

# Revizyon tipi kalça eklem protezi tasarımları: Geçmiş, günümüz ve gelecek

## Revision hip joint replacement designs: Past, present, and future

Osman Çimen<sup>1</sup>, Uğur Acıdemir<sup>2</sup>, Emre Yalbir<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Metin Sabancı Baltalimanı Kemik ve Eklem Hastalıkları Eğitim ve Araştırma Hastanesi, Ortopedi ve Travmatoloji Kliniği, İstanbul

<sup>2</sup>S.B.Ü. Gaziosmanpaşa Eğitim ve Araştırma Hastanesi, Ortopedi ve Travmatoloji Kliniği, İstanbul

Bu derlemenin amacı, güncel kalça protezi tasarımlarının biyomekanik özelliklerini ulusal eklem kayıt sistemlerinin sunduğu geniş kanıt düzeyiyle incelemek ve artan revizyon artroplastisi yükünün yönetiminde ortopedi cerrahlarına rasyonel bir çerçeve sunmaktır. Modern kalça artroplastisinde aşınma ve aseptik gevşeme sorunları; yüksek çapraz bağlı polietilen, antioksidan katkılı polietilenler ve dördüncü nesil seramik yüzeyler ile büyük oranda aşılmıştır. Azalan polietilen aşınmasına rağmen modüleritenin artması baş-boyun bileşkesinde korozyon (*trunionosis*) gibi yeni mekanik sorunları beraberinde getirmiştir. Geniş hacimli ulusal eklem kayıt sistemleri, instabilite yönetiminde *dual* mobilite sistemlerinin başarısını doğrularken; kemik stokunu korumayı hedefleyen kısa stem tasarımlarının, özellikle geniş kanallı (Dorr tip C) osteoporotik femurlarda, erken çökme (*subsidence*) ve periprotetik kırık riskini artırabileceğini bildirmektedir. Ayrıca masif kemik defektlerinin yönetiminde osteointegrasyonu artıran üç boyutlu baskılı yüksek poroziteli implantlar, revizyon cerrahisinde temel seçeneklerden biri hâline gelmiştir. Malzeme bilimi ve implant tasarımındaki gelişmeler uzun dönem sağkalım oranlarını artırmıştır. Nitekim, geliştirilen her yeni tasarım bir önceki sorunu çözerken, modüler korozyon veya kenar stresleri gibi yeni biyomekanik riskleri beraberinde getirmektedir. Bu doğrultuda, başarılı bir primer ve revizyon kalça artroplastisi için implant seçimi; hastanın kemik kalitesine, anatomisine ve fizyolojik beklentilerine göre bireyselleştirilmelidir.

**Anahtar sözcükler:** kalça protezi; protez tasarımı; revizyon kalça artroplastisi; biyomekanik; aşınma

The aim of this review is to examine the biomechanical properties of current hip prosthesis designs with the high level of evidence provided by national joint registries, and to present a rational framework for surgeons in managing the increasing burden of revision arthroplasty. In modern hip arthroplasty, wear and aseptic loosening problems have been largely overcome with highly cross-linked polyethylene, antioxidant-infused polyethylenes, and fourth-generation ceramic bearing surfaces. However, despite decreased polyethylene wear, increased modularity has introduced new mechanical issues such as corrosion at the head-neck junction (*trunionosis*). Large-volume national joint registries confirm the success of dual mobility systems in instability management, while demonstrating that short stem designs aiming to preserve bone stock may increase the risk of early subsidence and periprosthetic fractures, especially in wide-canal (Dorr Type C) osteoporotic femurs. Additionally, three-dimensional printed highly porous implants that enhance osseointegration have become a primary option in revision surgery for the management of massive bone defects. Advances in materials science and implant design have improved long-term survivorship rates. However, while every new design solves a previous problem, it introduces new biomechanical risks such as modular corrosion or edge loading. Therefore, for a successful primary and revision hip arthroplasty, implant selection must be individualized according to the patient's bone quality, anatomy, and physiological expectations.

**Key words:** hip prosthesis; prosthesis design; revision hip arthroplasty; biomechanics; wear

### Tarihsel Süreç ve Düşük Sürtünmeli Artroplastik Konsepti

Kalça artroplastisinin erken dönemlerinde uygulanan interpozisyon ve yüzey yenileme girişimlerinde kullanılan cam, polimetilmetakrilat ve erken dönem metal alaşım-

ları; kalça eklemindeki yüksek makaslama ve kompresif kuvvetler karşısında yetersiz kalmıştır.<sup>[1]</sup> Biyomekanik prensiplerin henüz tam anlaşılmadığı bu dönemde, zayıf materyal dayanıklılığı ve mekanik tespit eksikliği nedeniyle erken aşınma, implant kırığı ve aseptik gevşeme

İletişim / Contact: Doç. Dr. Osman Çimen • E-posta / E-mail: [osmancimen44@gmail.com](mailto:osmancimen44@gmail.com)

ORCID ID: Osman Çimen, 0000-0002-8001-8328 • Uğur Acıdemir, 0009-0006-1307-2398 • Emre Yalbir, 0009-0003-4557-5481

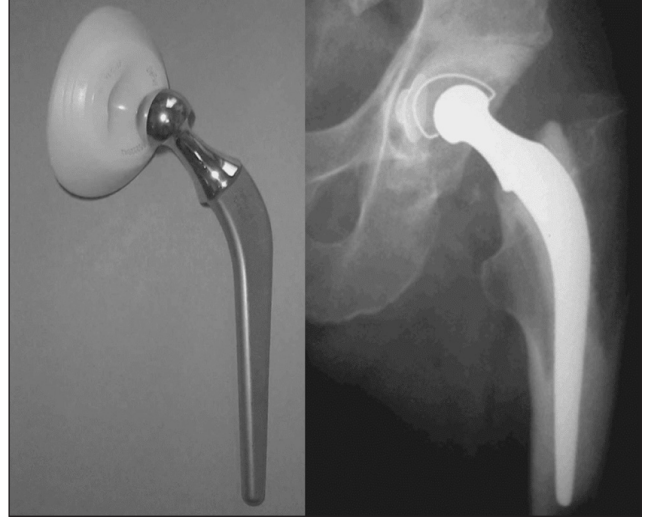
Geliş / Received: 4 Haziran 2026 • Revizyon / Revised: 11 Haziran 2026 • Kabul / Accepted: 25 Haziran 2026



**Şekil 1.** Austin Moore tipi hemiarthroplastik implantı. Stem proksimalde osteointegrasyonu teşvik etmek amacıyla tasarlanmış yapısal pencere izlenmektedir.

oranları belirgin şekilde yüksek seyretmiştir.<sup>[2]</sup> İçi boşluklu (pencereli) erken dönem metalik stem tasarımlarıyla osteointegrasyonu teşvik etme çabaları başlasa da bu ilk deneyimlerden elde edilen mekanik yetmezlikler; modern cerrahide başlangıç stabilitesinin ve aşınma direncinin, revizyonları önlemedeki kritik rolünü ortaya koymuştur (Şekil 1).

Modern kalça artroplastisinin temelini oluşturan “düşük sürtünme” konsepti, erken dönemdeki bu yüksek başarısızlık oranlarını çözmek amacıyla geliştirilmiştir. Asetabular komponent üzerindeki tork kuvvetlerini azaltmak için küçük çaplı femoral baş kullanılması, yük dağılımı için kemik çimentosu tercih edilmesi ve erken politetrafloroetilen tasarımlarındaki şiddetli enflamatuvar reaksiyonlar sonrasında ultra yüksek moleküler ağırlıklı polietilene geçilmesi bu dönemin en önemli adımlarıdır.<sup>[2]</sup> Nitekim çimentolu uygulamaların, genç ve aktif hasta grubundaki orta-uzun dönem izlemlerinde yüksek oranda aseptik gevşeme ve lokal kemik lizisi bildirilmiştir. İlk dönemlerde “çimento hastalığı” olarak tanımlanan bu klinik tablo, literatürde revizyon cerrahisi gereksinimini artıran majör bir başarısızlık nedeni olarak değerlendirilmiştir. Bununla birlikte, söz konusu patolojinin temelinde çimentonun kendisinden ziyade polietilen aşınma ürünlerine karşı gelişen yabancı doku reaksiyonunun yattığı anlaşılmıştır. Bu durum, daha genç ve aktif hasta gruplarında kemik stokunu korumayı hedefleyen ve biyolojik tespite olanak tanıyan çimentosuz implantların geliştirilmesine ve kullanımının giderek artmasına zemin hazırlamıştır. Her ne kadar küçük baş çapı çıkık riskini tam ortadan kaldıramasa da bu



**Şekil 2.** Charnley tipi düşük sürtünmeli total kalça protezinin makroskobik (sol) ve radyolojik (sağ) görünümü. Düşük sürtünme torku sağlayan küçük çaplı femoral başa sahip monoblok femoral stem ve sementasyon için tasarlanmış kalın polietilen asetabular komponent izlenmektedir.

dönemin günümüz ortopedi pratiğine en büyük katkısı “aşınma-osteoliz-aseptik gevşeme” patofizyolojisinin tanımlanması olmuştur.<sup>[2]</sup> Uzun dönem izlemlerde, yıllık polietilen aşınmasının 0,2 milimetre (mm)’yi aştığı durumlarda masif osteoliz oranlarının belirgin şekilde arttığı ve aşınmadaki her 1 mm’lik artışın asetabular komponent revizyon riskini %45 oranında yükselttiği saptanmıştır.<sup>[3]</sup> Böylece, aşınma ve partikül reaksiyonuna dayanan bu biyomekanik gerçeklik, günümüz modern revizyon yaklaşımının temelini oluşturmaktadır (Şekil 2).

## Taşıyıcı Yüzey İlişkili Revizyon Endikasyonları

### Metal-metal eklemler

Geleneksel polietilenin neden olduğu partikül aracılı osteoliz ve aseptik gevşeme riskini azaltmak amacıyla, geçmişte metal-metal (MoM) gibi sert artikülasyonlara (taşıyıcı yüzeylere) yönelim olmuştur.<sup>[2]</sup> Nitekim 1990’ların sonunda yaygınlaşan büyük çaplı MoM yüzey yenileme sistemleri, ortopedi pratiğinde şiddetli doku yıkımıyla karakterize, teknik açıdan zorlu ve yüksek oranda revizyon cerrahisi gereksinimi ile sonuçlanmıştır. Avustralya Ulusal Eklem Replasman Kayıt Sistemi (AOANJRR) 2025 yılı verileri, piyasadan çekilen spesifik büyük çaplı MoM implantlarında 15 yıllık kümülatif revizyon oranının %51,9 gibi yüksek seviyelere ulaştığını bildirmektedir.<sup>[4]</sup> Bu başarısızlığın temelinde yalnızca mekanik yetmezlik değil, metal iyon salınımına bağlı gelişen advers lokal doku reaksiyonu (ALTR) ve aseptik lenfosit zengin vaskülit ilişkili lezyonlar (ALVAL) yatmaktadır.<sup>[5]</sup> Söz konusu biyolojik reaksiyon spesifik olarak kobalt ve krom iyonlarının lokal salınımı sonucu ortaya çıkmakta olup bu iyonlara karşı



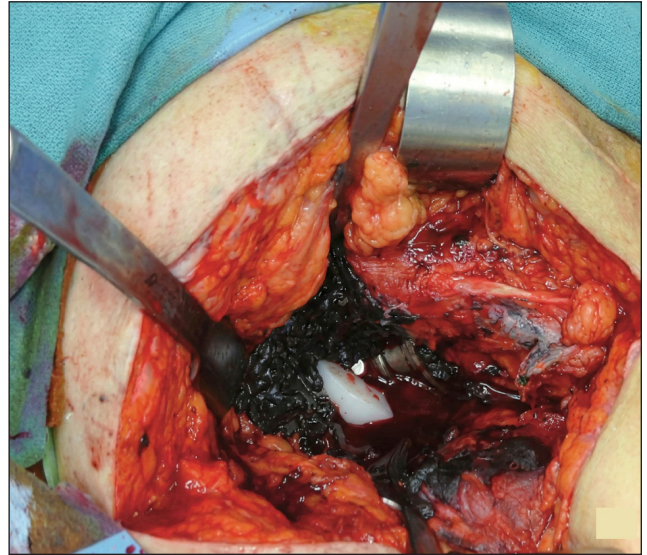
**Şekil 3.** Total kalça protezinde kullanılan temel taşıyıcı yüzey (artikülasyon) kombinasyonları. Soldan sağa sırasıyla; çimentosuz asetabular komponent içerisine yerleştirilmiş polietilen liner-metal baş, metal liner-metal baş ve seramik liner-seramik baş eşleşmeleri izlenmektedir.

gelişen lenfosit zengin aşırı duyarlılık ve makrofaj yanıtı şiddetli doku nekrozuna yol açmaktadır.<sup>[5]</sup>

Bununla birlikte, çıkık riskini azaltmak için kullanılan büyük çaplı metal femoral başlar, sürtünme torkunu ve trunyonu binen eğilme momentini artırarak baş-boyun bileşkesinde mekanik destekli aralık korozyonunu (*mechanically assisted crevice corrosion*, MACC) tetiklemiş ve bunun sonucunda *trunyonozis* adı verilen yeni nesil bir klinik revizyon endikasyonuna zemin hazırlamıştır. Günümüzde sıkışmayı önlemek ve eklem hareket açıklığını artırmak için trunyonların boyları kısaltılmış ve çapları inceltmiştir.<sup>[5]</sup> Buna karşın özellikle 9/10 mm gibi inceltmiş modern trunyon tasarımlarında eğilme direncinin azalması, büyük başların yarattığı artmış mekanik stresle birleştiğinde mikrohareket ve korozyon riskini dramatik şekilde tetiklemiştir.<sup>[6]</sup> Trunyonun yapısal ve mekanik bütünlüğünün korunduğu, şiddetli korozyon bulgularının izlenmediği trunyonozis kaynaklı revizyonlarda morbiditeyi artırmamak adına kemikle bütünleşmiş stemin yerinde bırakılarak, korozyonlu trunyon üzerine seramik baş ve titanyum adaptör (*sleeve*) kombinasyonunun uygulanması altın standart kurtarıcı yaklaşımdır.<sup>[5]</sup> Ancak ameliyat sırası değerlendirilmede, trunyonda korozyona bağlı ciddi bir deformasyon veya yapısal kayıp saptanırsa stem ne kadar iyi tespit edilmiş olursa olsun tamamen yenilenmesi zorunludur (Şekil 3,4).<sup>[5]</sup>

### Polietilen teknolojilerindeki yenilikler

Geleneksel polietilenin yol açtığı osteoliz kaskadını aşmak için geliştirilen yüksek çapraz bağlı polietilen (*highly cross-linked polyethylene*, HXLPE) teknolojisi, 20 yıllık izlemlerde revizyon oranlarını belirgin şekilde azaltmıştır.<sup>[7]</sup> Artan aşınma direnci, materyalin üçüncü cisim aşınmasına toleransını yükseltse de serbest radikalleri yok etmek amacıyla uygulanan ısı işlemleri (*remelting/annealing*) materyalin yorulma dayanımını



**Şekil 4.** Metal iyon ve korozyon debris salınımına sekonder olarak periprotetik dokularda gelişen ileri derece metallozis ve ALTR intraoperatif makroskobik görünümü. Yumuşak dokulardaki yaygın ve karakteristik siyah renk değişikliği, korozyon yıkımının ve yoğun metalik debris birikiminin doğrudan kanıtıdır.

ve kırılma tokluğunu düşürmüştür. Bu durum, özellikle büyük baş kullanımına bağlı ince asetabular liner tercih edilen olgularda “polietilen kenar (rim) kırığı” gibi yeni bir mekanik revizyon riskini beraberinde getirmektedir (Şekil 5).<sup>[8]</sup>

Yüksek çapraz bağlı polietilenin oksidasyona bağlı mekanik bozulmasını engellemek ve ısı işleminin yarattığı tokluk kaybını aşmak için antioksidan (E vitamini) katkılı yüksek çapraz bağlı polietilenler (*antioxidant-infused highly cross-linked polyethylene*, AOXLPE) kullanıma sunulmuştur. E vitamini, polietilen içindeki serbest radikalleri bağlayarak tokluğu düşüren yüksek ısı işlem gereksinimini ortadan kaldırmış; böylece hem oksidasyon



**Şekil 5.** Revizyon cerrahisi sırasında çıkarılmış 28 mm metalik femoral baş ve ileri derecede eksantrik aşınmaya sekonder katastrofik yetmezlik (rim kırığı) gelişmiş polietilen linerin makroskobik görünümü. İnce polietilen kullanımı ve kenar yüklenmesinin mekanik sonuçları izlenmektedir.

direncini hem de mekanik mukavemeti eş zamanlı olarak korumuştur.<sup>[9]</sup> Amerikan Eklem Replasman Kayıt Sistemi (AJRR) verilerinde, AOXLPE ile standart HXLPE arasında tüm nedenlere bağlı revizyon açısından henüz belirgin bir fark saptanmamış olsa da daha uzun izlemlili AOANJRR verileri, üçüncü yıldan itibaren AOXLPE grubunda aseptik gevşeme ve aşınma kaynaklı revizyonların anlamlı ölçüde daha düşük olduğunu göstermektedir.<sup>[4,10]</sup>

İnstabilite yönetiminde femoral baş çapının 36 mm ve üzerine çıkarılması sık başvurulan bir yöntemdir. Yüksek çapraz bağlı polietilen kullanımında büyük baş çapı, geleneksel polietilende görülen aksine masif hacimsel aşınmaya ve osteolize yol açmasa da AOANJRR analizleri, 36 mm baş kullanımının erken çıkık riskini azalttığını ancak sürtünme torkunu yükselterek uzun dönemde protez çevresi kırık ve aseptik gevşeme kaynaklı revizyon oranlarını artırdığını ortaya koymuştur.<sup>[8,11]</sup> Bu doğrultuda güncel veriler, metal-polietilen artikülasyonlarda 32 mm baş çapının uzun dönem sağkalım için optimal dengeyi sağladığını doğrulamaktadır.<sup>[4]</sup>

**Sert yüzeyler: Seramik ve alternatif seçenekler**

Eski nesil seramiklerde görülen implant kırığı riski, dördüncü nesil alümina matrisli kompozit (AMC) seramiklere geçişle birlikte büyük ölçüde elimine edilmiştir. Seramik yüzeylerin hidrofilik yapısı, bakteriyel adezyon ve biyofilm gelişimini azaltarak protez çevresi eklem enfeksiyonu oranlarını düşürmede belirgin üstünlük sağlamaktadır (Şekil 6,7).<sup>[12]</sup>



**Şekil 6.** Seramik liner kırığına sekonder olarak asetabular komponentte gelişen katastrofik aşınmanın intraoperatif makroskobik görünümü. Kırık sonrası eklem aralığına dağılan seramik partiküllerinin yarattığı şiddetli üçüncü cisim aşınması ve bozulan kinematik sonrası ortaya çıkan doğrudan metal teması nedeniyle asetabular metalik yapıda ileri derecede aşınma izlenmektedir.



**Şekil 7.** Total kalça artroplastisinde kullanılan seramik femoral baş komponentinin makroskobik görünümü (solda) ve konik trunyon bağlantı yuvası (sağda). (Yazarların kendi arşivinden).

Nitekim enfeksiyon ve aşınma kaynaklı revizyonlarda-ki bu net azalmaya karşın dördüncü nesil seramik eklemleşmede gıcırdama ve kenar yüklenmesi riskleri devam etmektedir. Tribolojik analizler, gıcırdamanın kuru temas koşullarında ve özellikle mikro-ayırışma (mikro-separasyon: femoral baş ile asetabuler liner arasındaki temasın anlık kaybı) anında gelişen kenar yüklenmeleri sonucunda ortaya çıktığını göstermiştir.<sup>[13]</sup> Gıcırdama insidansının, geçmişte doğrudan asetabuler komponentin hatalı dizilimi ile ilişkili olduğu düşünülse de güncel uzun dönem izlemler ve klinik çalışmalar bu durumun her zaman komponent oryantasyonu ile korele olmadığını ve çok faktörlü bir temele dayandığını göstermektedir.<sup>[14]</sup> Bununla birlikte, uygun cerrahi teknik ve titanyum kilitli liner kullanımı ile bu komplikasyon oranı %0,58 gibi düşük seviyelere indirilebilmektedir.<sup>[15]</sup> Ayrıca dördüncü nesil seramiklerde baş kırığı riski çok düşük seviyelere inmiş olsa da ameliyat sırasında linerin asetabuler yuvaya tam oturtulamamasına bağlı gelişen seramik liner kırıkları, revizyon gerektiren majör bir mekanik komplikasyon olarak önemini korumaktadır.<sup>[16]</sup>

Sert yüzey alternatifi olan oksitlenmiş zirkonyum başların 10 yıllık izlemlerinde, kobalt-krom başlara kıyasla genel implant sağkalımı açısından belirgin bir üstünlük saptanmamıştır. Yüzeyin şiddetli mekanik travmalarla çizilmesi hâlinde alttaki metalik zirkonyumun açığa çıkması ve polietilen aşınmasını kontrolsüz bir şekilde ivmelendirmesi temel biyomekanik riskidir. Buna karşın düşük iyon salınımı sağlaması nedeniyle metal duyarlılığı olan hastalarda ve trunyonozis riski yüksek revizyon olgularında rasyonel bir seçenek olmaya devam etmektedir.<sup>[17]</sup>

### Dual mobilite sistemleri

İnstabilite ve tekrarlayan çıkık nedeniyle yapılan revizyon cerrahilerinde, geçmişte kullanılan kısıtlayıcı liner yüksek aseptik gevşeme riskine karşı, günümüzde *dual* mobilite sistemleri altın standart hâline gelmiştir.<sup>[18]</sup> Etkin baş çapını artırarak instabilite riskini ortadan kaldırmayı hedefleyen bu sistemler, AJRR verilerine göre asetabuler instabilite revizyonlarının %34'ünde tercih edilmektedir.<sup>[10]</sup> Çift eklem yüzeyinin uzun dönemde polietilen aşınmasını artırmayacağına dair biyomekanik çekinceler, *dual* mobilite sistemlerinin tek hareketli sistemlere göre daha düşük hacimsel aşınma bildirdiği güncel analizlerle çürütülmüş olsa da, bu sistemlerin kendilerine has spesifik klinik riskler barındırdığı akıldan çıkarılmamalıdır.<sup>[19]</sup>

Nitekim güncel kayıt sistemi verileri ve çok merkezli çalışmalar, revizyon cerrahisinde *dual* mobilite kullanımının yeniden revizyon riskini kısıtlayıcı linerlara [risk oranı (*hazard ratio*, HR) = 2.43] ve konvansiyonel metal/seramik başlara kıyasla iki kattan fazla (HR= 2.05) azalttığını gös-

termiştir.<sup>[18]</sup> Bu sistemler, artmış atlama mesafesi ve sıkışmasız eklem hareket açıklığı sayesinde çıkık riskini en aza indirmektedir.<sup>[20]</sup>

*Dual* mobilite sistemlerinde karşılaşılan en spesifik mekanik sorunlardan ilki, femoral başın polietilen liner içinden sıyırılması olarak tanımlanan protez içi çıkıktır. Femoral boyun ile polietilen liner arasındaki kronik sıkışmaya bağlı olarak polietilenin tutucu kenarının aşınması ve yakalama mekanizmasını yitirmesi sonucu gelişen bu durum, majör bir mekanik yetmezliktir.<sup>[20]</sup> Ayrıca, *dual* mobilite sistemlerinin çıkıklarında bilinçsizce uygulanan kapalı redüksiyon manevraları sırasında baş-boyun kavşağında oluşan “şişe açacağı (*bottle-opener*)” etkisiyle iyatrojenik olarak da tetiklenebilen protezi içi çıkık, kapalı redüksiyon ile tedavi edilemeyen ve açık cerrahi revizyon gerektiren acil bir komplikasyondur.<sup>[20]</sup> İkinci ve daha sinsi sorun ise modüler *dual* mobilite sistemlerinde görülmektedir. Titanyum asetabular komponent içerisine Co-Cr liner yerleştirilerek oluşturulan bu tasarımlar, ek bir metal-metal arayüzü yarattığı için daha önce femoral tarafta tanımlanan mekanik destekli aralık korozyonu (MACC), toksik iyon salınımı ve trunyonozis benzeri korozyon risklerini asetabular bölgeye de taşımaktadır.<sup>[20]</sup> Buna ek olarak son derece sert olan Co-Cr linerin, ameliyat sırasındaki impaksiyonu esnasında titanyum yuvadaki mikroskobik deformasyonlar veya araya giren yumuşak doku nedeniyle tam oturtulamaması, bu tasarımlarda korozyon sürecini hızlandıran en önemli cerrahi zorluktur.<sup>[20]</sup>

Modüler *dual* mobilite sistemlerinde ortaya çıkan bu yıkıcı korozyon riskini ve ALTR kaynaklı revizyonları önlemek için mutlak bir klinik kural izlenmelidir: Modüler *dual* mobilite sistemleri, kobalt-krom başlar yerine mutlaka seramik femoral başlar ile kombine edilerek kullanılmalıdır (Şekil 8).<sup>[21]</sup> Ek olarak, AJRR 2024 verilerinde rutin primer elektif osteoartrit olgularında *dual* mobilite sistemleri kullanımının tüm nedenlere bağlı revizyon riskini artırdığı gösterilmiştir.<sup>[10]</sup> Bu nedenle *dual* mobilite sistemleri, standart bir primer cerrahi seçeneğinden ziyade; nöromüsküler defisiti olan, belirgin spinopelvik uyumsuzluğu bulunan veya hâlihazırda instabilite nedeniyle revizyona alınan yüksek riskli hasta gruplarına saklanmalıdır (Tablo 1).

### Femoral Stem Geometrileri

#### Kinematik restorasyon prensipleri

Total kalça artroplastisinde optimal klinik sonuçlar ve uzun dönemli implant sağkalımı, eklem kinematığının ve makro-biyomekanığının anatomik olarak yeniden inşasına bağlıdır. Femoral ofset, kollodialifer açısı ve bacak uzunluğunun hassas restorasyonu; abdükör kas kaldırıcını optimize etmek ve çıkık riskini azaltmak açısından kritik



**Şekil 8.** İnstabilite yönetiminde kullanılan Modüler dual mobilite sistemleri. Solda, poroz kaplamalı asetabular komponent içerisine kilitlenmiş modüler metal liner, hareketli polietilen yüzey ve seramik baş kombinasyonu izlenmektedir. Sağda ise vida deliklerine sahip poroz kaplamalı asetabular komponent, modüler metal liner, hareketli polietilen yüzey ve metal baş tasarımı görülmektedir.

**Tablo 1.** Güncel taşıyıcı yüzey (artikülasyon) seçeneklerinin biyomekanik profili

Taşıyıcı Yüzey (Artikülasyon)	Biyomekanik Avantaj ve Klinik Fayda	Majör Biyomekanik Risk ve Mevcut Kısıtlılıklar
<b>MoM</b> <sup>[4-6]</sup>	<ul style="list-style-type: none"> <li>Büyük çaplı metal femoral baş kullanımı</li> <li>Çıkık riskinde azalma</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>ALTR ve ALVAL reaksiyonları</li> <li>Toksik metal iyon salınımı</li> <li>Trunyozis (MACC) korozyonu</li> </ul>
<b>HXLPE</b> <sup>[7,8]</sup>	<ul style="list-style-type: none"> <li>Partikül osteolizine karşı yüksek direnç</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>Isıl işlemlere (<i>remelting/annealing</i>) bağlı azalan kırılma tokluğu</li> <li>İnce linerlarda polietilen kenar (rim) kırığı</li> </ul>
<b>AOXLPE</b> <sup>[4,9,10]</sup>	<ul style="list-style-type: none"> <li>Oksidasyon direnci ve mekanik mukavemetin eş zamanlı korunması</li> <li>Üçüncü yıldan itibaren azalan aseptik gevşeme ve aşınma kaynaklı revizyonlar</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>Standart HXLPE ile henüz belirgin bir klinik sağkalım farkı saptanmamış olması</li> </ul>
<b>AMC</b> <sup>[12-16]</sup>	<ul style="list-style-type: none"> <li>Hidrofilik yapı ile azalan bakteriyel adezyon ve biyofilm</li> <li>Aşınma kaynaklı revizyonlarda net azalma</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>Mikro-ayrışmada kenar yüklenmesi</li> <li>Gıcırda</li> <li>Ameliyat sırasında seramik liner kırığı</li> </ul>
<b>Oksitlenmiş zirkonyum baş</b> <sup>[17]</sup>	<ul style="list-style-type: none"> <li>Düşük iyon salınımı</li> <li>Metal duyarlılığı (<i>hipersensitivite</i>) olan hastalarda rasyonel seçenek</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>Şiddetli mekanik travmalarla çizilme</li> <li>Altta metalin açılarak polietilen aşınmasını ivmelendirmesi</li> </ul>
<b>Modüler dual mobilite</b> <sup>[10,18-21]</sup>	<ul style="list-style-type: none"> <li>Etkin baş çapında artış</li> <li>Artmış atlama mesafesi ile en aza indirgenmiş çıkık riski</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>Protez içi çıkık (şişe açacağı etkisi)</li> <li>Co-Cr liner kullanımında asetabular bölgede korozyon (MACC)</li> </ul>

ALVAL: Aseptik lenfositten zengin vaskülit ilişkili lezyonlar, AMC: Dördüncü nesil seramik, AOXLPE: Antioksidan katkılı PE, MoM: Metal-metal, HXLPE: Yüksek çapraz bağlı PE, MACC: Mekanik destekli aralık korozyonu.

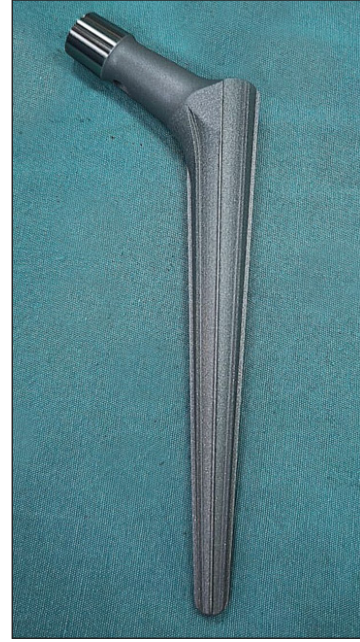
parametrelerdir.<sup>[2]</sup> Güncel implant tasarımlarında yer alan standart ve yüksek ofset boyun seçenekleri, bacak boyunu değiştirmeden femuru dışı taşımaya ve yumuşak doku dengesini sağlamaya olanak tanıyarak bu biyomekanik yetmezlikleri önlemektedir.<sup>[22]</sup> Bununla birlikte, yüksek ofset tasarımlarında artan femoral boyun uzunluğunun baş-boyun bileşkesindeki kaldıraç kolunu uzatarak, daha

önce detaylandırıldığı üzere trunyozis ve korozyon riskini belirgin şekilde artırdığı unutulmamalıdır. Bu nedenle, ameliyat öncesi planlamada ofset restorasyonu yapılırken, eklem stabilitesi ile mekanik yetmezlik riski arasındaki bu hassas biyomekanik denge mutlaka gözeteilmelidir.<sup>[5]</sup>

### Çimentolu ve çimentosuz femoral stemler

Kalça artroplastisinde çimentolu femoral stem tasarımları, yük aktarımı ve fiksasyon prensiplerine göre temelde iki ana biyomekanik felsefeye dayanır; şekil kilitli ve kuvvet kilitli tasarımlar.<sup>[2]</sup> Mat yüzeyli ve kompozit kiriş felsefesiyle üretilen şekil kilitli tasarımlar, stabiliteyi implantın geometrisine ve stem-çimento ile çimento-kemik arayüzlerindeki rijit fiksasyona dayandırır.<sup>[2]</sup> Bu felsefede kullanılan pürüzlü (mat) yüzeyler başlangıçta arayüz fiksasyon gücünü artırmayı hedeflese de arayüzde mikrohareket meydana geldiğinde çimento mantosu üzerinde yüksek derecede aşındırıcı bir etki yaratmakta ve bu durum uzun dönem takiplerde yüksek aseptik gevşeme oranlarıyla sonuçlanmaktadır.<sup>[23-25]</sup> Buna karşın, kuvvet kilitli (*force-closed/taper-slip*) fiksasyon felsefesine dayanan yani Exeter prensibini temsil eden parlak yüzeyli, yakalıksız konik-kama tasarımlar çimento ile rijit bir bağ kurmayı reddeder; bunun yerine implantın çimento mantosu içinde hafifçe aşağı kayarak kontrollü çökmeye uğraması ve konik yapısı sayesinde mantoya yeniden sıkıca oturması hedeflenir.<sup>[2,25]</sup> Biyomekanik açıdan bu kontrollü çökme mekanizmasının en temel fonksiyonu; arayüzdeki yıkıcı makaslama streslerini, çimentoya ve çevre kemiğe optimal yük dağılımı sağlayan radyal kompresif ve dairesel streslere dönüştürmesidir.<sup>[2]</sup> Stem yüzeyinin parlak olması, çimento mantosunda aşınma yaratmadan bu fizyolojik kayma-sıkışma hareketine izin verir ve bu mekanizma sayesinde parlak-konik tasarımlar, mat tasarımlara kıyasla özellikle aseptik gevşemeye karşı çok daha yüksek uzun dönem sağkalım oranları sunar. Bununla birlikte, kontrollü çökmeye dayanan bu kama mekanizmasının, anatomik şekil-kilitli tasarımlara kıyasla çimento mantosu ve korteks üzerinde yarılma kuvvetleri oluşturarak periprostetik kırık riskinde göreceli bir artışa yol açabileceği akıldan çıkarılmamalıdır.<sup>[23-25]</sup>

Femoral komponent tespit stratejisinin belirlenmesinde hastaya özgü faktörler ve geniş ölçekli sağkalım verileri rasyonel bir temelde sentezlenmelidir. Güncel eklem kayıt sistemi analizleri, özellikle 65 yaş ve üzeri hasta popülasyonunda, çimentolu stem tespitinin çimentosuz tasarımlara kıyasla ameliyat sonrası ve ameliyat sonrası protez çevresi kırık riskini anlamlı ölçüde azalttığını göstermektedir.<sup>[26]</sup> Nitekim AJRR güncel raporları, periprostetik kırıkların; kalça artroplastisi başarısızlıklarında giderek artan bir dalga olduğunu ve yaşlı hastalarda çimentolu stem kullanımının bu kırıkları önleyici majör bir rol oynadığını net bir şekilde ortaya koymaktadır.<sup>[10]</sup> Çimentosuz tespit tercih edilen olgularda ise proksimal geometrisi konik-kama olan tasarımlar; kanalı dolduran anatomik tasarımlara kıyasla daha düşük erken dönem aseptik gevşeme oranları sunmaktadır.<sup>[27]</sup> Konik-kama stemlerde yakalık entegrasyonu, aksiyal yükleri



**Şekil 9.** Çimentosuz tespit amacıyla tasarlanmış modern konik-kama femoral stemin makroskobik görünümü. İmplant yüzeyindeki pürüzlü yapı osseointegrasyon hedeflerken; stem boyunca uzanan longitudinal oluklar, medüller kanal içerisinde rotasyonel stabiliteyi artırmak ve press-fit tespiti desteklemek üzere tasarlanmıştır. (Yazarların kendi arşivinden).

proksimal medial kalkara transfer ederek implantın çökme eğilimini mekanik olarak sınırlandırmaktadır. Amerikan eklem replasman kayıt sistemi verileri, yakalıklı çimentosuz stemlerin erken çökme ve ameliyat sonrası femur kırığı riskini yakalıksız tasarımlara oranla üç kat azalttığını doğrulamaktadır.<sup>[28]</sup> Buna ek olarak, çimentosuz tespitte aşırı geniş omuzlu tasarımların kullanımı, stemin varus pozisyonunda femoral kanala erken oturması (angaje olması) nedeniyle ameliyat sonrası protez çevresi kırık riskini artırabilmektedir.<sup>[29]</sup> Kısacası, revizyon gerektiren majör kırık riskini en aza indirmek için yakalık destekli ancak ameliyat sırasında kanalı zorlamayacak uygun omuz tasarımları tercih edilmelidir (Şekil 9,10).<sup>[29]</sup>

### Kısa Stem Yaklaşımları

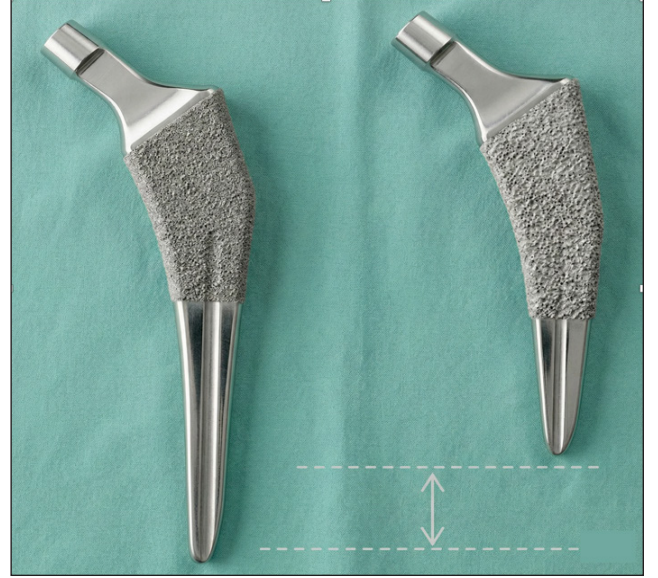
Yük aktarımını proksimal metafiz bölgesinde sınırlayarak proksimal güç kalkanı etkisi (*stress shielding*) riskini azaltmak amacıyla geliştirilen kısa stem tasarımları, proksimal kemik stokunu koruma avantajı sunmaktadır. Ayrıca, kavisli omuz geometrileri sayesinde direkt anterior yaklaşım gibi kas koruyucu minimal invaziv cerrahi teknikleriyle yüksek uyum göstermesi ve femoral hazırlık sırasında abdüktör hasarını en aza indirmesi, bu



**Şekil 10.** Proksimali biyolojik tespiti desteklemek amacıyla pürüzlü yüzey ile kaplanmış çimentosuz femoral stem tasarımı. Ok ile işaretlenen yaka eklentisi, aksiyel yükü proksimal medial kalkara aktararak stemin çökmesini, ameliyat sırasında ve sonrasında periprotetik kırık riskini sınırlamayı hedefler.

implantların güncel kullanım gerekçesini güçlendirmektedir.<sup>[30]</sup> Kayıt sistemi analizleri, kısa stemli implantların başarısızlığı durumunda, revizyon cerrahisinde yeniden standart boy primer stem kullanılabilme oranının (%58) geleneksel stem revizyonlarına kıyasla (%46) anlamlı derecede yüksek olduğunu ve bunun cerraha proksimal kemik koruması açısından teknik esneklik sağladığını göstermektedir.<sup>[31]</sup> Ayrıca, standart çimentosuz proksimal tespitli stemlerin ameliyat sırası protez çevresi kırık riskini artırdığı [olasılık oranı (*odds ratio*, OR)= 1,59], kısa stemlerin ise bu mekanik komplikasyon açısından daha güvenli bir profil sergilediği bildirilmiştir.<sup>[29]</sup>

Buna karşın metafizer tespit felsefesi her femoral morfoloji için uygun değildir. Kortikal incelmeyi belirginleştirdiği ve medüller kanalın genişlediği osteoporotik (Dorr tip C) femurlarda, kısa stemler yetersiz metafizer kemik stoku nedeniyle artmış çökme ve rotasyonel instabiliteye maruz kalmaktadır. Spesifik olarak, proksimal dolgunluğa güvenen geleneksel *fit-and-fill* tasarımlarının Dorr tip C femurlarda erken dönem çökme ve protez çevresi kırık riskini belirgin şekilde artırdığı; bu morfolojide stabilitenin sağlanması için konik-kama tespit felsefesinin tercih edilmesi gerektiği bildirilmiştir.<sup>[27]</sup> Nitekim biyomekanik konseptte konik-kama tasarımlar, Dorr tip C kemiklerde yükü sadece metafizer bölgeye hapsetmek yerine daha geniş bir alana dağıtarak kritik ara yüzlerdeki mikrohareketleri en aza indirmekte ve böylece steme bağlı majör komplikasyon riskini engellemektedir (Şekil 11).<sup>[27]</sup>



**Şekil 11.** Geleneksel uzunluktaki konik-kama çimentosuz femoral stem (solda) ile kısa stem (sağda) tasarımlarının karşılaştırmalı görünümü. Oklar, distal stem uzunluğundaki belirgin farkı işaret etmektedir. Kısa stemler, yük aktarımını proksimal metafizer bölgede tutarak *stress shielding* etkisini azaltmayı ve olası bir revizyon cerrahisi için kemik stokunu korumayı hedefler.

### Zorlu femoral revizyonlarda diyafizer tespit

Aseptik gevşemede, masif osteoliz veya protez çevresi kırıklar neticesinde proksimal femoral kemik desteğinin ileri derecede kayba uğradığı (Paprosky tip 2 ve 3) karmaşık revizyon olgularında, yük iletiminin sağlam distal diyafiz bölgesine yönlendirilmesi zorunludur. Bu amaçla uzun yıllar kullanılan yaygın poroz kaplı silindirik stemler, diyafizer bölgede osseointegrasyonu ve uzun dönem biyolojik fiksasyonu başarıyla elde etmelerine karşın önemli biyomekanik dezavantajlar barındırırlar.<sup>[2,32]</sup> Silindirik tasarımların distal stabilizasyon sağlayabilmesi için kanalı tamamen doldurması ve sıklıkla geniş çaplı olması gerekir.<sup>[2]</sup> Bir stemin rijitliği, çapının dördüncü kuvvetiyle orantılı olduğundan, bu geniş çaplı yapı implantın aşırı sertleşmesine yol açar; bu durum yükün fizyolojik olmayan bir şekilde doğrudan distale aktarılmasına, proksimal femurun yükten mahrum kalarak şiddetli *stress shielding* etkisine maruz kalmasına, kortikal atrofiye ve hastalarda uyluk ağrısına neden olur.<sup>[2]</sup>

Buna karşın, güncel revizyon cerrahilerinde tercih edilen yivli-konik tasarımlı stemler, medüller kanala bir kama gibi sıkışarak yerleşir ve bu konik formları sayesinde çökmeye karşı mükemmel bir aksiyel direnç ve eğilme mukavemeti sunar.<sup>[22]</sup> Yüzeylerindeki boylemsal yivler hem rotasyonel stabiliteyi artırır hem de biyolojik tutunma için pürüzlü bir zemin sağlar.<sup>[22]</sup> Ek olarak, yivli-konik revizyon stemlerinde sıklıkla kullanılan titanyum alaşımlarının elastikiyet modülü (yaklaşık 100 GPa), kortikal

kemiğe (yaklaşık 20 GPa) ve Co-Cr alaşımlarına (220 GPa) kıyasla çok daha yakındır.<sup>[22]</sup> Titanyumun kemiğe yakın bu esnekliği, konik tasarımla birleştiğinde stresin proksimal femura daha homojen dağıtılmasını sağlar; böylece silindirik tasarımlarda görülen *stress shielding* etkisi ve uyluk ağrısı riski biyomekanik olarak en aza indirgenir.<sup>[2,22]</sup> Ayrıca, bu uzun konik stemlerdeki ılımlı koniklik (2.5° ile 3° açılanma) kemik kaybını minimize edecek şekilde optimize edilmiştir.<sup>[22]</sup>

İyi tespit olmuş, kırılmış veya enfekte komponentlerin çevre kemik stokuna minimal hasar verilerek çıkarılması ve bozulmuş proksimal anatominin yeniden hazırlanabilmesi amacıyla uygulanan genişletilmiş trokanterik osteotomi, revizyon cerrahisinin temel yapı taşlarından biridir. Yapısal proksimal kemik defektlerinin biyolojik rekonstrüksiyonunda ise sıkıştırılmış kansellöz kemik greftlemesi ve çimentolu uzun stem kombinasyonu, femoral kemik stokunu yeniden inşa etmesi ve başarılı uzun dönem tespit sağlaması nedeniyle geçerliliğini sürdüren güçlü bir seçenektir (Şekil 12).<sup>[33,34]</sup>

Advers lokal doku reaksiyonları zemininde uygulanan revizyonlarda, şiddetli yumuşak doku yıkımı ve abdükör

mekanizma yetmezliği nedeniyle ameliyat sonrası instabilite riski oldukça yüksektir.<sup>[5]</sup> Özellikle Paprosky tipi kemik defektlerine eklenen abdükör yetmezliklerde, ek stabilizasyon sağlamak amacıyla *dual* mobilite sistemleri de mutlaka cerrahi planlamaya dâhil edilmelidir (Tablo 2).

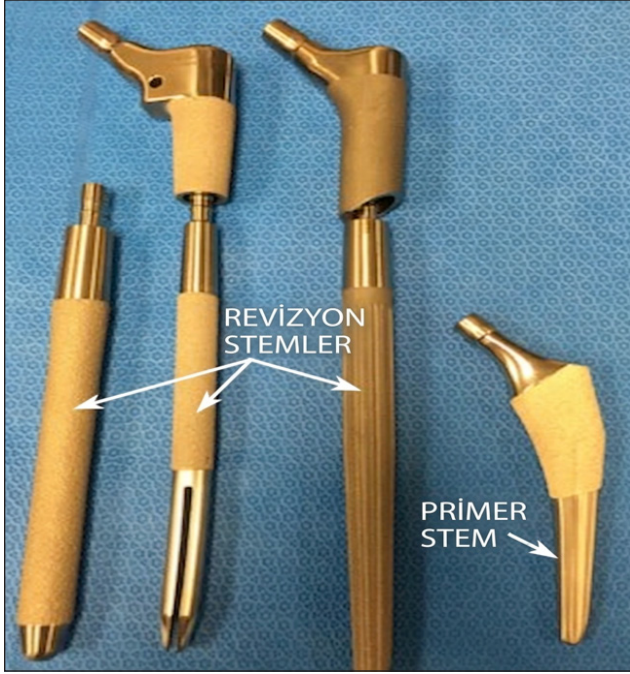
## Asetabular Fiksasyon ve Masif Defektlerin Yönetimi

### Asetabular komponent geometrisi

Çimentosuz asetabular komponentlerde osseointegrasyon başarısı, yüksek poroziteli yüzey mimarisinden önce makro-geometrik başlangıç stabilitesine (*press-fit*) bağlıdır. İdeal bir *press-fit* tespiti için asetabulumu son oyuncu çapından 1 milimetre (mm) daha büyük bir implant yerleştirilmesi, ekvatorial bölgede mekanik sıkışma sağlar ve erken kubbe teması riskini önleyerek çevresel tespiti destekler.<sup>[35]</sup> Poroz tantalum kaplamaların kullanıldığı revizyon olgularında da bu başlangıç stabilitesi prensibi geçerliliğini korumaktadır.<sup>[36]</sup> Vida delikleri, eklem sıvısı ve aşınma partiküllerinin protez çevresi kansellöz kemiğe geçişine izin vererek etkin eklem mesafesini genişletir ve artan hidrostatik basınç, protez çevresi osteoliz riskini yükseltir.

**Tablo 2.** Femoral stem tasarımları ve tespit yaklaşımları

Stem Tasarımı ve Fiksasyon Felsefesi	Biyomekanik Çalışma Prensibi ve Yük Aktarımı	Klinik Çıktı ve Karakteristik Özellikler
<b>Çimentolu: Şekil-kilitli</b> (Mat Yüzey) <sup>[2,23-25]</sup>	<ul style="list-style-type: none"> <li>Kompozit giriş felsefesi ve implant geometrisine dayalı stabilite</li> <li>Arayüzlerde rijit fiksasyon</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>Arayüzde mikro hareket ile çimento mantosunda aşındırıcı etki</li> <li>Yüksek aseptik gevşeme oranları</li> </ul>
<b>Çimentolu: Kuvvet-kilitli</b> (Parlak, Exeter) <sup>[2,10,26]</sup>	<ul style="list-style-type: none"> <li>Kontrollü çökme (<i>subsidence</i>)</li> <li>Makaslama streslerinin radyal kompresif ve dairesel (<i>hoop</i>) streslere dönüşümü</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>Aseptik gevşemeye karşı mükemmel uzun dönem sağkalım</li> <li>Kama/çökme mekanizması nedeniyle anatomik tasarımlara kıyasla artmış periprotetik kırık riski</li> </ul>
<b>Çimentosuz: Anatomik</b> ( <i>Fit-and-fill</i> ) <sup>[27]</sup>	<ul style="list-style-type: none"> <li>Kanalı dolduran tasarım</li> <li>Proksimal dolgunluğa güvenen yaklaşım</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>Geniş kanallı (Dorr tip C) osteoporotik femurlarda erken dönem çökme ve belirgin periprotetik kırık riski</li> </ul>
<b>Çimentosuz: Konik-kama</b> (Yakalıklı) <sup>[27,28]</sup>	<ul style="list-style-type: none"> <li>Yakalıklı (<i>collar</i>) entegrasyonu</li> <li>Aksiyal yüklerin proksimal medial kalkara transferi</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>Çökme eğiliminin mekanik olarak sınırlandırılması</li> <li>Yakalısız tasarımlara oranla üç kat azalmış ameliyat sonrası femur kırığı riski</li> </ul>
<b>Çimentosuz: Kısa stem</b> ( <i>Metafizer</i> ) <sup>[27,29-31]</sup>	<ul style="list-style-type: none"> <li>Yük aktarımının proksimal metafiz bölgesinde sınırlandırılması</li> <li>Proksimal <i>stress shielding</i> etkisinde azalma</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>Geniş kanallı (Dorr tip B ve C) osteoporotik femurlarda yetersiz metafizer kemik stoku nedeniyle artmış çökme ve revizyon riski</li> </ul>
<b>Revizyon: Silindirik</b> (Yaygın Poroz) <sup>[2,32]</sup>	<ul style="list-style-type: none"> <li>Yük iletiminin sağlam distal diyafiz bölgesine yönlendirilmesi</li> <li>Kanalın tamamen doldurulması</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>Geniş çaplı yapıya bağlı aşırı rijitlik</li> <li>Doğrudan distale aktarılan yük ile şiddetli <i>stress shielding</i> ve uyluk ağrısı</li> </ul>
<b>Revizyon: Yivli-konik</b> (Titanyum) <sup>[2,22]</sup>	<ul style="list-style-type: none"> <li>Kama sıkışması ve rotasyonel stabilite için yivler</li> <li>Titanyum alaşımlarının elastikiyet modülü (~100 GPa)</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>Stresin proksimal femura daha homojen dağıtılması</li> <li>Biyomekanik olarak en aza indirgenmiş <i>stress shielding</i> etkisi ve uyluk ağrısı riski</li> </ul>



**Şekil 12.** Yük aktarım prensiplerine göre primer ve revizyon femoral stem tasarımlarının karşılaştırmalı görünümü. En sağda, tespiti proksimal metafizer bölgede sağlamayı hedefleyen standart bir primer çimentosuz stem yer almaktadır. Orta ve sol bölümde ise; proksimal kemik desteğinin yetersiz olduğu durumlarda yükü diyafize aktarmak üzere tasarlanmış, boylamsal yivli ve modüler/yarıklı gibi farklı distal morfolojilere sahip revizyon stem seçenekleri izlenmektedir.

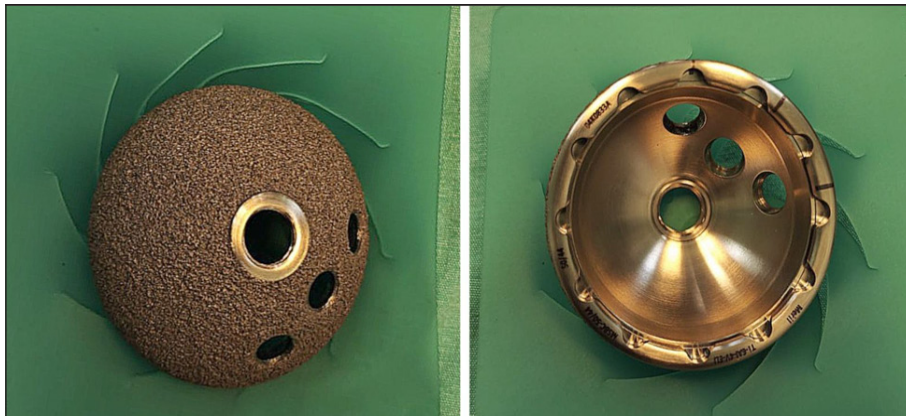
[2] Bu nedenle, yeterli başlangıç stabilitesinin sağlandığı standart olgularda osteoliz yolaklarını izole eden deliksiz komponentlerin kullanımı tercih edilmektedir. Buna karşın, Paprosky tip 2 ve 3 gibi yapısal defektli revizyon olgularında makroskobik stabiliteyi güvence altına almak için çoklu vida tespitine olanak tanıyan komponentler birincil endikasyondur.[37] Başlangıç stabilitesinin *press-fit* sağlanmadığı masif asetabular defektlerde (Paprosky tip 3A ve 3B) ise, kemik rekonstrüksiyonuna olanak tanıyan yüksek

poroziteli trabeküler augmentler ile desteklenmiş asetabular kafes sistemleri; anatomik rotasyon merkezini yeniden oluşturmada ve uzun dönem stabilite sağlamada geçerliliğini koruyan altın standart araçlardır (Şekil 13).[34,38]

### Asetabular masif defektlerde standart ve kişiye özel teknolojiler

Standart implantların, Paprosky tip 3 masif pelvik kemik defektlerinin yönetiminde ve anatomik restorasyonda yetersiz kaldığı durumlarda 3 boyutlu (3B) baskı (eklemeli imalat/*additive manufacturing*) teknolojisi kullanılmaktadır. Literatür, revizyon cerrahisinde kullanılan bu yüksek poroziteli 3B baskılı titanyum komponentlerin mükemmel bir kısa-orta dönem klinik sonuç vererek yaklaşık %95,5 oranında genel sağkalım sağladığını göstermektedir.[39] Bu teknoloji, kansellöz kemik mimarisini taklit eden yüksek poroziteli yüzeyler üreterek osteointegrasyon potansiyelini artırır.[39]

Yönlendirilmiş enerji biriktirme (*directed energy deposition*, DED) veya seçici lazer ergitme (*selective laser melting*, SLM) yöntemleriyle yekpare üretilen titanyum komponentler, eski nesil kaplamalarda görülen yüzeyden ayrılma riskini ortadan kaldırır. Özellikle DED teknolojisi, vakum ortamı gerektirmeden poroz yapıları doğrudan ana metal yüzeye lazer ile ergitip entegre ederek, kaplama ayrışması riskini azaltır ve uzun dönem mekanik bütünlüğü korur.[40] Klinik serilerde, yaklaşık %70 porozite ve ortalama 500 µm gözenek çapının osteointegrasyon için en uygun (optimal) morfolojiyi sunduğu bildirilmiştir.[35] Radyolojik izlemlerde, implant-kemik ara yüzündeki kutupsal mikro boşlukların altıncı aydan itibaren kemik yeniden şekillenmesiyle dolduğu gösterilmiştir.[40] Ayrıca, çıkarılmış implantların histolojik analizleri de 3B baskılı yüzeylerdeki osteointegrasyon hacminin konvansiyonel gözenekli yüzeylere kıyasla daha derin ve yüksek olduğunu (sırasıyla %63'e karşı %37 ortalama kemik tutunma alanı ile) doğrulamaktadır.[41]



**Şekil 13.** Biyolojik fiksasyonu (osseointegrasyon) maksimize etmek amacıyla yüksek poroziteli dış yüzey yapısına sahip ve gerektiğinde ilave mekanik tespit (vida) uygulamasına olanak tanıyan çimentosuz titanyum asetabular komponentin makroskobik görünümü.

Pelvik devamsızlığın eşlik ettiği masif asetabular defektlerde (Paprosky tip 3B) hastaya özgü tasarlanan modüler parçalı üç kanatlı (*triflange*) implantlar, anatomik rotasyon merkezinin restorasyonunda kullanılır.<sup>[42]</sup> Nitekim sonlu eleman analizleri, bu kompleks yapılarda yüksek aktivite yükleri altında stresin özellikle süperior kanattaki vida kilitleme bölgelerinde asimetrik olarak yoğunlaştığını ortaya koymuştur.<sup>[42]</sup> İmplant-kemik arayüzündeki mikro hareketin, osteoporotik kemikte şiddetli yüklenmeler altında osseointegrasyon için kritik eşik olan  $40 \mu\text{m}'\text{yi}$  aşarak  $131 \mu\text{m}'\text{ye}$  kadar çıkabildiği saptanmıştır.<sup>[42]</sup> Bu biyomekanik kısıtlılık, osteoporotik kemiğe sahip revizyon olgularında erken dönemde sıkı bir kısmi yük verme protokolü uygulanmasını ve osseointegras-

yon radyolojik olarak doğrulanana kadar implant arayüzündeki makaslama kuvvetlerini artıracak yüksek etkili aktivitelerden kaçınılmasını gerektirir (Şekil 14).<sup>[42]</sup>

Özetle, anatominin bozulduğu karmaşık revizyon olgularında 3B baskı teknolojileri, temel makro-biyomekanik prensiplerin uygulanabilmesine hizmet etmektedir.<sup>[42]</sup> Tüm bu teknolojik ilerlemelere rağmen yüksek poroziteli yeni nesil trabeküler yüzeylerin veya hastaya özgü implantların uzun dönem osteointegrasyon başarısı mucizevi bir yüzey üretiminden ziyade; temel olarak cerrahın doğru ofset restorasyonu ile abdütör momenti optimize etmesine ve makroskobik düzeyde yeterli başlangıç (*press-fit*) stabilitesini sağlamasına bağlıdır.<sup>[41,42]</sup> İlave vida kullanım gereksinimini ortadan kaldırarak eklem sıvısı geçişine bağ-



**Şekil 14.** Masif asetabular kemik defektlerinin yönetimde biyolojik ve mekanik tespiti birleştiren hibrit rekonstrüksiyon seti. Görselde sırasıyla; pelvik anatomik yük aktarımını mekanik olarak köprülemek üzere tasarlanmış solid yüzeyli kanatlı asetabular revizyon kafesleri (sol üst), defekt restorasyonunda osteointegrasyon hedefleyen yüksek poroziteli trabeküler augmentler ve vida stresini dağıtan rondelarlar (sağ, orta ve alt) izlenmektedir.

**Tablo 3.** Paprosky sınıflamasına göre asetabular kemik defekti yönetimi

Paprosky Asetabular Defekt Tipi	Asetabular Morfoloji ve Stabilite Durumu	Önerilen Komponent ve Rekonstrüksiyon Stratejisi
<b>Standart primer ve tip 1</b> <sup>[2,35]</sup>	<ul style="list-style-type: none"> <li>Yeterli başlangıç stabilitesinin sağlandığı standart olgular</li> </ul>	<p><b>Deliksiz (solid) komponentler:</b></p> <ul style="list-style-type: none"> <li>Eklem sıvısının osteoliz yolağına geçişinin izolasyonu</li> <li>Son oyuncu çapından 1 mm daha büyük implant yerleştirilmesi ile çevresel tespit</li> </ul>
<b>Paprosky tip 2 ve tip 3</b> <sup>[37]</sup>	<ul style="list-style-type: none"> <li>Yapısal defektli revizyon olguları</li> <li>Makroskobik stabiliteyi güvence altına alma gereksinimi</li> </ul>	<p><b>Çoklu vida (multi-hole) komponentleri:</b></p> <ul style="list-style-type: none"> <li>Çoklu vida tespitine olanak tanıyan komponentlerin birincil endikasyon olması</li> </ul>
<b>Paprosky tip 3a ve tip 3b</b> <sup>[34,38-40]</sup>	<ul style="list-style-type: none"> <li>Başlangıç stabilitesinin (<i>press-fit</i>) sağlanmadığı masif asetabular defektler</li> </ul>	<p><b>Trabeküler augmentler + Asetabular kafes sistemleri:</b></p> <ul style="list-style-type: none"> <li>Anatomik rotasyon merkezini yeniden oluşturma ve uzun dönem stabilite</li> </ul>
<b>Paprosky tip 3b + pelvik devamsızlık</b> <sup>[42]</sup>	<ul style="list-style-type: none"> <li>Pelvik devamsızlığın eşlik ettiği masif asetabular defektler</li> </ul>	<p><b>Modüler parçalı (split-type) triflange implantlar:</b></p> <ul style="list-style-type: none"> <li>Hastaya özgü tasarım</li> <li>Süperior flanştaki asimetrik stres yoğunlaşması nedeniyle kısıtlı yük verme gereksinimi</li> </ul>

lı osteoliz riskini sınırlayan deliksiz makro-geometrilere, bu tasarımların nihai odak noktasını oluşturmaktadır.<sup>[2]</sup> Bu bağlamda, kusursuz başlangıç stabilitesine sahip yekpare komponentlerin, karmaşık revizyon kalça artroplastisi pratiğinde giderek daha evrensel bir standart hâline gelmesi öngörülmektedir (Tablo 3).<sup>[40]</sup>

### Enfeksiyon Kontrolünde Aktif Yüzey Modifikasyonları

Protez çevresi eklem enfeksiyonu, revizyon kalça artroplastisinin temel komplikasyonlarından biridir. Güncel implant yüzey teknolojileri, bakteriyel tutunmayı sınırlayarak bu riski yönetmeye odaklanmaktadır. Bakteriler ile konak osteoblast hücreleri arasındaki yüzeye tutunma rekabetinde gümüş entegreli aktif titanyum kaplamaların, osteointegrasyonu korurken biyofilm gelişimine karşı direnci artırdığı bildirilmiştir.<sup>[43]</sup> Bununla birlikte, iyot destekli yüzey modifikasyonlarının da sitotoksosite yaratmadan mükemmel antibakteriyel aktivite gösterdiği ve enfeksiyon riski yüksek revizyon olgularında güvenle kullanılabileceği klinik olarak gösterilmiştir.<sup>[44]</sup>

Buna ek olarak, implant yüzeyine ameliyat sırasında uygulanan ve lokal yüksek doz antibiyotik salınımı sağlayan koruyucu antibakteriyel kaplama (*defensive antibacterial coating*) isimli emilebilir antibakteriyel hidrojel kaplamaların, implantın mekanik tespitini bozmadan yüksek riskli çimentosuz revizyon olgularında, yalnızca yeniden enfeksiyon oranlarını değil aynı zamanda aseptik gevşeme riskini de anlamlı ölçüde azalttığı gösterilmiştir.<sup>[45]</sup>

### Dijital Teknolojiler ve Gelecek Biyomekanik Tasarım Yönelimleri

Kalça artroplastisinde cerrahi planlamayı ve komponent yerleşimini en uygun duruma getirmek amacıyla bilgisayar destekli navigasyon ve robotik sistemlerin kullanımı artmaktadır. Ulusal kayıt sistemi verilerinde bu teknolojilerin, uzun dönem implant sağkalımı üzerindeki etkisi konvansiyonel yöntemlere göre henüz istatistiksel bir fark göstermemiş olsa da robotik sistemlerin ofset ve bacak boyu restorasyonundaki tutarlılığının, instabilite kaynaklı erken revizyon riskini azalttığı bildirilmiştir.<sup>[46]</sup> Nitekim güncel kohort analizleri, robotik yardımcı cerrahilerin, hastaların klinik olarak anlamlı minimal farka ulaşma süresini konvansiyonel tekniklere kıyasla yaklaşık %33 oranında kısalttığını ve fonksiyonel iyileşmeyi hızlandırdığını ortaya koymuştur.<sup>[46]</sup>

Cerrahi ergonomiyi destekleyen donanımsal çözümlerden biri olan "otomatik impaktör" sistemleri de femoral hazırlık sırasında çekikleme kuvvetini standardize etmeyi hedefler. Bu sistemlerin, femoral komponentin kanala tam oturmasını destekleyerek ameliyat sırasındaki protez çevresi kırık riskini ve erken çökme ihtimalini azaltma potansiyeli taşıdığı belirtilmektedir.<sup>[47]</sup> Özellikle çimentosuz konik-kama stemlerin impakte edilmesi sırasında oluşan tepe kuvvetleri ve dairesel stresleri mekanik olarak dengeleyen bu sistemler, cerrahın fiziksel yorgunluğundan bağımsız olarak güvenli bir tespit eşliği sunar.<sup>[47]</sup>

## SONUÇ

Kalça protezi tasarımları, Sir John Charnley'nin düşük sürtünme prensibinden; günümüzün 3B baskı teknolojiyle üretilen yüksek poroziteli trabeküler yüzeylerine, geleneksel polietilenlerden; dördüncü nesil alümina matris kompozit seramiklere uzanan rasyonel bir gelişim eğrisi izlemiştir. Biyomateryal alanındaki bu teknolojik ilerlemeler, artan revizyon artroplastisi yükünün hafifletilmesini hedeflemektedir. Buna ek olarak; 3B baskılı trabeküler implantların, robotik sistemlerin ve modüler *dual* mobilite tasarımlarının maliyet yükü göz önüne alındığında; bu ileri teknolojilerin rutin kullanımdan ziyade kesin endikasyonu olan komplike ve yüksek riskli revizyon olgularına saklanması sağlık ekonomisi açısından daha yerinde bir yaklaşım olur.<sup>[48]</sup>

Bununla birlikte, geniş ölçekli ulusal eklem kayıt sistemlerinin uzun dönemli verileri; geliştirilen her yeni tasarımın bir önceki mekanik sorununu çözerken, beraberinde modüler korozyon, polietilen kenar kırığı veya kenar yüklenmesi gibi yeni biyomekanik risk profilleri getirdiğini göstermektedir.<sup>[5,8,49]</sup> Bu doğrultuda, ileri yüzey ve imalat teknolojilerinden bağımsız olarak, implant sağkalımını belirleyen yegane unsurun klasik makro-biyomekanik prensiplere ve kusursuz cerrahi tekniğe bağlı olduğu akıldan çıkarılmamalıdır. Kalça artroplastisinin geleceği; hastaya özgü kemik kalitesinin, proksimal femoral morfolojinin ve spinopelvik kinematik rasyonel şekilde analiz edilerek implant seçiminin tamamen bireyselleştirildiği kanıta dayalı bir yaklaşıma dayanmaktadır.

## KAYNAKLAR

- Gomez PF, Morcuende JA. Early attempts at hip arthroplasty: 1700s to 1950s. *Iowa Orthop J* 2005;25:25-9.
- Learmonth ID, Young C, Rorabeck C. The operation of the century: Total hip replacement. *Lancet* 2007;370:1508-19. [Crossref](#)
- Sochart DH. Relationship of acetabular wear to osteolysis and loosening in total hip arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res* 1999;363:135-50. [Crossref](#)
- Lewis PL, Gill DRJ, McAuliffe MJ, Stoney JD, Vertullo CJ, Wall CJ, et al. Hip, Knee and Shoulder Arthroplasty: 2025 Annual Report. Australian Orthopaedic Association 2025. [Crossref](#)
- Hamid MBA, Younis Z, Islam MS-U, Hamed A, Kashani A, Mannan M, et al. Trunnionosis After Total Hip Arthroplasty: A Review of the Etiology, Diagnosis, and Management. *Cureus* 2025. [Crossref](#)
- Kobayashi K, Kidera K, Shiraishi K, Okazaki N, Chiba K, Yonekura A, et al. High risk of elevated metal concentrations with 9/10-mm stem trunnions and highly cross-linked polyethylene grafted with poly (2-methacryloyloxyethyl phosphorylcholine) in total hip arthroplasty. *J Orthop Surg Res* 2023;18:24. [Crossref](#)
- Devane PA, Horne JG, Chu A, Stanley J. A randomized prospective double-blind trial comparing highly cross-linked with conventional polyethylene in total hip arthroplasty: Results at a minimum follow-up of 20 years. *Bone Joint J* 2025;107-B:22-31. [Crossref](#)
- Langlois J, Hamadouche M. Recent update on crosslinked polyethylene in total hip arthroplasty. *SICOT J* 2020;6:13. [Crossref](#)
- Lewis PL, Campbell DG, Du P, Oekey E, Steiger RND, Smith PN. Association of antioxidant-added highly cross-linked polyethylene on revision risk: A registry-based study of 198,073 total hip replacements from the Australian Orthopaedic Association National Joint Replacement Registry between 2014 and 2023. *Acta Orthop* 2026;97:28-34. [Crossref](#)
- Carender CN, Hegde V, Levine BR, 3rd JIH, Cohen-Rusenblum A. Highlights of the 2024 American Joint Replacement Registry Annual Report. *Arthroplast Today* 2025;33:101727. [Crossref](#)
- Wallace DT, Whitehouse SL, Du P, Wall CJ, Crawford RW. Does a 36-mm Head Increase Cumulative Revision Rate in Total Hip Arthroplasty When Compared to a 32-mm Head? A Study From the Australian Orthopaedic Association National Joint Replacement Registry. *J Arthroplasty* 2026;41:1204-14.e6. [Crossref](#)
- Perka C, Mohaddes M, Zagra L, Ekkernkamp A, Keller N, Stengel N. May the 4th be with you: Mixed-methods best-evidence synthesis on 4th-generation alumina-zirconia ceramic bearings in total hip arthroplasty. *EFORT Open Rev* 2024;9:632-45. [Crossref](#)
- Schroeder S, Gaedeke L, Hariri M, Bormann T, Weiss M, Kretzer JP, et al. Ceramic-Ceramic Hip Implants: Investigation of Various Factors Associated with Squeaking. *Lubricants* 2024;12:438. [Crossref](#)
- Taniguchi K, Quacinella M, Barlow B. Squeaking Is Common and Increases Over Time Among Patients With Long-term Follow-up After Ceramic-on-ceramic THA. *Clin Orthop Relat Res* 2021;479:736-44. [Crossref](#)
- Ozden VE, Dikmen G, Karaytug K, Tozun İR. Midterm Results of Total Hip Arthroplasty Using a Delta Ceramic Liner with a Titanium Taper Locking Band. *Clin Orthop Surg* 2025;17:53-61. [Crossref](#)
- Abdelghafour KM, Jaques A, Shah N. Ceramic-on-ceramic bearings: Can we avoid the complications? Long-term outcomes of big head CoC bearings in primary total hip arthroplasty. *Eur J Orthop Surg Traumatol* 2025;35:80. [Crossref](#)
- Buckner BC, Urban ND, Cahoy KM, Lyden ER, Deans CF, Garvin KL. Long-term polyethylene wear rates and clinical outcomes of oxidized zirconium femoral heads on highly cross-linked polyethylene in total hip arthroplasty. *Bone Joint J* 2024;106-B:38-43. [Crossref](#)
- Khatod M, Chan PH, Prentice HA, Fasig BH, Paxton EV, Reddy NC. Dual-Mobility Articulations in Revision Total Hip Arthroplasty: A Comparison with Metal or Ceramic on Highly Cross-Linked Polyethylene and Constrained Articulations. *J Bone Joint Surg Am* 2024;106:2313-21. [Crossref](#)

19. Gigante AP, Senarighi M, Ciccullo C, Berardinis LD, Farinelli L. Reduced polyethylene wear in dual mobility versus single mobility hip implants: Results from quantitative and qualitative scanning electron microscopy analysis. *J Exp Orthop* 2025;12:e70177. [Crossref](#)
20. Moghnie A, Tigani D, Consoli A, Castiello E, Ganci M, Amendola L. Modular dual mobility articulation in primary and revision hip arthroplasty: Lights and shadows. *J Orthop Surg Res* 2023;18:278. [Crossref](#)
21. Chalmers BP, Mangold DG, Hanssen AD, Pagnano MW, Trousdale RT, Abdel MP. Uniformly low serum cobalt levels after modular dual-mobility total hip arthroplasties with ceramic heads: A prospective study in high-risk patients. *Bone Joint J* 2019;101-B:57-61. [Crossref](#)
22. Siddiqi A, Dayton S, Yousuf KM, Chen AF. Cementless Femoral Stems in Primary Total Hip Arthroplasty. *J Orthop Exp Innov* 2025;6. [Crossref](#)
23. Hoskins W, Van Bavel D, Lorimer M, Steiger RN. 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* 2018;33:1472-6. [Crossref](#)
24. Crowninshield RD, Jennings JD, Laurent ML, Maloney WJ. Cemented Femoral Component Surface Finish Mechanics. *Clin Orthop Relat Res* 1998;355:90-102. [Crossref](#)
25. Middleton RG, Howie DW, Costi K, Sharpe P. Effects of Design Changes on Cemented Tapered Femoral Stem Fixation. *Clin Orthop Relat Res* 1998;355:47-56. [Crossref](#)
26. Josefsson A, Axenhus M, Itayem R, Mukka S, Magnéli M. Reduced periprosthetic fracture rate for a cemented anatomical versus a tapered polished stem in hip arthroplasty: A 6-year follow-up of a prospective observational cohort study. *J Exp Orthop* 2025;12:e70243. [Crossref](#)
27. Lee KH, Hung YT, Chang CY, Wang JC, Tsai SW, Chen CF, et al. The cementless taper wedge vs. fit-and-fill stem in primary total hip arthroplasty: Risk of stem-related complication differs across Dorr types. *Arch Orthop Trauma Surg* 2024;144:2839-47. [Crossref](#)
28. Neitzke CC, Bhowmik-Stoker M, Faizan A, Gililland JM, Westrich GH, Calendine CL, et al. Threefold Decrease in Early Periprosthetic Femur Fracture Risk With a Modern, Triple-Tapered, Noncemented, Collared Stem: An American Joint Replacement Registry Study. *J Am Acad Orthop Surg* 2026;34:e860-5. [Crossref](#)
29. Kim JT, Park JW, Go JJ, Jung SH, Park B, Lee Y-K. What features of stem increase the risk of intraoperative femoral fracture during cementless primary hip arthroplasty? *Arch Orthop Trauma Surg* 2024;144:3369-78. [Crossref](#)
30. Dietrich M, Kabelitz M, Dora C, Zingg PO. Perioperative Fractures in Cementless Total Hip Arthroplasty Using the Direct Anterior Minimally Invasive Approach: Reduced Risk With Short Stems. *J Arthroplasty* 2018;33:548-54. [Crossref](#)
31. Rilby K, Van Veghel MHW, Mohaddes M, van Steenberghe LN, Lewis PL, Kärrholm J, et al. Do Cumulative Revision Rate and First-time Re-revision Rate Vary Between Short and Standard Femoral Stem Lengths? A Multinational Registry Study. *Clin Orthop Relat Res* 2025;483:1010-9. [Crossref](#)
32. Meneghini RM, Hallab NJ, Berger RA, Jacobs JJ, Paprosky WG, Rosenberg AG. Stem diameter and rotational stability in revision total hip arthroplasty: A biomechanical analysis. *J Orthop Surg Res* 2006;1:5. [Crossref](#)
33. Gie G, Linder L, Ling R, Simon JP, Slooff TJ, Timperley AJ, et al. Impacted cancellous allografts and cement for revision total hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg Br* 1993;75-B:14-21. [Crossref](#)
34. Hao L, Zhang Y, Bian W, Song W, Li K, Wang N, et al. Standardized 3D-printed trabecular titanium augment and cup for acetabular bone defects in revision hip arthroplasty: A mid-term follow-up study. *J Orthop Surg Res* 2023;18:521. [Crossref](#)
35. Familiari F, Barone A, De Gori M, Banci L, Palco M, Simonetta R, et al. Short- to Mid-Term Clinical and Radiological Results of Selective Laser Melting Highly Porous Titanium Cup in Primary Total Hip Arthroplasty. *J Clin Med* 2024;13:969. [Crossref](#)
36. Argyropoulou E, Sakellariou E, Galanis A, Karampinas P, Rozis M, Koutas K, et al. Porous Tantalum Acetabular Cups in Primary and Revision Total Hip Arthroplasty: What Has Been the Experience So Far?-A Systematic Literature Review. *Biomedicines* 2024;12:959. [Crossref](#)
37. Shaarani SR, Jaibaji M, Yagmour KM, Vles G, Haddad FS, Konan S, et al. Early clinical and radiological outcomes of the new porous titanium shell in combination with locking screw in revision total hip arthroplasty. *Arthroplasty* 2023;5:24. [Crossref](#)
38. El Ghazawy AK, Bassiony AA, Abdelazim H, Gameel S. Acetabular revision using trabecular titanium (Delta TT) revision cups: A retrospective case series. *SICOT J* 2022;8:49. [Crossref](#)
39. Almeida PR, Macpherson GJ, Simpson P, Gaston P, Clement ND. The Use of Highly Porous 3-D-Printed Titanium Acetabular Cups in Revision Total Hip Arthroplasty: A Systematic Review and Meta-Analysis. *J Clin Med* 2025;14:938. [Crossref](#)
40. Bahk JH, Jo WL, Lee KH, Song JH, Kim SC, Lim YW. Short-Term Outcomes of Cementless Total Hip Arthroplasty Using a 3D-Printed Acetabular Cup Manufactured by Directed Energy Deposition: A Prospective Observational Study. *J Clin Med* 2025;14:4527. [Crossref](#)
41. Dall'Ava L, Hothi H, Henckel J, Di Laura A, Tirabosco R, Eskelinen A, et al. Osseointegration of retrieved 3D-printed, off-the-shelf acetabular implants. *Bone Joint Res* 2021;10:388-400. [Crossref](#)
42. Guo Y, Feng D, Gu X, Wang L, Ding Y, Liu Y, et al. Custom 3D-printed split-type triflange implants for severe acetabular defects: Mid-term clinical outcomes and biomechanical insights from finite element analysis. *Front Bioeng Biotechnol* 2025;13:1702276. [Crossref](#)
43. Nikam N, Shenoy BS, K NC, Keni LG, Shetty S, Bhat N S. Advancements in Surface Coatings for Enhancing Longevity in Hip Implants: A Review. *Prosthesis* 2025;7:21. [Crossref](#)
44. Kabata T, Maeda T, Kajino Y, Hasegawa K, Inoue D, Yamamoto T, et al. Iodine-Supported Hip Implants: Short Term Clinical Results. *Biomed Res Int* 2015;2015:368124. [Crossref](#)
45. Ding BTK, D'Apolito R, Sciamanna L, Zagra L. Antibacterial hydrogel coating is associated with lower complication risks after complex high-risk primary and cementless hip revision arthroplasty: A retrospective matched cohort study. *Bone Jt Open* 2025;6:15-23. [Crossref](#)

46. Omran K, Wixted C, Waren D, Rozell JC, Schwarzkopf R. Time to Achieve a Minimal Clinically Important Difference After Total Hip Arthroplasty: A Retrospective Cohort Comparison of Robotic-Assisted, Navigation-Assisted, and Conventional Techniques. *Arthroplast Today* 2025;36:101902. [Crossref](#)
47. Kutzer KM, Deckey DG, Florance JM, Rosas S, Mont MA, Seyler TM. Automatic Impactors in Total Hip Arthroplasty: A State-of-the-Art Review. *J Arthroplasty* 2026;41:153-60.e1. [Crossref](#)
48. Khoshbin A, Haddad FS, Ward S, O Heireamhoin S, Wu J, Nherera L, et al. A cost-effectiveness assessment of dual-mobility bearings in revision hip arthroplasty. *Bone Joint J* 2020;102-B:1128-35. [Crossref](#)
49. Tsikandylakis G, Mohaddes M, Cnudde P, Eskelinen A, Kärrholm J, Rolfson O. Head size in primary total hip arthroplasty. *EFORT Open Rev* 2018;3:225-31. [Crossref](#)