wayne, ve W. A. Jiranek, "Initial stability of press-fit acetabular components under rotational forces", *J. Arthroplasty*, c. 29, sy 5, ss. 1038-1042, May. 2014, doi: 10.1016/j.arth.2013.10.009.
[30] E. W. Morscher, K. H. Widmer, H. Bereiter, R. Elke, ve R. Schenk, "[Cementless socket fixation based on the 'press-fit' concept in total hip joint arthroplasty]", *Acta Chir. Orthop. Traumatol. Cech.*, c. 69, sy 1, ss. 8-15, 2002.
[31] T. Tabata, N. Kaku, K. Hara, ve H. Tsumura, "Initial stability of cementless acetabular cups: press-fit and screw fixation interaction--an in vitro biomechanical study", *Eur. J. Orthop. Surg. Traumatol. Orthop. Traumatol.*, c. 25, sy 3, ss. 497-502, Nis. 2015, doi: 10.1007/s00590-014-1571-4.
[32] T. Tabata, N. Kaku, K. Hara, ve H. Tsumura, "Initial stability of cementless acetabular cups: press-fit and screw fixation interaction--an in vitro biomechanical study", *Eur. J. Orthop. Surg. Traumatol. Orthop. Traumatol.*, c. 25, sy 3, ss. 497-502, Nis. 2015, doi: 10.1007/s00590-014-1571-4.
[33] K. A. Fehring, J. R. Owen, A. A. Kurdin, J. S. Wayne, ve W. A. Jiranek, "Initial stability of press-fit acetabular components under rotational forces", *J. Arthroplasty*, c. 29, sy 5, ss. 1038-1042, May. 2014, doi: 10.1016/j.arth.2013.10.009.
[34] S. Ni, P. Luo, L. Guo, ve T. Jiang, "Are additional screws required for press-fit fixation of cementless acetabular cups? A systematic review and meta-analysis", *J. Orthop. Traumatol.*, c. 23, sy 1, s. 9, Şub. 2022, doi: 10.1186/s10195-022-00629-8.

[35] K. A. Fehring, J. R. Owen, A. A. Kurdin, J. S. Wayne, ve W. A. Jiranek, "Initial stability of press-fit acetabular components under rotational forces", *J. Arthroplasty*, c. 29, sy 5, ss. 1038-1042, May. 2014, doi: 10.1016/j.arth.2013.10.009.

[36] 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.

[37] S. K. Hwang, "Vascular injury during total hip arthroplasty: the anatomy of the acetabulum", *Int. Orthop.*, c. 18, sy 1, ss. 29-31, Şub. 1994, doi: 10.1007/BF00180175.

[38] W. H. Harris, "Traumatic arthritis of the hip after dislocation and acetabular fractures: treatment by mold arthroplasty. An end-result study using a new method of result evaluation", *J. Bone Joint Surg. Am.*, c. 51, sy 4, ss. 737-755, Haz. 1969.

[39] P. Söderman ve H. Malchau, "Is the Harris hip score system useful to study the outcome of total hip replacement?", *Clin. Orthop.*, sy 384, ss. 189-197, Mar. 2001, doi: 10.1097/00003086-200103000-00022.

[40] H. L. Hoeksma, C. H. M. Van Den Ende, H. K. Ronday, A. Heering, ve F. C. Breedveld, "Comparison of the responsiveness of the Harris Hip Score with generic measures for hip function in osteoarthritis of the hip", *Ann. Rheum. Dis.*, c. 62, sy 10, ss. 935-938, Eki. 2003, doi: 10.1136/ard.62.10.935.

[41] D. Çelik, C. Can, Y. Aslan, H. H. Ceylan, K. Bilsel, ve A. R. Ozdincler, "Translation, cross-cultural adaptation, and validation of the Turkish version of the Harris Hip Score", *Hip Int. J. Clin. Exp. Res. Hip Pathol. Ther.*, c. 24, sy 5, ss. 473-479, 2014, doi: 10.5301/hipint.5000146.

[42] J. J. Callaghan, S. H. Dysart, ve C. G. Savory, "The uncemented porous-coated anatomic total hip prosthesis. Two-year results of a prospective consecutive series", *J. Bone Joint Surg. Am.*, c. 70, sy 3, ss. 337-346, Mar. 1988.

[43] DeLee JG, Charnley J. Radiological demarcation of cemented sockets in total hip replacement. Clin Orthop Relat Res. 1976 Nov-Dec;(121):20-32. PMID: 991504.

[44] "Long Term Outcomes of Total Hip Replacement in Patients with Ankylosing Spondylitis", *JSM Arthritis*, c. 1, sy 3, Art. sy 3, Eyl. 2016, doi: 10.47739/1014.

[45] Zwartelé RE, Olsthoorn PG, Pöll RG, Brand R, Doets HC. Primary total hip arthroplasty with a flattened press-fit acetabular component in osteoarthritis and inflammatory arthritis: a prospective study on 416 hips with 6-10 years follow-up. Arch Orthop Trauma Surg. 2008 Dec;128(12):1379-86. doi: 10.1007/s00402-008-0731-6. Epub 2008 Aug 30. PMID: 18758793.

[46] D. F. Hamilton, P. Gaston, G. J. Macpherson, P. Simpson, ve N. D. Clement, "Nexus Evaluation Primary Trident II UNcemented shEll (NEPTUNE)", *Bone Jt. Open*, c. 4, sy 10, ss. 782-790, Eki. 2023, doi: 10.1302/2633-1462.410.BJO-2023-0052.

[47] Z. Fan *vd.*, "The prevalence of hip osteoarthritis: a systematic review and meta-analysis", *Arthritis Res. Ther.*, c. 25, s. 51, 2023, doi: 10.1186/s13075-023-03033-7.

[48] R. Crawford ve D. Murray, "Total hip replacement: indications for surgery and risk factors for failure", *Ann. Rheum. Dis.*, c. 56, sy 8, ss. 455-457, Ağu. 1997, doi: 10.1136/ard.56.8.455.

[49] O. Mohammad, S. Shaarani, A. Mohammad, ve S. Konan, "Patients' expectations surrounding revision total hip arthroplasty: a literature review", *Arthroplasty*, c. 6, s. 28, Haz. 2024, doi: 10.1186/s42836-024-00250-6.
[50] L. Savin *vd.*, "Updates on Biomaterials Used in Total Hip Arthroplasty (THA)", *Polymers*, c. 15, sy 15, s. 3278, Ağu. 2023, doi: 10.3390/polym15153278.
[51] Kothiyal, G.P., & Srinivasan, A. (Eds.). (2016). Trends in Biomaterials (1st ed.). Jenny Stanford Publishing. https://doi.org/10.1201/b19906
[52] B. M. Wroblewski ve P. D. Siney, "Charnley low-friction arthroplasty of the hip. Long-term results", *Clin. Orthop.*, sy 292, ss. 191-201, Tem. 1993.
[53] M. A. Ritter, P. M. Faris, E. M. Keating, ve G. Brugo, "Influential factors in cemented acetabular cup loosening", *J. Arthroplasty*, c. 7 Suppl, ss. 365-367, 1992, doi: 10.1016/s0883-5403(07)80025-8.
[54] C. S. Ranawat, A. S. Ranawat, ve V. J. Rasquinha, "Mastering the art of cemented femoral stem fixation", *J. Arthroplasty*, c. 19, sy 4 Suppl 1, ss. 85-91, Haz. 2004, doi: 10.1016/j.arth.2004.03.004.
[55] M. E. Torchia, R. A. Klassen, ve A. J. Bianco, "Total Hip Arthroplasty with Cement in Patients Less Than Twenty Years Old. Long-Term Results*", *JBJS*, c. 78, sy 7, s. 995, Tem. 1996.
[56] Rocha AC, Somerville LE, Moody PW, Lanting BA, Howard JL, Naudie DDR, McCalden RW, MacDonald SJ, Vasarhelyi EM. Cementless Versus Cemented Stems in Patients Aged 70 Years or Older Undergoing Total Hip Arthroplasty. J Arthroplasty. 2025 Aug;40(8S1):S250-S254. doi: 10.1016/j.arth.2025.02.008. Epub 2025 Feb 17. PMID: 39971208.
[57] G. Coden, C. Matzko, S. Hushmendy, W. Macaulay, ve M. Hepinstall, "Impact of Acetabular Implant Design on Aseptic Failure in Total Hip Arthroplasty", *Arthroplasty Today*, c. 7, ss. 60-68, Oca. 2021, doi: 10.1016/j.artd.2020.11.017.
[58] A. Gazendam, S. Ekhtiari, T. J. Wood, ve the Hamilton Arthroplasty Group, "Intermediate to Long-Term Outcomes and Causes of Aseptic Failure of an At-Risk Femoral Stem", *J. Bone Joint Surg. Am.*, c. 104, sy 10, ss. 896-901, May. 2022, doi: 10.2106/JBJS.21.00397.
[59] Goosen JH, Swieringa AJ, Keet JG, Verheyen CC. Excellent results from proximally HA-coated femoral stems with a minimum of 6 years follow-up: a prospective evaluation of 100 patients. Acta Orthop. 2005 Apr;76(2):190-7. doi: 10.1080/00016470510030562. PMID: 16097543.
[60] H. G. Lee *vd.*, "Aggravation of inflammatory response by costimulation with titanium particles and mechanical perturbations in osteoblast- and macrophage-like cells", *Am. J. Physiol. Cell Physiol.*, c. 304, sy 5, ss. C431-439, Mar. 2013, doi: 10.1152/ajpcell.00202.2012.
[61] W. H. Harris, "Wear and periprosthetic osteolysis: the problem", *Clin. Orthop.*, sy 393, ss. 66-70, Ara. 2001, doi: 10.1097/00003086-200112000-00007.
[62] Valle AG, Zoppi A, Peterson MG, Salvati EA. Clinical and radiographic results associated with a modern, cementless modular cup design in total hip arthroplasty. J Bone Joint Surg Am. 2004 Sep;86(9):1998-2004. doi: 10.2106/00004623-200409000-00019. PMID: 15342763.
[63] Y.-H. Kim, J.-S. Kim, S.-H. Oh, ve J.-M. Kim, "Comparison of porous-coated titanium femoral stems with and without hydroxyapatite coating", *J. Bone Joint*

Surg. Am., c. 85, sy 9, ss. 1682-1688, Eyl. 2003, doi: 10.2106/00004623-200309000-00005.
[64] P. R. Finkbone, E. P. Severson, M. E. Cabanela, ve R. T. Trousdale, "Ceramic-on-ceramic total hip arthroplasty in patients younger than 20 years", *J. Arthroplasty*, c. 27, sy 2, ss. 213-219, Şub. 2012, doi: 10.1016/j.arth.2011.05.022.
[65] Shah RP, Scolaro JA, Componovo R, Garino JP, Lee GC. Ceramic-on-ceramic total hip arthroplasty in patients younger than 55 years. J Orthop Surg (Hong Kong). 2014 Dec;22(3):338-41. doi: 10.1177/230949901402200314. PMID: 25550014.
[66] E. Adler, S. A. Stuchin, ve F. J. Kummer, "Stability of press-fit acetabular cups", *J. Arthroplasty*, c. 7, sy 3, ss. 295-301, Eyl. 1992, doi: 10.1016/0883-5403(92)90052-r.
[67] G. Antoniades, E. J. Smith, A. H. Deakin, S. C. Wearing, ve M. Sarungi, "Primary stability of two uncemented acetabular components of different geometry: hemispherical or peripherally enhanced?", *Bone Jt. Res.*, c. 2, sy 12, ss. 264-269, Ara. 2013, doi: 10.1302/2046-3758.212.2000193.
[68] S. R. Small, M. E. Berend, L. A. Howard, R. D. Rogge, C. A. Buckley, ve M. A. Ritter, "High initial stability in porous titanium acetabular cups: a biomechanical study", *J. Arthroplasty*, c. 28, sy 3, ss. 510-516, Mar. 2013, doi: 10.1016/j.arth.2012.07.035.
[69] K. Hasegawa, T. Kabata, Y. Kajino, D. Inoue, ve H. Tsuchiya, "Periprosthetic Occult Fractures of the Acetabulum Occur Frequently During Primary THA", *Clin. Orthop.*, c. 475, sy 2, ss. 484-494, Şub. 2017, doi: 10.1007/s11999-016-5138-z.
[70] T. V. Häller, C. Dora, P. Schenk, ve P. O. Zingg, "Occult periprosthetic fractures of the acetabulum in THA using an elliptic cup design have no adverse impact on outcome", *Acta Orthop. Belg.*, c. 87, sy 2, ss. 299-304, Haz. 2021.
[71] P. Nunag, A. H. Deakin, E. Oburu, ve M. Sarungi, "Two-year radiologic assessment of the Trident Peripheral Self-Locking cup using EBRA", *Hip Int. J. Clin. Exp. Res. Hip Pathol. Ther.*, c. 22, sy 5, ss. 511-515, 2012, doi: 10.5301/HIP.2012.9744.
[72] M. Baleani, R. Fognani, ve A. Toni, "Initial stability of a cementless acetabular cup design: experimental investigation on the effect of adding fins to the rim of the cup", *Artif. Organs*, c. 25, sy 8, ss. 664-669, Ağu. 2001, doi: 10.1046/j.1525-1594.2001.025008664.x.
[73] G. W. Stocks, M. A. Freeman, ve S. J. Evans, "Acetabular cup migration. Prediction of aseptic loosening", *J. Bone Joint Surg. Br.*, c. 77, sy 6, ss. 853-861, Kas. 1995.
[74] Schmalzried TP, Jasty M, Harris WH. Periprosthetic bone loss in total hip arthroplasty. Polyethylene wear debris and the concept of the effective joint space. J Bone Joint Surg Am. 1992 Jul;74(6):849-63. PMID: 1634575.
[75] X. Gao, M. Fraulob, ve G. Haïat, "Biomechanical behaviours of the bone–implant interface: a review", *J. R. Soc. Interface*, c. 16, sy 156, s. 20190259, Tem. 2019, doi: 10.1098/rsif.2019.0259.
[76] T. P. Schmalzried, M. Jasty, ve W. H. Harris, "Periprosthetic bone loss in total hip arthroplasty. Polyethylene wear debris and the concept of the effective joint space", *J. Bone Joint Surg. Am.*, c. 74, sy 6, ss. 849-863, Tem. 1992.

[77] A. L. Sew Hoy *vd.*, "The acetabular cement-bone interface in experimental arthroplasties in dogs", *Clin. Orthop.*, sy 155, ss. 231-243, 1981.
[78] H. C. Amstutz, P. Campbell, N. Kossovsky, ve I. C. Clarke, "Mechanism and clinical significance of wear debris-induced osteolysis", *Clin. Orthop.*, sy 276, ss. 7-18, Mar. 1992.
[79] D. H. Sochart, "Relationship of acetabular wear to osteolysis and loosening in total hip arthroplasty", *Clin. Orthop.*, sy 363, ss. 135-150, Haz. 1999.
[80] T. P. Schmalzried, D. Guttmann, M. Grecula, ve H. C. Amstutz, "The relationship between the design, position, and articular wear of acetabular components inserted without cement and the development of pelvic osteolysis", *J. Bone Joint Surg. Am.*, c. 76, sy 5, ss. 677-688, May. 1994, doi: 10.2106/00004623-199405000-00008.
[81] D. Hu, X. Yang, Y. Tan, M. Alaidaros, ve L. Chen, "Ceramic-on-ceramic versus ceramic-on-polyethylene bearing surfaces in total hip arthroplasty", *Orthopedics*, c. 38, sy 4, ss. e331-338, Nis. 2015, doi: 10.3928/01477447-20150402-63.
[82] Y. Fang ve X. Shang, "Comparison of Ceramic-on-Ceramic vs. Ceramic-on-Polyethylene for Primary Total Hip Arthroplasty: A Meta-Analysis of 15 Randomized Trials", *Front. Surg.*, c. 8, Ara. 2021, doi: 10.3389/fsurg.2021.751121.
[83] S. Simon *vd.*, "Rate- and Patient-Specific Risk Factors for Periprosthetic Acetabular Fractures During Primary Total Hip Arthroplasty Using a Press-Fit Cup", *J. Arthroplasty*, ss. S0883-5403(25)00593-5, May. 2025, doi: 10.1016/j.arth.2025.05.075.
[84] H. H. Yun, S. H. Cheon, J. T. Im, ve Y. Y. Koh, "Periprosthetic occult acetabular fracture: an unknown side effect of press-fit techniques in primary cementless total hip arthroplasty", *Eur. J. Orthop. Surg. Traumatol. Orthop. Traumatol.*, c. 31, sy 7, ss. 1411-1419, Eki. 2021, doi: 10.1007/s00590-021-02894-5.