



Aseptik gevşeme

Aseptic loosening

Çetin Işık¹, Fahri Emre², Erkan Sabri Ertaş²

¹Yıldırım Beyazıt Üniversitesi Atatürk Eğitim ve Araştırma Hastanesi, Ankara
²Gülhane Eğitim ve Araştırma Hastanesi, Ankara

Gevşeme, protezin kemikten ayrılması anlamına gelir ve instabilitesine neden olur. Gevşeme, çimento ile kemik ya da protez ile çimento arasında oluşabilir. Protezin uzun süre kullanılmasına bağlı gevşeme kaçınılmazdır; bununla birlikte, erken gevşeme, hasta ile ilgili faktörler, implant tasarımı ve cerrahi teknik hata dahil olmak üzere spesifik nedenlere bağlıdır. Aşınma, tüm revizyon total diz artroplastilerinin yaklaşık olarak %25'ini oluşturan çok yaygın ve ciddi bir komplikasyondur. Aşınma meydana geldiğinde, osteoliz kısır döngüsü oluşur ve aşınma gevşemeyi hızlandırır. Aşınma yaygın olarak abrasiv/adhesiv aşınma, yorulma aşınması, çizilme ve korozyv aşınma olarak sınıflandırılır. Osteoliz genellikle, polietilenin aşınan parçacıklarının oluşturduğu inflamatuvar reaksiyonlara bağlı veya enfeksiyon varlığında oluşur. Polietilen materyalin geliştirilmesi ile aşınma insidansı ve bunun sonucunda ortaya çıkan osteoliz azalmıştır. Histolojik olarak, aşınan parçacıklar tarafından aktive edilen histiyositler ve dev hücreler içeren hiper-sellüler membran oluşumu vardır.

Anahtar sözcükler: total diz protezi; komplikasyonlar; aseptik gevşeme

Aseptic loosening refers to the separation of the prosthesis from the bone, which leads to instability of the prosthesis. Loosening may occur at the interfaces between cement and bone, or between prosthesis and cement. The loosening caused due to the long-term use of prosthesis is inevitable; however, early loosening depends on specific causes including patient related factors, implant design and technical errors in surgery. Abrasion is a very common and serious complication that accounts for approximately 25% of all revision total knee arthroplasties. In case of abrasion, a vicious cycle of osteolysis occurs and wear accelerates loosening. Wear is commonly classified as abrasive/adhesive wear, fatigue wear, scratching and corrosive wear. Osteolysis is usually caused by inflammatory reactions caused by wearing particles of polyethylene or in the presence of infection. Developments in the production of polyethylene material reduced the incidence of wear and resulting osteolysis. Histologically, there are hyper-cellular membrane formations including histiocytes and giant cells activated by wear particles.

Key words: total knee arthroplasty; complications; aseptic loosening

ASEPTİK GEVŞEME

Gevşeme, protezin kemikten ayrılması anlamına gelir ve instabilitesine neden olur. Gevşeme, çimento ile kemik arasında ya da protez ile çimento arasında oluşabilir. Protezin uzun süre kullanılmasına bağlı gevşeme kaçınılmazdır; bununla birlikte, erken gevşeme, hasta ile ilgili faktörler, implant tasarımı ve cerrahi teknik hata dahil olmak üzere spesifik nedenlere bağlıdır. Osteoliz ve gevşeme arasındaki ayrım bazen yapılamaz ve her iki terim de birbirinin yerine kullanılabilir. Bazı cerrahlar bunları bir fenomenin farklı sunumları olarak düşünürler; ancak, protez osteolizsiz

olarak çimentodan ayrılabilirdiğinden dolayı bu iki durum arasında ayrımı yapmak gerekir. Miller ve ark. gevşemeye neden olan mekanizmanın, komponent ve kemik arasında mikro-hareket ile başladığını göstermişlerdir.^[1] Diğer olası mekanizma, komponent çökmesi ve periprotetik osteolizdir. Protez 5°'den fazla çöktüğü takdirde, protez etrafındaki kansellöz kemik trabeküler ağını kaybeder ve kemik defektine neden olur. Bu da, deformitenin bir sonucu olarak polietilen (PE) aşınmasına neden olur. Aşınmış PE parçacıkları makrofajlar tarafından emilir ve inflamatuvar yanıt başlar.

- İletişim adresi: Op. Dr. Fahri Emre, Gülhane Eğitim ve Araştırma Hastanesi, Ankara
Tel: 0535 - 409 58 11 e-posta: faemre@gmail.com
- Geliş tarihi: 19 Aralık 2018 Kabul tarihi: 19 Aralık 2018

Nedenler

Hastaya bağlı faktörler

Diz eklemi aşırı kullanıldığında gevşeme artar. Protezin destekleme gücü azaldığından dolayı, osteopeni durumunda da gevşeme olasılığı artar. Lombardi ve ark.'na göre obezite, 115°'nin üzerindeki diz hareketi ve erkeklerin aktifliği protezin gevşeme ihtimalini arttırır. Aseptik gevşeme, genç hastalarda daha sık, yetmiş yaş üzerindeki hastalarda ise daha az görülmektedir. Yaş ile fiziksel aktivitenin doğrudan ilişkisi düşünlüğünde bu durum anlaşılabilir.^[2]

İmplant tasarımı

İmplant tasarımı gevşemenin sık nedenidir. Artiküler uyumluluk, hareket kısıtlaması, tespit yöntemi, modülerlik, stem şekli ve uzunluğu gevşeme ile ilişkili implant tasarım faktörleridir. Protezin gevşeme sıklığı; çimentosuz tipte, ileri fleksiyon tasarımlarda, yüksek uyumluluğa sahip protez ve kısıtlı protezlerde yüksektir. Bunun nedeni, kemik ve protez arasında oluşan daha büyük stres kuvvetidir. Modern protezlerin gevşeme insidansı, komponent tasarımının modifikasyonu yoluyla geçmişe kıyasla önemli ölçüde azalmıştır.

Cerrahi faktörler

Dizilim bozukluğu ve instabilite: En önemli predispozan cerrahi faktörlerden biri dizilim bozukluğudur. Dizilim bozukluğu durumunda, tek tarafa çok fazla yük binmesi durumunda gevşeme sıklığı artacaktır. Dorr ve ark., aseptik gevşemede dizilim bozukluğunun en önemli faktör olduğunu, Lee ve ark. ise tibial komponentin mediyale 4 mm çökmesi veya 2°'den fazla varus deformitesinin oluşması ile gevşemenin arttığını bildirmişlerdir.^[3,4] Varus dizilimi tibial komponentte görülmekle birlikte, varus nedeni femoral komponentin varus pozisyonunda yerleştirilmesi de olabilir. Distal femoral kesiler, özellikle ekstra-artriküler femoral *bowing* durumu değerlendirilerek yapılmalıdır. Bununla birlikte Smith ve ark., dizilim bozukluğunun her zaman gevşemeye neden olmadığını belirtmişler^[5], kemik asimetrik olarak kesildiğinde veya kötü dizilimde patellar komponentin gevşediğini söylemişlerdir. İnstabilite de yükün eşit dağılmaması sonucunda gevşemeye neden olur.

Çimento tespit tekniği: Zayıf tespitin gevşemenin artmasına neden olduğu açıktır. Çimentolama, sklerotik kemik uygun şekilde hazırlanmadan yapılırsa veya tespit sırasında çimento tamamen donmadan önce tekrarlanan eklem hareketine izin verilirse gevşeme oranı artar. Çimentolama metodu ve zamanı da önemlidir; Dorr, iki dakika içinde patellanın, üç-dört dakika içinde tibianın ve altı-yedi dakika içinde femurun çimentolanmasını önermiş^[6]; ayrıca, ekstrüde

edilmiş çimentonun çıkarılmasını ve ardından çimento tamamen donuncaya kadar komponente basılmasını tavsiye etmiştir. Kemiğe çimento penetrasyonu ve derinliği gevşeme oranını etkiler. Walker ve ark., ideal penetrasyon derinliğinin 3-4 mm olduğunu savundular.^[7] Brassard ve ark., 2-3 mm'lik derinliği önerdiler ve çimentonun 5 mm veya daha derin penetrasyonunun termal nekroza ve kemik zayıflamasına, bunun da gevşemenin artmasına neden olduğunu savundular.^[8] Pulsatil lavaj kullanmadan eski çimentolama tekniklerini kullanan total diz artroplastilerinin (TDA) uzun dönem takip çalışmaları, çimentoda yeterli kemik penetrasyonu olduğunu bildirmiş ve minimal gevşeme ile son derece iyi bir *survey* göstermiştir.

Tanı

Erken dönemde, röntgende komponent ve kemik arasında radyolüsen hat görülür ve bunu gevşemenin ilerlemesiyle birlikte protezin çökmesi izler. Teorik olarak çimento ile protez arasında boşluk olmamasına rağmen, çimento ile kemik arasında 2 mm'ye kadar bir aralık klinik olarak kabul edilebilir. Gevşeme tibial komponent etrafında daha yaygındır. Bunun nedeni, X-ışınının yanlış projeksiyonuna bağlı olarak femoral komponentte gevşemenin kolay fark edilmemesidir. Radyolojik projeksiyon açısı oblik ise femoral komponentte gevşeme maskelenebilir. Bu nedenle, gevşemenin görülebilmesi için uygun pozisyonlarda röntgen çekilmelidir. Fehring ve ark., yük verme sırasında çekilen floroskopi yardımcı röntgen önermişlerdir.^[9] Basit röntgenle görülemeyen gevşemenin fark edilmesinde daha yararlıdır. *The American Knee Society*, gevşemeyi belirlemek için radyolüsen hatta bir skorlama sistemi önerdi. Röntgenografik değerlendirme ve puanlama sistemine göre, her zondaki 1 mm radyolüsen hat 1 puan değerinde olarak kabul edildi. İmplant çökmesi veya migrasyonu, çimento kırılması, üç fazlı kemik taramasının gecikme fazında sıcak hat oluşumu, basit ön-arka (A-P) röntgende osteoliz ile ilişkili asimetrik aşınma durumunda ve skor 4 puandan fazla ise gevşeme tanısı konulabilir. Bu durumun septik gevşemeden ayırt edilmesi önemlidir. Her ne kadar bu iki durumun klinik veya radyolojik olarak ayırt edilmesi çok zor olsa da, bütün komponent etrafında gevşeme meydana gelindiğinde tanının septik gevşeme olması muhtemeldir.

Son yıllarda kullanıma giren teknesyum-99m metilen difosfonat (Tc-99m MDP) tek foton emisyonlu bilgisayarlı tomografi (SPECT/CT), ağırlı TDA'ların değerlendirilmesinde önem kazanmıştır. Standart sintigrafiye göre septik-aseptik gevşeme tanısında özgülüğü ve duyarlılığı daha yüksek olup, standart sintigrafiyle ağır nedeni bulunamayan hastaların yaklaşık yarısında alternatif tanı sağlamaktadır.^[10]

Tedavi

Gevşeme her zaman ciddi semptomlara neden olmaz. Tedavi, semptomlara ve gevşemenin ilerlemesine göre yapılır. Revizyon TDA, eğer ağrı instabilite ile ilişkiliyse ve daha önce bahsedilen röntgen bulguları görülürse gereklidir. Karar verildikten sonra, kemiği korumak için en kısa zamanda TDA'nın revize edilmesi önerilir.

AŞINMA

Aşınma, tüm revizyon TDA'larının yaklaşık olarak %25'ini oluşturan çok yaygın ve ciddi bir komplikasyondur. Arkası metal yüzeyli patella kullanımı nedeniyle, patellar bileşenin aşınması geçmişte daha yaygındı; ancak günümüzde, PE *insert* aşınması yaygındır. Aşınma meydana geldiğinde, osteoliz kısır döngüsü oluşur ve aşınma gevşemeyi hızlandırır. Aşınma simetrik meydana gelebilir, ancak erken aşınma mediyal veya posteromediyal tarafta eksentrik olma eğilimindedir. İlk aşınma PE'ye sınırlıdır. Bununla birlikte, aşınma kademeli olarak metale uzanır. Aşınma yaygın olarak abrasiv/adhesiv aşınma, yorulma aşınması, çizilme ve koroziv aşınma olarak sınıflandırılır. Abrasiv aşınma basit bir öğütmedir ve adheziv aşınma, kompresif kuvvet ile öğütme olarak tanımlanır. Ancak, bu iki tip aşınma eş zamanlı olarak meydana geldiklerinden, tek bir aşınma şeklinde birleştirilmiştir. Sürtünme, abrasiv/adhesiv aşınmasında ortak özelliktir. Sürekli tekrarlanan temastan dolayı yüzeyin aşınmasıdır ve bu nedenle PE'nin karşı kısmının malzemesinden önemli ölçüde etkilenir. Kalça eklemi bir soket eklemidir ve çoğunlukla abrasiv/adhesiv aşınmadan etkilenir. Femur başının özelliklerinden daha fazla etkilenir. *Delaminasyon*, çatlak ve çukurlaşma, yüzeyde tekrarlanan sürtünmeden ziyade tekrarlanan travma nedeniyle yorulma tipi aşınmaya neden olur ve PE'nin şekli değiştiğinde ortaya çıkar. Diz ekleminde, karmaşık kinematiki nedeniyle delaminasyon aşınması yaygındır. Ancak, hareketli dizdeki yüzeyin aşınması aslında abrasiv/adhesiv aşınmadır. Çimento veya kemik parçacıklarının çarpması sonucu, çoğunlukla üçüncü cisim (*third body*) aşınması nedeniyle yüzeyde çizilme meydana gelir. Koroziv aşınma ise kimyasal aşınmadır.

Nedenler

Aşınma, aseptik gevşeme gibi TDA'dan sonra geçen zamanla yakından ilişkilidir. Protezin uzun süreli kullanımından kaynaklanan aşınma kaçınılmazdır, ancak erken aşınma çoğunlukla aşırı kullanım, cerrahi teknik hata ve PE kusurundan kaynaklanır.

Hastanın aktivitesi

Aşırı aktif insanlarda aşınma daha fazladır. Aşırı yüklenme de aşınmayı arttıracığından dolayı şişmanlık da risk faktörüdür. Vücut kitle indeksinin (VKI) 35 kg/m²'den fazla olmasının aşınma riskini arttırdığı gösterilmiştir.^[11]

Cerrahi teknikler

Doğru olmayan cerrahi teknik instabiliteye ve *malalignment*'a (dizilim bozukluğu) neden olabilir. Dizilim bozukluğunun hangi formu olursa olsun, polietilen üzerine binen stres artar. Instabilite aynı zamanda PE'ye binen stresi artırır ve böylece aşınmayı hızlandırır.^[12] Eklem aralığı dar olduğunda, eklem hareketi sırasında stres ve böylece aşınma hızı da artar. Ekstansiyon aralığı genişse, diz ekleminin hiperekstansiyonu, PE postunun anterior kısmındaki temas stresini artırır ve PS (*posterior stabilized*) tipi protezde aşınma oranını arttırabilir.^[13,14] İlk kez Callaghan ve ark., diz hiperekstansiyona geldiğinde PE'nin ciddi şekilde aşınmış olduğunu fark etmişlerdir.^[15] Femoral interkondiller *notch*'ta çimento varsa ve tamamen çıkarılmazsa, çimento veya kemik partikülleri komponentler arasında sıkıştırır ve üçüncü cisim (*third body*) aşınmasına neden olur.^[16]

Proteze bağlı nedenler

İmplant tasarımı: PE malzemenin tasarımı ve yapısı protezin aşınma oranını etkileyebilir. Tasarım açısından, az uyumlu veya düz tasarım PE üzerindeki stresi artırır, böylece aşınma artar. Aşırı uyum, dönme hareketini kısıtlar, rotasyon hareketi sırasında PE'ye binen stres artar. Aşınma ve buna bağlı gevşeme artar. Kayma hareketine kıyasla yuvarlanma hareketi aşınmaya daha fazla neden olduğundan dolayı, çok fazla yuvarlanmaya neden olan tasarım aşınmayı arttırmaktadır. Tibial komponent ile PE arasındaki gevşek tespit, PE hareketini artırır ve tibial komponentin düz olmayan yüzeyi, sonuçta yüzey altı abrasiv/adhesiv aşınmayı (*backside wear*) artırır.^[17]

Patella için, patellar komponentin arkasının metal olması, PE kalınlığındaki azalmaya bağlı olarak aşınmaya yol açar. Femoral trokleaya uyum gösteren sombrero tipi patellar komponentin daha az aşınmaya neden olduğu bilinmektedir. Oysa *dome* (kubbe) tipi patellar komponent kontakt stresi arttırmaktadır.^[18]

Materyal: Titanyum PE ile birleştiğinde, yani femoral bileşen titanyumdan yapıldığında, aşınma oranı artar.^[19] Tibial komponent ile PE-liner arası yüzeyden salınan ve osteolize neden olan partiküllerin azaltılması amacı ile, birçok üretici titanyum alaşımlardan kobalt-krom alaşımlara geçiş yapmıştır. Kobalt-krom alaşımı

tibial komponentler çizilme dayanım ve yüzey parlaklığı açısından daha üstün olup bu komponentlerde “*back-side wear*” daha az görülmektedir.^[20] Kobalt-krom alaşımli tibial komponentler ise, titanyum komponentlere göre daha rijid olmaları nedeni ile, mediyal tibial plato da kemik kaybına neden olabilir. Öte yandan, seramik daha az aşınmaya neden olur. Aşınmayı azaltmak için ve PE'nin dayanıklılığını arttırmak için çeşitli girişimlerde bulunulmuştur. Fakat, sadece abrasiv aşınma azaltılabilmiş ve delaminasyon aşınması azaltılamamıştır. Diz eklemine en sık aşınması delaminasyon aşınmasıdır ve diz eklemine çapraz bağlı bir PE kullanılması avantajı da şüphelidir. PE 6 mm'den daha ince olduğunda, aşınmanın önemli ölçüde arttığı bildirilmiştir.

Sterilizasyon ve depolama: Aşınma, sterilizasyon sırasında gama ışınları miktarına ve oksijen varlığına göre değişir. En çok tercih edilen sterilizasyon türü, etilen oksit (EO) gaz sterilizasyonudur. Depolamanın yeri ve süresi de aşınma ile ilgilidir; 3-4 yıllık raf depolama oksidatif bozulmanın bir sonucu olarak aşınmayı artırır.

Semptom ve Tanı

Aşınma oluştuğunda, başlangıçta belirli bir klinik semptom yoktur. Bununla birlikte, aşınma ilerledikçe, hasta yürüme sırasında instabilite, ağrı, krepitasyon, şişme, adım atmada güçlük yaşar ve eklem subluksasyonu ortaya çıkabilir. Aşınmanın dolaylı bir belirtisi olarak popliteal kist oluşabilir. Eklem aralığı, önceki röntgeni ile karşılaştırıldığında daha dar görünebilir ve stres graflerinin çekilmesi yararlı olabilir. Aşınma metale ilerledikçe, röntgende bir metal çizgi görülebilir. Ultrasonografinin PE kalınlığını doğru olarak değerlendirmede yardımcı olduğu gösterilmiştir. Teeter ve ark., volümetrik ve yüzey değerlendirmesinin yapılabildiği mikro-CT tekniğini önermişlerdir.^[21]

Tedavi

Aşınma oluşmuşsa, tedavi şekli protezin kullanım miktarına ve kullanım süresine bağlıdır. Aşınma uzun süre kullanılmış olan PE ile sınırlıysa, basitçe PE değiştirilebilir. Aşınma metale kadar uzamışsa revizyon cerrahisi yapılması gerekir. Bu nedenle, metal tutulumundan önce aşınmanın teşhis edilmesi önemlidir. Artroplasti yapılan hastaların yıllık kontrole çağrılmasının nedenlerinden biri de budur. Erken dönemde aşınma varsa, sadece PE'nin değiştirilmesi gevşemeye neden olan faktörü düzeltmediğinden dolayı aşınmanın tekrarlaması beklenir. Aşınma asimetrik instabiliteye bağlı ise, bağ balansı yapılmalı ve daha kalın bir PE kullanılmalıdır. Aksi halde, tüm komponentlerin değiştirilmesi için revizyon yapılması gerekir.

OSTEOLİZ

Osteoliz genellikle, PE'nin aşınan parçacıklarının oluşturduğu inflamatuvar reaksiyonlara bağlı veya enfeksiyon varlığında oluşur. PE materyalin geliştirilmesi ile, aşınma insidansı ve bunun sonucunda ortaya çıkan osteoliz azalmıştır. Metal parçacıklar da osteolize neden olur. Titanyumun kobalt kromdan daha fazla miktarda osteolize neden olduğu bilinmektedir. Histolojik olarak, aşınan parçacıklar tarafından aktive edilen histiyositler ve dev hücreler içeren hiper-sellüler membran oluşumu vardır. Bu nedenle, aşınan kalıntıların parçacık büyüklüğü önemlidir. Song ve ark.'na göre, parçacık boyutu elektron mikroskobu (SEM) altında gözlemlendiğinde 1 ila 100 µm arasında değişmektedir.^[22] Büyük parçacıklar osteolize neden olmaz, ancak 3 µm'den küçük olan parçacık dev hücreler tarafından absorbe edilir ve böylelikle inflamatuvar reaksiyona neden olur. Bu parçacıklar kansellöz kemiğe nüfuz etmezse osteoliz meydana gelmez. Bu nedenle, kansellöz kemik çimento ile uygun şekilde kapatıldığında osteoliz insidansı azalır. Diğer taraftan, protez pres-fit uygulandığında, çimento kullanılmadan vida tespiti yapıldığında veya çimento kırıldığında osteoliz insidansı artar. Bu nedenle, osteoliz protez tasarımı ile çok yakından ilişkilidir; Brassard ve ark., tibial komponenti vida ile tespit edilen hastaların yaklaşık %16'sında osteoliz olduğunu bildirmiştir. Bu hastaların %65'inde PS tipi protez kullanılmıştır.

Sıklık

Osteoliz ayrıca, TDA sonrası geçen süre ile yakından ilişkilidir ve genellikle iki yıldan önce oluşmaz. Robinson ve ark., osteolizin ortalama 56 ayda gerçekleştiğini bildirmişlerdir.^[23] Osteolizin ilerlemesi yaş, cinsiyet, doku reaksiyonu, aktivite, dizilim ve stabiliteye göre değişir. Aşınma TDA'da sıktır, fakat osteoliz total kalça artroplastisinde (TKA) sıktır. Engh ve ark.'na göre bunun birçok nedeni vardır. İlk neden, oluşan parçacıkların boyutudur. Diz eklemine, parçacık büyüklüğü delaminasyon aşınması nedeniyle büyüktür. İkinci neden, diz eklemine sinoviyal kavitesinin aşınan parçacıkları kolayca absorbe edebilmesi açısından daha kapsamlı olmasıdır. Üçüncü neden, TDA'da kemiğin yüzeyinin çimento ile daha iyi bir şekilde kapatılmasıdır. Dördüncü neden, diz eklemine kalça ekleminden daha az kayma ve çekme kuvvetine maruz kalmasıdır ve bu nedenle diz eklemine daha az sıklıkla çimento kırılması meydana gelir. Osteoliz çoğunlukla tibiada görülür; Peters ve ark.'na göre bunun nedeni, parçacıkların yerçekimi dolayısıyla çökme eğilimi göstermesi, röntgenle femoral komponentte osteolizin gösterilememesi ve tibial komponentte vida tespitinin kullanılmasıdır.^[24]

Tanı

Osteoliz varlığında hastalar farklı klinik semptomlarla başvurur. Komponentler iyi fikse edilmiş ise çoğu hasta asemptomatiktir. Ancak, osteoliz ağrıya, eklemdede effüzyona ve eklemin instabilitesine yol açan sinovite neden olur. Tanıda öncelikle basit X-ray kullanılır. Radyolüsen hat ve röntgende fokal kemik yıkımı görülebilir. Kansellöz kemikte trabeküllerin ve kemik korteks devamlılığının olmadığı görülebilir. Son çekilen röntgen ve ilk çekilen röntgen karşılaştırılması tanı koymada yararlıdır. X-ray'de osteoliz, gerçek boyutundan çok daha küçük görülme eğilimindedir. Bilgisayarlı tomografi (BT), osteolizin yeri ve boyutu hakkında daha iyi bilgi verir. Vessely ve ark., osteolizin, manyetik rezonans (MR) görüntüleme ile daha doğru teşhis edilebileceğini ileri sürmüşlerdir.^[25]

Tedavi

Osteolizi tedavi ederken; protez stabilse, lezyon küçük ve belirgin semptom yoksa gözlem yeterlidir. Bifosfonat ve kalsiyum takviyesine gözlem döneminde başlanılabilir. Şişlik ve/veya ağrı varsa ve protez instabil hale gelirse iki seçenek vardır. Birinci seçenek debridman, PE değiştirilmesi ve küretaj; ardından defekte kemik grefti im-pakte edilmesidir. Diğer seçenek revizyondur. Callaghan ve ark., PE değişiminden sonra greft uygulamasının orta dönemde iyi sonuçları olduğunu bildirmişlerdir.^[15]

OLGU 1

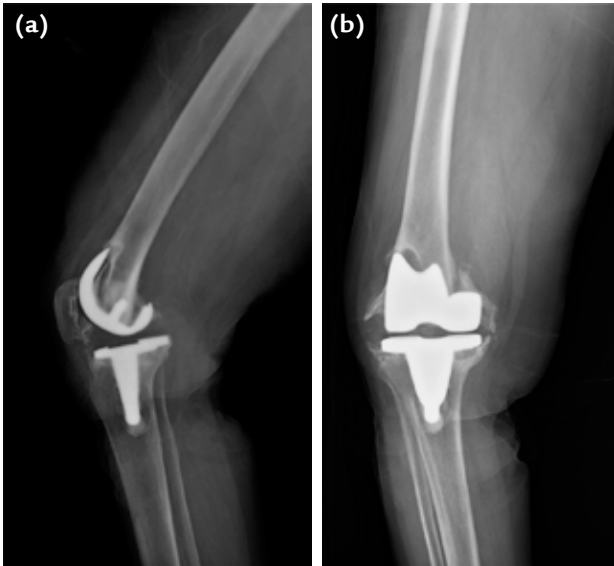
Yetmiş iki yaşında kadın hasta, sekiz yıl önce total diz artroplastisi olmuş. Femoral ve tibial komponentlerin aseptik gevşemesi ve sonrasında femurda kondiller kırık oluşmuş. Femurdaki kemik kaybından dolayı mega-protez ile revize edilmiş. Aseptik gevşeme erken tanı almadığında ciddi kemik kaybı, periprostetik kırık ve mega-protez kullanımına kadar gidebiliyor (Şekil 1 ve 2).

OLGU 2

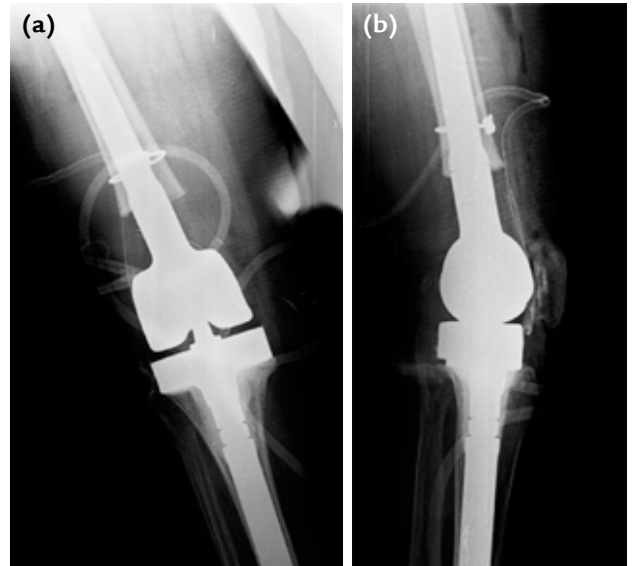
Altmış sekiz yaşında kadın hastaya, yedi yıl önce total diz artroplastisi yapılmış. Femoral komponentte daha belirgin olmak üzere aseptik gevşeme oluşmuş. Hastanın revizyonu varus-valgus sınırlayıcı bir protez ile yapıldı (Şekil 3 ve 4).

OLGU 3

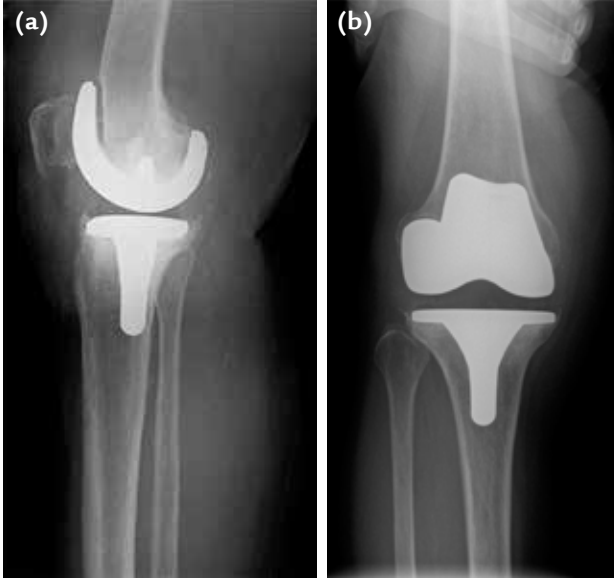
Yetmiş altı yaşında erkek hastaya, 10 yıl önce total diz artroplastisi yapılmış. Femoral ve tibial komponentte belirgin aseptik gevşeme oluşmuş. Revizyonunda, tibia mediyalindeki kemik defekti için metal destek bloğuna ihtiyaç duyuldu. Saplı implant tercihinde tibial komponent ve stem uyumu için genellikle *offset* gereksinimi olmaktadır (Şekil 5 ve 6).



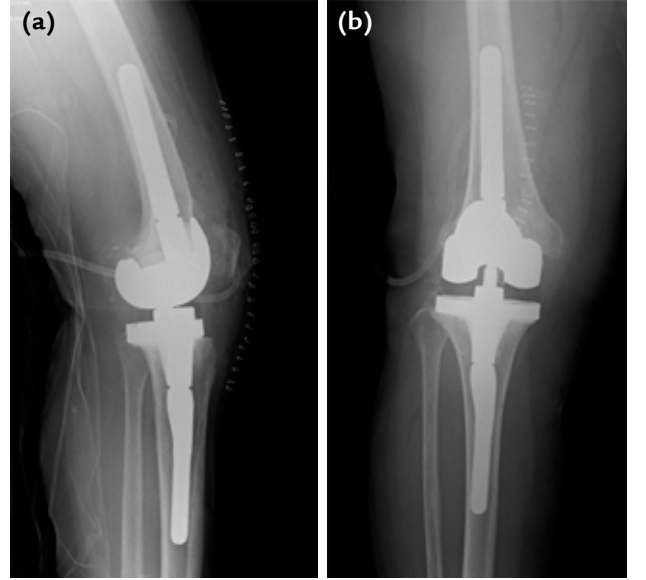
Şekil 1. a, b. Yetmiş iki yaşında kadın hasta, sekiz yıl önce total diz artroplastisi olmuş. Femoral ve tibial komponentlerin aseptik gevşemesi ve sonrasında femurda kondiller kırık oluşmuş.



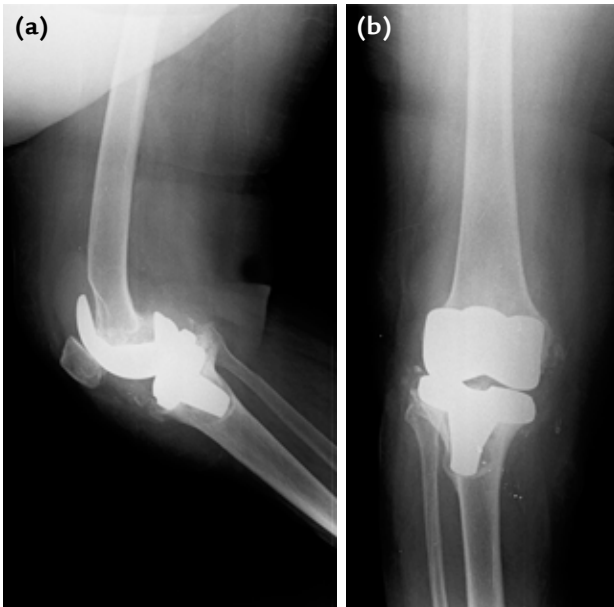
Şekil 2. a, b. Femurdaki kemik kaybından dolayı mega-protez ile revize edilmiş. Aseptik gevşeme erken tanı almadığında ciddi kemik kaybı, periprostetik kırık ve mega-protez kullanımına kadar gidiyor.



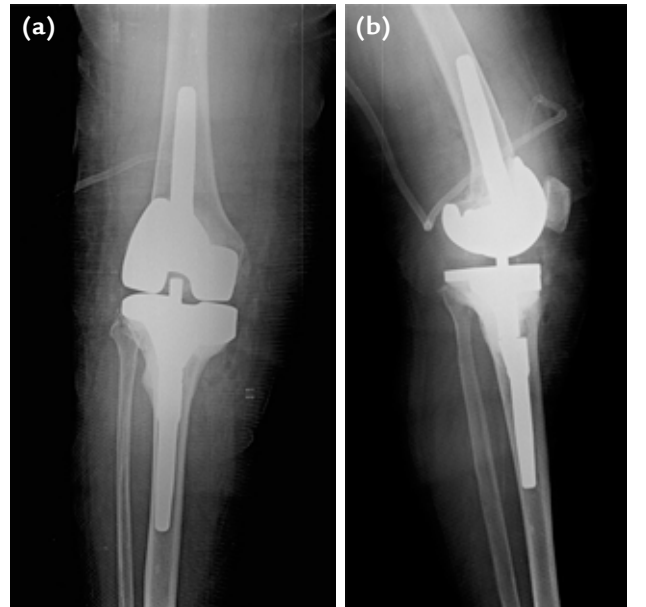
Şekil 3. a, b. Altmış sekiz yaşında kadın hastaya, yedi yıl önce total diz artroplastisi yapılmış. Femoral komponentte daha belirgin olmak üzere aseptik gevşeme oluşmuş.



Şekil 4. a, b. Hastanın revizyonu varus valgus sınırlayıcı bir protez ile yapıldı.



Şekil 5. a, b. Yetmiş altı yaşında erkek hastaya, 10 yıl önce total diz artroplastisi yapılmış. Femoral ve tibial komponentte belirgin aseptik gevşeme oluşmuş.



Şekil 6. a, b. Revizyonunda tibia mediyalindeki kemik defekti için metal destek bloğuna ihtiyaç duyuldu. Saplı implant tercihi tibial komponent ve stem uyumu için genellikle offset gereksinimi olmaktadır.

KAYNAKLAR

1. Miller J. Improved fixation in total hip arthroplasty using L.V.C. surgical technique (brochure). Warsaw, IN: Zimmer; 1980.
2. Bozic KJ, Kurtz SM, Lau E, Ong K, Chiu V, Vail TP, Rubash HE, Berry DJ. The epidemiology of revision total knee arthroplasty in the United States. *Clin Orthop Relat Res* 2010;468(1):45–51. [Crossref](#)
3. Lee BS, Cho HI, Bin SI, Kim JM, Jo BK. Femoral Component Varus Malposition is Associated with Tibial Aseptic Loosening After TKA. *Clin Orthop Relat Res* 2018;476(2):400–7. [Crossref](#)
4. Dorr LD, Serocki JH. Mechanism of failure of total knee arthroplasty. In: Scott WN, editor. *The Knee*, 1st ed. St. Louis: Mosby; 1994. pp.1239–49.
5. Smith JL, Tullos HS, Davidson JP. Alignment of total knee arthroplasty. *J Arthroplasty* 1989;4(Suppl 1):S55–61. [Crossref](#)
6. Dorr LD, Boiardo RA. Technical considerations in total knee arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res* 1986;(205):5–11. [Crossref](#)
7. Walker PS, Soudry M, Ewald FC, Mcvickar H. Control of cement penetration in total knee arthroplasty. *Clin Orthop* 1984;(185):155–64. [Crossref](#)
8. Brassard MF, Insall JN, Scuderi GR, et al. Complications of total knee arthroplasty. In: Insall JN, Scott WN, editors. *Surgery of the Knee*, 4th ed. New York, NY: Churchill Livingstone; 2006. pp.1716–60.
9. Fehring TK, McAvoy G. Fluoroscopic evaluation of the painful total knee arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res* 1996;331:226–33. [Crossref](#)
10. Li S, Scuderi G, Furman BD, Bhattacharyya S, Schmieg JJ, Insall JN. Assessment of backside wear from the analysis of 55 retrieved tibial inserts. *Clin Orthop Relat Res* 2002;404:75–82. [Crossref](#)
11. Abdel MP, Bonadurer GF, Jennings MT, Hanssen AD. Increased aseptic tibial failures in patients with BMI ≥ 35 and well-aligned total knee arthroplasties. *J Arthroplasty* 2015;30(12):2181–4. [Crossref](#)
12. Lombardi AV, Engh GA, Volz RG, Albrigo JL, Brainard BJ. Fracture/dislocation of the polyethylene in metal backed patellar components in total knee arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am* 1988;70-A(5):675–9. [Crossref](#)
13. Billi F, Sangiorgio SN, Aust S, Ebramzadeh E. Material and surface factors influencing backside fretting wear in total knee replacement tibial components. *J Biomech* 2010;43(7):1310–5. [Crossref](#)
14. Dolan MM, Kelly NH, Nguyen JT, Wright TM, Haas SB. Implant design influences tibial post wear damage in posterior-stabilized knees. *Clin Orthop Relat Res* 2011;469(1):160–7. [Crossref](#)
15. Callaghan JJ, O'Rourke MR, Liu SS. The role of implant constraint in revision total knee arthroplasty: not too little, not too much. *J Arthroplasty* 2005;20(Suppl 2):41–3. [Crossref](#)
16. Parks NL, Engh GA, Topoleski LD, Emperado J. The Coventry Award. Modular tibial insert micromotion. A concern with contemporary knee implants. *Clin Orthop Relat Res* 1998;356:10–5. [Crossref](#)
17. Wasielewski RC, Parks N, Williams I, Surprenant H, Collier JP, Engh G. Tibial insert undersurface as a contributing source of polyethylene wear debris. *Clin Orthop Relat Res* 1997;345:53–9. [Crossref](#)
18. Meding JB, Fish MD, Berend ME, Ritter MA, Keating EM. Predicting patellar failure after total knee arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res* 2008;466(11):2769–74. [Crossref](#)
19. Berend ME, Ritter MA, Meding JB, Faris PM, Keating EM, Redelman R, Faris GW, Davis KE. The Chetranjan Ranawat Award: Tibial component failure mechanisms in total knee arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res* 2004;428:26–34. [Crossref](#)
20. Martin JR, Watts CD, Levy DL, Kim RH. Medial Tibial Stress Shielding: A Limitation of Cobalt Chromium Tibial Baseplates. *J Arthroplasty* 2017;32(2):558–62. [Crossref](#)
21. Mandegar R, Agrawal K, Vijayanathan S, Gnanasegaran G. The value of ^{99m}Tc -MDP bone SPECT/CT in evaluation of patients with painful knee prosthesis. *Nucl Med Comm* 2018;39(5):397–404. [Crossref](#)
22. Song EK, Yoon TR, Joo DC. Analysis of wear particle in association with aseptic loosening in cementless total knee arthroplasty. *J Korean Knee Soc* 1999;11(2):143–8.
23. Robinson EJ, Mulliken BD, Bourne RB, Rorabeck CH, Alvarez C. Catastrophic osteolysis in total knee replacement. *Clin Orthop Relat Res* 1995;(321):98–105. [Crossref](#)
24. Peters PC Jr, Engh GA, Dwyer KA, Vinh TN. Osteolysis after total knee arthroplasty without cement. *J Bone Joint Surg Am* 1992;74-A(6):864–76. [Crossref](#)
25. Vessely MB, Frick MA, Oakes D, Wenger DE, Berry DJ. Magnetic resonance imaging with metal suppression for evaluation of periprosthetic osteolysis after total knee arthroplasty. *J Arthroplasty* 2006;21(6):826–31. [Crossref](#)