



Kalça protezlerinde malzeme ve tasarım özellikleri

Material and design properties in hip prostheses

Ömer Faruk Bilgen, Sadık Bilgen, Cenk Ermutlu

Uludağ Üniversitesi Tıp Fakültesi Ortopedi ve Travmatoloji Anabilim Dalı, Bursa

Total eklem protezi, sadece ortopedide değil, genel tıp alanında devrim niteliğindeki olan prosedürlerden biridir. Hastaların yaşam kalitesini artırmada bu kadar başarılı bir yeniliğe çok az rastlanmaktadır. Eklem replasmanına gereksinim duyan hasta sayısı ve genç hastaların bu nüfustaki oranı her geçen gün artmaktadır. Artmış tahmini yaşam süresi doktorlar ve protez üreticileri için aşılması gereken yeni hedefler yaratmaktadır. İlk protez tasarımlarında stabilite elde edebilmek için hareketlilikten bir miktar vazgeçmek gerekmekteydi. Kısıtlayıcı modellerin kullanımı sonucu yüklerin doğrudan kemik implant komşuluğuna aktarılması komponent gevşemesi ile sonuçlanmıştır. Hastanın gereksinimine göre sağlamlık ve esneklik arasında belli bir denge sağlanmalıdır. En yeni implant modelleri her hasta için en ideal çözüm olmayabilir. Hastanın gereksinimleri ve implantın sundukları arasında uyum olmalıdır. İdeal bir protez, hareketliliği feda etmeden stabiliteyi sağlamalıdır. Yeni modellerin tasarımları sürtünme ve aşınmayı azaltmayı hedeflemektedir. Aşınma ürünleri eklem boşluğunda birikmekte ve eklem sıvısının basıncı ile kemik-implant arası boşluklara itilmektedir. Bu maddelerin yarattığı yabancı doku reaksiyonu osteolize ve komponent gevşemesine yol açmaktadır. Bu problemim üstesinden gelinmesi amacıyla düşük aşınma oranlarına ve düşük reaktifliğe sahip yeni materyaller geliştirilmektedir. Kemik-implant bütünleşmesini artırmak için kemik gelişimini tetikleyen gözenekli metaller kullanılmaya başlanmıştır. Bu bölüm, iyi bir tespit, düşük aşınma, yeterli stabilite ve yüksek hareket açıklığı elde edebilmek için kalça protezlerindeki güncel komponent dizaynları ve yenilikler üstünde durmaktadır.

Anahtar sözcükler: Komponent tasarımı; kalça protezi; implant; aşınma.

Total joint replacement is one of the revolutionary procedures, not only in orthopedics, but in medicine in general. Examples of such a breakthrough so successful in increasing the quality of life of patients are rare. The patient population in need of joint replacement and the proportion of the young patients in this population is constantly increasing. Increased life expectancy brings new challenges for surgeons and prosthesis manufacturers. In the first prosthesis designs mobility was sacrificed in a degree in order to provide stability. Achieving stability by constraining designs caused increased load transfer to bone-implant interface and resulted in component loosening. A balance between implant stiffness and flexibility must be obtained according to patients' needs. The latest implant models may not necessarily be the ideal choice for every patient. There must be a conformity between patients demands and what the implant offers. An ideal prosthesis should provide stability without compromising mobility. The designs of the new materials aim to decrease the friction and wear. Wear particles accumulate in the joint space and pushed into the spaces between the bone and the implant. The foreign body reaction, induced by these particles results in osteolysis and loosening of the implant. New materials with low wear rates and low reactivity are developed to overcome this problem. New porous materials are introduced to enhance bone-implant integration by stimulating bone ingrowth. This section focuses on current component designs and new advances in hip arthroplasty to achieve good a fixation to bone, low wear of bearing surfaces, adequate stability and high range of motion.

Key words: Component design; hip prostheses; implants; wear.

Total kalça protezi (TKP) uygulamasında amaç; ağrıyı gidermek ve işlevleri artırmaktır. Doğru endikasyonlar içerisinde uygulanan başarılı cerrahi teknik, TKP uygulamalarında iyi-mükemmel sonuç elde edilmesinde temeldir. Bununla birlikte uygun malzeme

ve tasarım özelliklerine sahip implant kullanılması TKP uygulamasında başarıyı artırır. Günümüzde farklı malzeme ve tasarım özelliklerine sahip birçok protez geliştirilmiştir. Seçilen implantın tasarım ve malzeme özellikleri, protezin basit, üretilebilir, ucuz, güvenilir

ve uzun ömürlü olmasına olanak vermelidir. Cerraha yeterince seçenek sunabilmeli ve teknik zorluk çıkarmamalıdır. Uygulama sırasında mümkün olduğunca az kemik rezeksiyonu gerektirmelidir. Kurtz ve ark.^[1] ulusal istatistik enstitüsü verilerine dayanarak 2011 yılında tüm artroplastilerin %50'den fazlasının 65 yaş altı hastalara uygulanacağını hesaplamışlardır. 2030 yılında ise genç hastaların TKP olgularının %52'sini oluşturacağı öngörülmüştür. Bu rakamlar daha genç ve beklentisi daha yüksek bir hasta grubuyla karşılaşılacağını ve uzun ömürlü implant üretimi için protez tasarımı ve implant özelliklerine her zamankinden daha fazla önem verilmesi gerektiğini göstermektedir. İdeal bir protez güç kalkanı etkisini (stress shielding) önleyecek kadar esnek, primer stabilite sağlayacak kadar da sert olmalıdır. Protezin yüzey kaplaması kemikle temas sonrası aşınmayacak dayanıklılıkta olmalıdır. Modüler komponentler optimal uyum ve primer stabiliteyi aynı anda sağlamalı ve cerrahi tekniğe uygun olmalıdır. Protez uygulamasında en önemli başarısızlık nedeni osteoliz, enfeksiyon ve çıkıktır. Cerrahi tekniğe ve implant seçimine dikkat edilmesi ile doğacak kötü sonuçlar azaltılabilir. Bu üç ana neden dışında protez başarısına etki eden minör etkenler de vardır. Yetersiz rehabilitasyon, kemik kalitesinin kötü olması ve DVT bunlardan bazılarıdır.

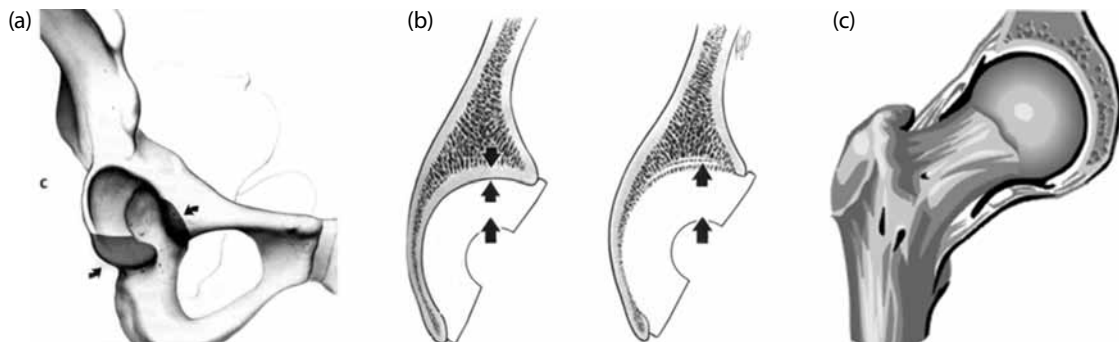
Modern TKP uygulamasının öncüsü olan John Charnley'in 1958 yılında kemik çimentosunu geliştirmesi, bu ameliyatın daha kolay ve güvenilir uygulanmasını sağlamıştır. Kemik kalitesi kötü olan yaşlılarda, osteoporozlu veya kronik enflamatuvar hastalıklı olgularda TKP uygulamasında kemik çimentosu kullanımı optimal primer stabiliteyi sağlar. Fakat kemik çimentosunun mekanik ve biyolojik yönden kısıtlı olduğu unutulmamalıdır. Çimento kemik implant yüzeyleri arasında yapıştırıcı bağlantı oluşturmaz, onun yerine boşluk doldurucu görevi görür. Isınan çimentonun yarattığı nekrotik kemik dokusu osteoklastik rezorbsiyon ile uzaklaştırılır ve yeni kemik

dokusu daha önce bulunmadığı yerlerde şekillenir.^[2] Çimentolu TKP uygulamalarının orta dönem izlemlerinde özellikle asetabuler komponentte aseptik gevşeme, kemiğin lokal lizisi ve gevşemenin hızlanması "çimento hastalığı" gelişmesine bağlanmış, alternatif tespit yöntemlerinin araştırılmasına neden olmuştur.^[3] Konak kemiği koruyan ve biyolojik tespite olanak sağlayan çimentosuz implantlar ile özellikle aktif, genç yaştaki olgularda aseptik gevşeme oranı azaltılabilmiş ve başarılı TKP sonuçları elde edilmiştir. Fakat bu implantlar ile de gevşeme ve lokal lizis meydana gelmiştir ancak sorunun çimentodan değil, kemikte oluşan ve fizyolojik olmayan yük dağılımından kaynaklandığı ortaya çıkmıştır. Daha önce "çimento hastalığı" olarak adlandırılan bu durum bugün "güç kalkanı etkisi" olarak tanımlanmaktadır.

ASETABULER KOMPONENTLERİN ÖZELLİKLERİ

Asetabulum koronal ve sagittal planda 45°-55°, mid-sagittal planda 15°-20° anteversiyondadır. Asetabulum superiyor bölümü dairesel kontura sahip olup femur başının 170°'lik kısmını örtecek biçimde hemisferik derinliğe sahiptir. Asetabulumu iki güçlü kemik kolon çevreler ve bu kolonlar gövde ile alt ekstremité arasındaki yükleri iletir. Asetabulum çevresinden geçerken bu kolonların kalınlıkları değişir. Asetabuler rim yük verildiğinde kapanır ve femur başına temas eder (Şekil 1). Bu hareketin derecesi yaşa, etkileyen yüke, femur anteversiyonuna bağlı olarak değişir. Genç hastalarda asetabuler rimin daha hareketli olmasının, bu olgularda TKP uygulaması sonrası daha sık meydana gelen asetabuler komponentte aseptik gevşemenin bir nedeni olabileceği düşünülmüştür.

Total kalça protezi uygulamasında komponentlerin başlangıç stabilitesi, başarılı sonuç elde edilmesinde esastır. Bunun sağlanması amacıyla geliştirilen farklı malzeme ve tasarımdaki asetabuler komponentin avantaj ve dezavantajları vardır. Asetabuler komponentin başlangıç stabilitesi, komponentin



Şekil 1. (a, b) Asetabulum rimlerine yük geldiğinde hareketlidir. (c) Asetabulum superiyor bölümü femur başının 170 derecelik kısmını örtecek derinliğe sahiptir.

tasarımına, büyüklüğüne, uygulanan cerrahi tekniğe bağlıdır. Çimentolu uygulamalarda kemik-çimento arasındaki stabilite çimentonun kemiğe tutunması ile çok yakından ilgilidir. Çimentosuz uygulamalarda ise kemik-komponent arasındaki yeterli başlangıç stabilitesi kemiğin komponente entegrasyonu ile biyolojik stabiliteye dönüşür.

1- Çimentolu asetabuler komponentler

Charnley ilk TKP uygulamalarında düşük sürtünme katsayısına sahip olan teflonu asetabuler komponent için kullanmış ancak aşınma oranının beklenenden yüksek olması nedeniyle 1962 yılında sürtünme katsayısı teflonu göre beş kat daha yüksek olan ancak aşınmaya 500-1000 kat daha dayanıklı olan yüksek yoğunluklu polietilen (PE) komponenti geliştirmiştir. İlk uygulamalarda yüksek başarılı sonuçlar elde edilmesine karşın uzun dönem izlemlerde %24-60 oranında gevşeme bildirilmiştir.^[4-6] Çimentolu asetabuler komponent uygulaması sonrası asetabulum medial duvarı ve superiyor kansellöz kemikte kompressif kuvvetler, periferik subkondral kemikte ise tensil kuvvetler artar. Bu olumsuzlukları önlemek amacı ile daha sert komponent uygulamasının, gelen stresleri çevre dokuya dağıtıp çimento ve subkondral kemikte yorgunluğa bağlı gelişen yetmezliği engelleyebileceği düşünülerek çimentolu asetabuler komponentlerin arka yüzeyine metal arkalık eklenmiştir. Ancak bu komponentlerin de klinik olarak anlamlı iyileştirme sağlamadığı bildirilmiştir.^[7]

Günümüzde geliştirilen çok yüksek moleküler ağırlıklı polietilen (ultra high molecular weight polyethylene; UHMWPE) çimentolu asetabuler komponentler için önerilen implantlardır. Etilenin yarı kristalize edilmiş polimer şekli olan polietilene, karbon fiberleri eklenip ısı ve basınç uygulanarak kristalizasyon artırılır ve böylece aşınmaya daha dayanıklı olan UHMWPE elde edilir.^[8] Son zamanlarda radyasyon ve termal işlemlerle polietilenin yoğunluğu, çapraz bağların sayısı ve dayanıklılığı daha da artırılmıştır (cross-linked).^[9] Işınlama ile oluşan serbest radikaller eritme yöntemi ile yok edilebilmekte fakat erime sonrası yorgunluk direnci azalmaktadır. Çapraz bağ oluşturma işlemi sonrası insert kırılabilirliğinin artması çatlak ve kırık oluşma riskini artırmaktadır. Eritme yöntemi yerine ısıtmanın kullanılması kırılabilirliği azaltmakta ve eritme kadar olmasa da serbest radikalleri uzaklaştırmaktadır.

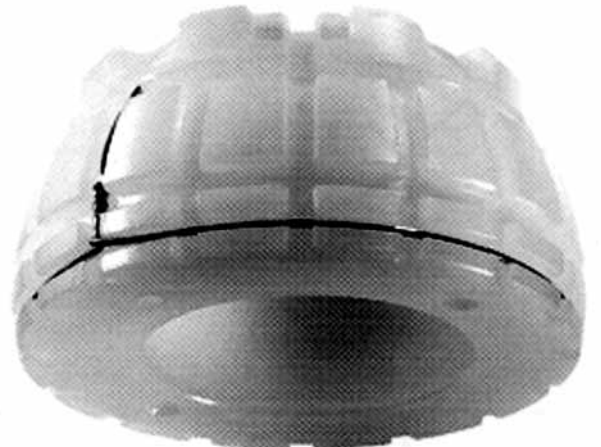
Çimentolu protez uygulamalarında tespit stabilitesi, komponentin yerleştirildiği anda maksimum seviyededir. Polietilen yüzeyini artırarak komponentin çimento ile temas alanı genişletilir ve böylece implant, torsiyonel kuvvetlere karşı daha dirençli hale getirilir.

Asetabuler komponent yüzeyi artırmak ve çimento ile kilitlemesini kolaylaştırmak için komponentin arka yüzeyinde periferik çıkıntılar (peg) ile uygun derinlikte ve genişlikte birbirine dik oluklar yapılmıştır (Şekil 2). İyi bir teknikte uygulanan çimentonun, kansellöz kemiğe yeterince penetrasyonunun sağlanması uzun dönem sonuçları etkiler. Bunun sağlanması için çimentonun yeterli basınç ile uygulanması gereklidir. Basıncı artırmak için çevresi kenarlıklı (flange) komponentler geliştirilmiştir.

Çimentolu asetabuler komponent uygulamasında yukarıda değindiğimiz malzeme ve tasarım özelliklerine yeterli özen gösterilmediğinden orta ve uzun dönemde istenen sonuçlar elde edilememiştir. Kavanagh ve ark.^[10] 15 yıl izlemi olan 333 kalçada uygulanan çimentolu konvansiyonel PE asetabuler komponentlerin %14'ünde revizyon ya da migrasyon, %50'sinde global radyolusensi tespit ettiğini bildirmişlerdir. Ritter ve ark.^[11] 238 kalçanın 5.2 yıl izleminde metal arkalıklı polietilen komponentlerin %39'unda, PE asetabuler komponentlerin ise %23'ünde çimento-kemik yüzeyinde tam radyolusensi tespit etmişlerdir.

2- Çimentosuz asetabuler komponentler

Çimentolu asetabuler komponentlerin orta-uzun dönem izlemlerinde karşılaşılan kötü sonuçlar nedeniyle geliştirilen çimentosuz implantlar, biyolojik tespit yöntemi olmaları nedeniyle günümüzde giderek artan sıklıkla kullanılmaktadır. Çimentolu asetabuler komponentlere göre artmış konak-implant yüzey uyumu, ameliyat süresini kısaltması, uzun dönem başarılı sonuç elde edilmesi ve biyolojik tespit gelişimi yetersiz olan olgularda kolay revizyon uygulanması çimentosuz asetabuler komponentlerin



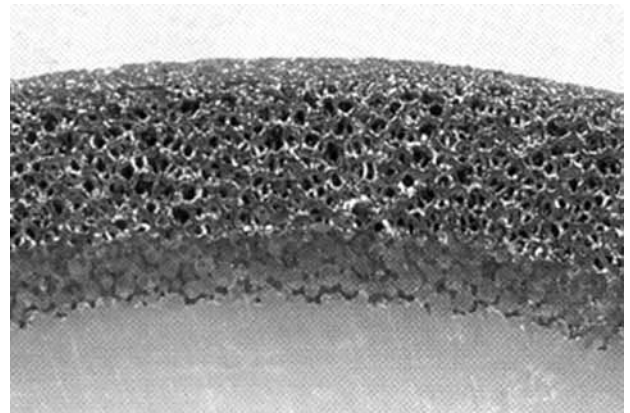
Şekil 2. Asetabuler komponent yüzeyini artırmak ve çimento ile kilitlemesini kolaylaştırmak için birbirine dik oluklar görülmekte.

avantajlarıdır. Çimentosuz asetabuler komponentler değişik tasarımlarla farklı malzemelerden üretilmiştir. Morscher^[12] günümüze kadar kullanılan çimentosuz asetabuler komponent şekillerini silindirik (Lindenhof, Judef), konik yivli (Endler, Ring, Zweymüller), elipsoid yivli (Lord), hemisferik (Haris-Galante, Press-Fit) ve kare komponent (Friedrichsfeld) olarak beş tipte sınıflandırmıştır.

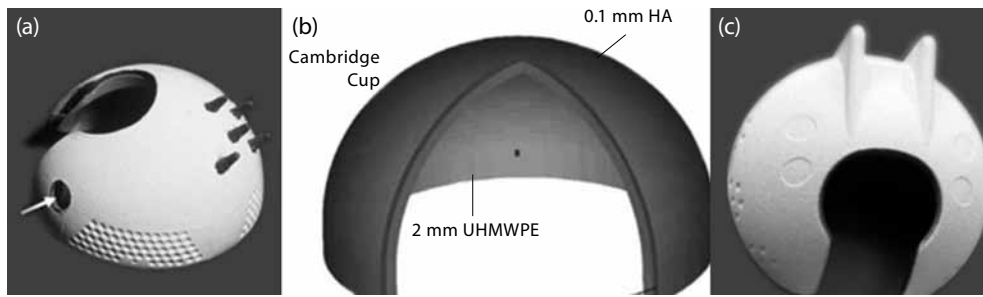
İdeal olarak, kayma ve rotasyon hareketlerinin olduğu eklemleşen yüzeylerde kullanılan malzemenin kuvvete, aşınmaya ve korozyona karşı yüksek dirence sahip olması istenir. Bütün bu özelliklere sahip tek bir malzeme yoktur. Çimentosuz asetabuler komponentler seramik, Cr-Cr-Mo, Ti-Al-V, Co-Cr (kobalt-krom) ya da Ti (titanyum) gibi farklı alaşımlardan yapılmıştır. Günümüzde asetabuler komponent ile kemik arasındaki osteointegrasyonun güçlendirilmesi amacıyla farklı alaşımlardan yapılan poroz yüzeyli implantlara hidroksiapatit (HA) kaplama eklenerek de kullanılmaktadır.

1983 yılından itibaren çimentosuz asetabuler komponentlerin biyolojik tespitinin güçlendirilmesi için geliştirilen poroz yüzey kaplı implantlar, hemisferik şekliyle kolay yerleştirilmesi ve modüler polietilen insertler sayesinde eklem yüzeyinin değiştirilmesine olanak sağlaması gibi avantajları nedeniyle, sık tercih edilen implantlardır. İlk kullanılan poroz kaplı asetabuler komponentler; Co-Cr alaşımlı ve rotasyonel stabilite temini için iki adet periferik çıkıntısı (peg) olan ve titanyum alaşımlı vida ile tespit edilen implantlardı. Günümüzde ise hemisferik veya modifiye hemisferik şeklinde olan poroz kaplı komponentler, Co-Cr, saf titanyum, titanyum temel alaşımlı olup yüzey kaplaması olarak ise Co-Cr yuvarlak küçük parçacıklar (sintered cobalt-chromium beads), titanyum yuvarlak küçük parçacıklar, kansellöz yapıli titanyum, titanyum fiberli partiküller (plasma sprayed) kullanılmaktadır. Bir başka yöntem ise kendinden poroz metallere imal edilmiş komponentlerin kullanımınıdır. Buna iyi bir örnek %80 poroziteye sahip olan tantalum'dur (Şekil 3).^[13] Yüksek sürtünme özelliği sayesinde erken dönemde istenen stabilite elde edilmekte, uzun dönemde ise poroz titanyum alaşımın osteoindüktif etkisi sayesinde yeterli kemik ingrowth sağlanmaktadır. Arka yüzde destekleyici sert metale gereksinim duyulmaması da arka yüz aşınmasını ortadan kaldırmaktadır. Tantalum maddesinin elastik modülüsünün kemiğe daha yakın olması da güç kalkanı etkisini azaltmaktadır. Meneghini ve ark.^[14] monoblok çimentosuz asetabuler komponentlerin 7.5 yıllık izlemi sonucunda titanyum asetabuler komponentler etrafında kemik yoğunluğunda azalma olurken, tantalum komponent etrafında yoğunluk artışı olduğunu bildirmişlerdir.

Çimentosuz asetabuler komponentlerin başlangıç tespiti komponentin periferine bağlı anti rotasyon çıkıntılar (peg), periferindeki sivri çıkıntılar (spike), kansellöz vidalar ve press-fit olarak dört şekilde temin edilebilir. Çimentosuz asetabuler komponentin vida tespiti ile uygunsuz reamer sonrası boşluklar kapatılabilir ve asetabuler komponentte kompresif kuvvet kaybı önenebilir. Kemik kalitesi kötü olduğunda vida ile ek stabilite sağlanır. Bununla birlikte ameliyat süresini uzatması, yeterli başlangıç stabilitesi olduğunda biyolojik tespit üzerine etkisinin olmaması, venöz, arteryel ve nöral yapıların uygulama sırasında etkilenme ihtimalinin olması vida ile tespitin dezavantajlarıdır. Ayrıca vida delikleri aşım ürünleri için bir yol teşkil edebilir ve kemik implant yüzeyinde gevşemeye yol açar. Delik sayısı 2-3'ten fazla olmamalıdır. Böylece kemikle entegre olacak alan maksimum olur. Vida deliklere ekzantrik olarak yerleştirilirse PE asetabuler komponent içerisinde stabil olarak durmaz. Ayrıca ekzantrik yerleşimli bu vidalar, kaldıraç gibi davranarak asetabuler komponenti zamanla kemik yatağından kaldırabilir. Çimentosuz asetabuler komponentin primer tutturulmasında bir başka yöntem olan press-fit uygulamada en son açılan delik boyutundan 1-2 mm daha büyük asetabuler komponent yerleştirilir. Amaç vida veya çıkıntı gereksinimi olmadan 'snap fastener' mekanizmasıyla tespiti sağlamaktır. Bu mekanizma ile asetabulumun kubbesi yük altında düzleşir ve kubbede temassız yüzey oluşurken periferde asetabuler komponent asetabulum kenarları tarafından sıkıştırılır. Böylece yüksek kompresyon kuvvetleri kubbe yerine periferine iletilir (zone 1-3). Osteointegrasyon başlangıçta zone 2'de az olsa bile iki yıl sonunda yeterli hale gelir. Delik açma işleminin kalitesine ve çapına çok dikkat etmek gerekir. Huo ve ark.^[15] açılan delik çapındaki 0.75 mm'lik bir artışın press-fit komponentlerin tespit gücünde %56'lık bir azalmaya yol açtığını göstermişlerdir. Polietilenin aşınma hızı asetabuler implant tasarımına, femur başı



Şekil 3. Kendinden gözenekli metal Tantalum.



Şekil 4. (a) Dışı hidroksiapatit kaplı ve ufak çıkıntılarla desteklenmiş “Cambridge Cup.” **(b)** Cambridge Cup’ün katmanları. **(c)** MITCH PCR™ Cup. UHMWPE: Çok yüksek moleküler ağırlıklı polietilen.

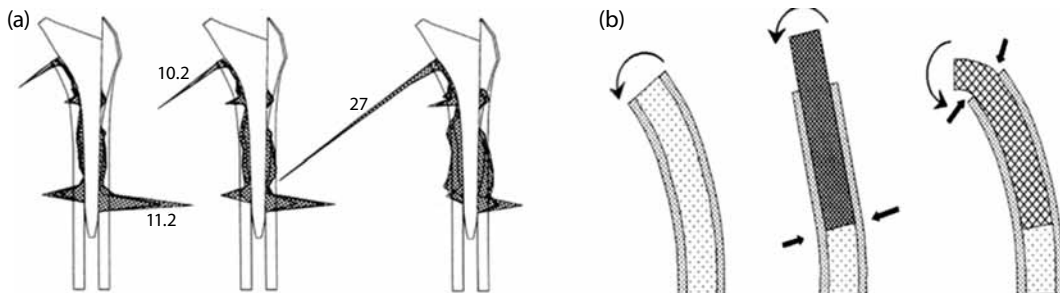
malzemesine, PE tipine ve sterilizasyon yöntemine de bağlıdır. Asetabuler komponent ile insert arasındaki uyum ve kilitleme mekanizması yeterli olmalıdır. Komponent ile insert arasındaki bağlantının yeterli olmaması sonucu meydana gelen mikrohareketler PE’de hasara yol açarak debris oluşumunu hızlandırır. Polietilen kalınlığının en az 6-8 mm olması, 28 mm veya daha ufak femur başı kullanılması, cross-linked PE kullanılması PE aşınmasını yavaşlatacaktır.^[16] Ayrıca komponentin uygunsuz yerleştirildiği durumlarda açılı insertlerin kullanılmasının çok az ek stabilite sağladığı ancak osteolizisi artırdığı bildirilmiştir.^[17] Hareket açıklığı bazı yönlerde artarken bazı yönlerde azalır. Deformasyon ve geç çıkık sık görülen komplikasyonlardır. Polietilen partiküllerden başka stem ya da asetabuler komponentten kaynaklanan metal partikül debris de aşınmada rol oynar.

Yeni nesil asetabuler komponentlere “At nalı” tasarımlar örnek olarak verilebilir (Şekil 4). Asetabulum eklem yüzeyinin anatomik yapısını taklit eden bu modellerde at nalı şeklinde, distal kısmı açık komponentler kullanılır. Fizyolojik yük dağılımına benzer mekaniğe sahip bu tasarımlar ile asetabulum çatısında artmış yüklenme olur ve kemik kaybı azalır. İlk geliştirilen model olan “Cambridge Cup”ta kemik entegrasyonu HA kaplamalı yüzey ve birkaç adet ufak çıkıntı ile elde edilmiştir. Eklem yüzeyi PE’den oluşturulmuş,

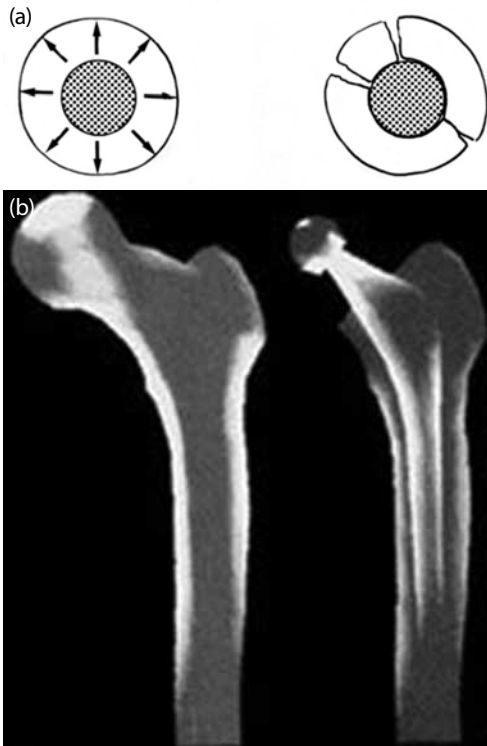
yük taşıyan kabuk ise karbonfiber ve poli-bütillen-eter-fitalat kompozitten imal edilmiştir. Bu modelin geliştirilmesiyle elde edilen “MITCH PCR™ Cup” (Stryker Orthopaedics, USA) tasarımında ise PE yüzey kaldırılmış, eklem yüzeyi ve kabuk tek parça karbonfiber ve poli-eter-eter-eton kompozitten yapılmıştır. Dış yüzeydeki HA kaplama korunurken ufak çıkıntılar yerine daha büyük iki tane kanat ilave edilmiştir.^[18]

FEMORAL STEMLERİN ÖZELLİKLERİ

Elastik özelliği olan kemik doku yük altında eğilir. Kemiğin elastik katsayısından daha sert bir materyal kullanıldığında eğilme distaldeki uçtan olur. Bununla birlikte kemikten daha esnek bir materyal konulduğunda yüksek yüzey stresleri proksimalde oluşur ve buna bağlı olarak da eğilme proksimalde olur (Şekil 5). Normalde kalça eklemine gelen yük femur dış korteksi tarafından taşınır, fakat stresler internal olarak iletilir. Femur medüller kanalında stem varken yüklenme iç kortekste olur. İntramedüller stemler kemik üzerinde normalde olmayan dairesel streslere yol açar (Şekil 6). Materyallerin elastik modülüsü arttıkça, sertlikleri artar ve esneklikleri azalır. Titanyum gibi esnek stemler proksimalde yüksek strese yol açarken, Co-Cr gibi sert stemler distalde yüksek strese yol açar (Şekil 5). Titanyum, Co-Cr ve paslanmaz çeliğe göre elastik modülüsünün kemiğin elastik modülüsüne



Şekil 5. Soldan sağa Co-Cr, Titanyum ve izoelastik modellerde kemik-stem yüzeyinde etkili olan kuvvetler. **(a)** Esnek stemlerde yüksek stresler proksimalde, sert stemlerde ise distalde oluşmakta. **(b)** Soldan sağa kemik, Co-Cr ve Titanyum stemin yük altında eğilmesi.



Şekil 6. (a) İntramedüller stemlerde kemikte oluşan dairesel stresler. **(b)** Normalde dış kortekste olan yüklenmenin intramedüller stem varlığında iç korteksten aktarılması.

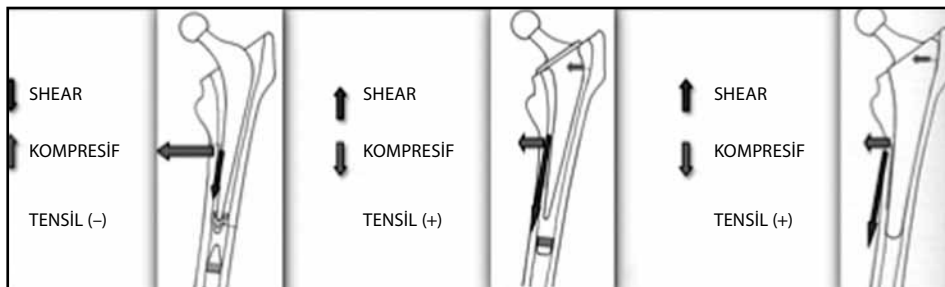
daha yakın, korozyona daha dirençli ve biyouyumluluğunun daha fazla olması nedeniyle çimentosuz stemlerde kullanılan materyal olarak tercih edilir. Çimentolu protez uygulamalarında ise daha ince stemler kullanılması nedeni ile sertliği daha yüksek olan Co-Cr alaşımlar tercih edilmektedir.

Femoral stemlerin tespit ve yük iletimi açısından yaygın olarak kullanılan üç farklı tipi vardır, bunlar çimentosuz femoral stem, yakalıklı konvansiyonel çimentolu stem ve parlak yakalısız kama tip 'tapered' çimentolu stemlerdir. Kama tip tapered çimentosuz stemlerde yük distalde çimentoya, oradan da kemiğe aktarılmakta ve makaslama ziyade kompresif güçler etkili olmaktadır. Yakalıklı modellerde ise dis-

taldeki makaslama güçleri artıp kompresif güçler azalırken proksimalde kemiğe etki eden yeni bir tensil güç ortaya çıkmaktadır. Çimentosuz komponentlerde ise distaldeki makaslama kuvvetleri iyice artmış ve kompresif etki azalmıştır. Tasarımlar yakalısız bile olsa proksimaldeki direkt temas ve titanyumun elastikliği sayesinde tensil kuvvetler oluşmaktadır (Şekil 7). Elastik modülüsü düşük metallerin yükü kemiğe daha fazla iletmesi nedeni ile protez etrafındaki kemik yoğunluğu daha iyi korunmaktadır. Titanyum kaplamalı EPOCH (extensively porous coated hip replacement) stemler ile boncuk kaplı Co-Cr stemlerde çift enerji X-ışın absorpsiyometri (Dual-emission X-ray absorptiometry DEXA) sonuçlarının karşılaştırılması daha elastik olan EPOCH modelinde kemik yoğunluğunun anlamlı derecede yüksek olduğunu ortaya koymuştur (Şekil 8).^[19]

Farklı geometrik şekillerde imal edilmiş stemler de vardır. Stem distalinin şekline göre kama ve silindirik olarak ikiye ayrılabilir. Kama stemler kendiliğinden yerleşme özelliğine sahiptir ve kemik içine rahat oturur. Stemin zamanla çökmesi proksimal yüklenmeyi sağlar (Şekil 9). Çimentolu ve kamalı modellerde kama açısı artırılarak protez migrasyonunu engellemek olasıdır. Buna karşın migrasyonun, aşırı dairesel stres ve proksimal güç kalkanı etkisine neden olma gibi olumsuz yönleri vardır. Park ve ark.^[20] proksimal plazma sprey kaplı titanyum kama stem ile TKP uyguladıkları 76 kalçada ortalama 10 yıl izlem sonunda protez sağkalım oranının %97.3 ve minimal uyluk ağrısının %4.3 olduğunu bildirmişlerdir. Aldinger ve ark.^[21] ve Lombardi ve ark.^[22] çimentosuz kama stemlerde 20 ve 15 yıllık takip sonunda %95-96.6 sağkalım bildirmişlerdir. Çok iyi klinik sonuçları olan bu stem biçiminin aşırı dairesel stres yaratması ve proksimalde güç kalkanı etkisine yol açması dezavantajlarıdır.

Silindirik modellerde ise yuvarlak kesit nedeni ile mikrohareket daha fazladır ve torsiyonel makaslama güçlerine kama modeller kadar dayanıklı değildir. Kama tasarımlarla benzer sağkalıma sahip bu modellerde uyluk ağrısı anlamlı derecede yüksek bulunmuştur. Benzer şekilde, proksimali poröz



Şekil 7. (a) Çimentolu stem. **(b)** Yakalıklı çimentolu stem. **(c)** Çimentosuz stem.



Şekil 8. (a) Elastik stemlerde kemik yoğunluğunda artış. Rakamlar kemik mineral yoğunluğunu belirtiyor. Merkezi kobalt-krom alaşım, yüzey kaplaması gözenekli titanyum olan ve elastikiyeti kemiğe yakın (extensively porous coated hip replacement; EPOCH) stemler. **(b)** Tümü kemikten çok daha sert olan kobalt-krom alaşımdan yapılmış Co-Cr stem ve etrafında kemik yoğunluk kaybı.

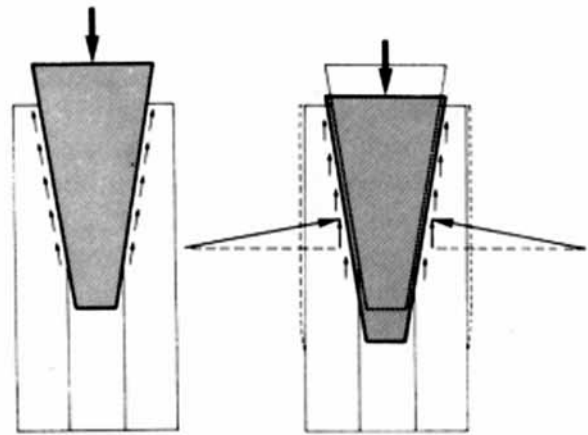
kaplı kama stemler tamamı kaplı silindirik stemlerle karşılaştırıldığında silindirik tasarımlarda dört kat artmış güç kalkanı etkisi bildirilmiştir.

Femoral komponentleri stem proksimalinin geometrisine göre de anatomik ve düz olarak sınıflamak olasıdır. Anatomik stemler femur boynunun femur shaftı ile sagittal düzlemde yaptığı açığı taklit ederler. Anatomik stemler; yuvarlak kesitli olup iyi distal tespit temin ederken daha fazla mikrohareket ve güç kalkanı etkisi oluşmasına neden olur (Şekil 10). Garellick ve ark.^[23] anatomik stem ile TKP uyguladıkları 204 kalçanın 10 yıl izlem sonunda %95.7'sinde başarılı sonuç elde ettiklerini bildirmişlerdir.

Düz stemler dikdörtgen kesitlidir, torsiyonel makaslama güçlerine daha dayanıklıdır ve mikrohareketleri ise azdır. Düz stemlere örnek olan Corail modellerde stem geometrisinin proksimalde trapezoid olması makaslama güçlerine karşı dayanıklılık



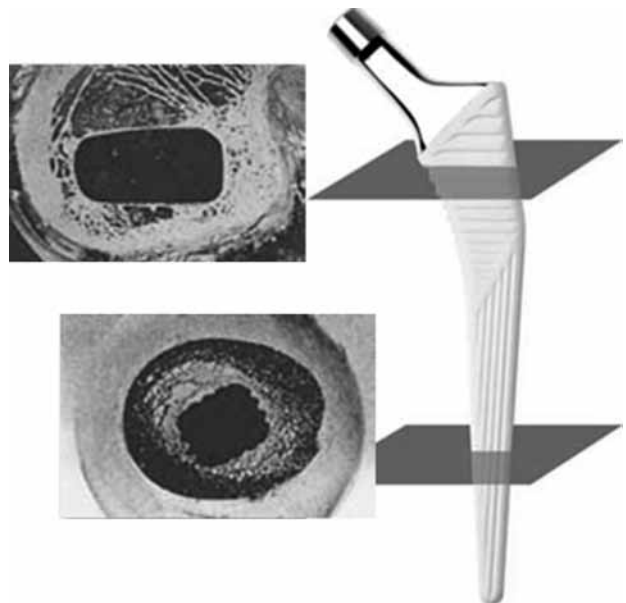
Şekil 10. Anatomik stem.



Şekil 9. Kama stemler, stemin zamanla yer değiştirmesi ve oturması.



sağlarken distalde dörtgen kesite dönmesi korteks teması olmadan rotasyonun engellenmesini sağlamaktadır. Bu sayede mikrohareketler en aza indirgenmektedir (Şekil 11). Aldinger ve ark.^[24] 154 kalçada kullanılan düz stemli protezlerde ortalama 12 yıl izlem sonunda %98 protez sağkalım oranı tespit etmişlerdir. Proksimalde geniş lateral kenarın geniş tutulduğu tasarımlarda mediale binen kompresif güçler artar. Protez köşelerinin yuvarlatılması ise kenar stresini azaltır. Stemlerin proksimal ve distal geometrisine göre modellerin sınıflandırılması ve ticari isimleri tabloda gösterilmiştir (Tablo 1).

Uyluk ağırlısını azaltmak ve kemik stoğunu korumak amacı ile kısa ya da metafiz dolduran stem



Şekil 11. Corail (DePuy) stemlerde proksimalde trapezoid, distalde dörtgen kesit.

Tablo 1. Stem geometrisi

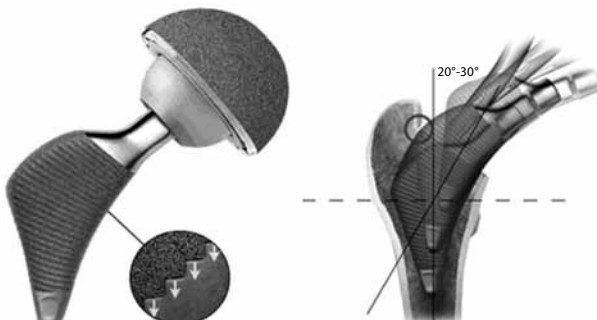
Distal		Proksimal	Örnek
Kama		2 boyut 3 Boyut Anatomik	Tri-lock Mallory Profile
Silindirik		2 boyut 3 Boyut Anatomik	Harris galante Multilock Anatomik hip

modelleri de geliştirilmiştir. Bu modellere örnek olarak HA kaplı poroz yüzeye sahip Proxima (DePuy) modeli gösterilebilir.^[25] Kalkar kısmında sahip olduğu makro basamaklar implanta binen tanjansiyel yüklerin kemiğe kompresif yük olarak aktarılmasını sağlar. Erken dönem başarılı sonuçları olan bu tasarımı kullanırken cerrahi tekniğin farklı olduğunu ve doğru uygulanmazsa dizilim kusuruna yol açacağını unutmamak gerekir (Şekil 12).

Stem geometrisi de kalça protezinin başarısını etkiler. Önemli geometrik özelliklerden biri de "femoral off-set"tir. Femoral stemlerin farklı 'off-set'lerde üretilmesi ile kalça abdükör mekanizmasının ve stabilitesinin uygun şekilde oluşturulması, uzunluk eşitsizliğinin giderilmesi ile temin edilir (Şekil 13). Off-set hem vertikal hem de lateral olsa da femoral off-set terimi tek başına kullanıldığında lateral off-set kastedilmektedir. Femoral off-set'in artırılması abdükör kaldırmaç kolunu uzatarak işlevsel sonuçları iyileştirir. Yüksek femoral off-set sayesinde boynu uzatmak gereksinimi azalır ve femur mediyalizasyonu engellenir. Boynu uzatarak femoral off-set elde etmeye çalışmak aynı zamanda ekstremitte uzunluğunu da etkilemekte ve bir komponent düzeltilirken diğeri bozulmaktadır.^[26,27]

1- Çimentolu femoral stemler

Çimentolu femoral komponent uygulamalarında kemikle stem arasında bulunan çimento tabakası nedeniyle medüller kanalı dolduran çimentosuz stemlere göre çapları daha küçük olacaktır. Çimentolu

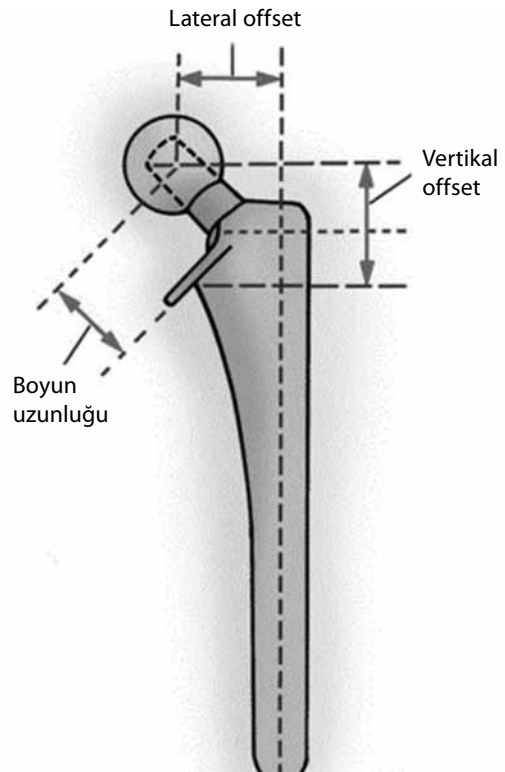


Şekil 12. Metafiz dolduran kısa stemler. (a) Makro basamak yapısı. (b) İmplant yerleştirmede farklı teknik kullanılır.

stemlerin çapı daha küçük olacağı için çimentosuzlara göre daha esnek olacak ve proksimaldeki yük transferi daha yüksek olacaktır. Bu yüzden çimentolu stemler Co-Cr ve paslanmaz çelik gibi elastik modülüsü yüksek sert materyallerden yapılması tercih edilir. Eğer çimentolu komponent materyali olarak titanyum kullanılırsa proksimaldeki eğilme etkisi artar ve proksimalde yüksek yüzey-çimento stresi oluşur ve stemle çimento arasında ayrılma (debonding) meydana gelir. Emerson ve ark.^[28] 10 yıl izlem sonunda çimentolu titanyum stemlerde %12.7 osteoliz tespit ederken çimentosuz titanyum stemlerde osteoliz tespit etmediklerini bildirmişlerdir.

Konvansiyonel yakalıklı çimentolu stemler

Konvansiyonel yakalıklı çimentolu tespit tipi stemlerin, genelde boyun ve stem arasında yakalığı (collar) olup yüzeyleri saten (Ra 0.4-1.0 m) ya da mat (1.0-2.5 µm) özelliktedir. Stem kemiğe ve çimento içerisine fikse olacak şekilde tasarlanmıştır. Kemik-çimento-stem tek bir parça olarak hareket eder. Bu tip stemlerde; stem-çimento ve çimento-kemik arasında yüksek makaslama kuvvetler, düşük kompresyon kuvvetleri ve tensil kuvvetler oluşur. Çimento-kemik yüzeyi arasındaki tespitin iyi olması, implantın başarısı için en iyi faktördür. Çimento-kemik yüzeyindeki tutunma kuvveti, kemiğin kuvvetiyle sınırlıdır. Stem-çimento



Şekil 13. Vertikal ve lateral offset.^[25]

arasındaki mikrohareket, stemin yüzeyinden ve çimento iç yüzeyinden birçok mikropartikül kopmasına yol açar. Bu da aseptik gevşemenin en büyük nedenidir. Çimentolu stemlerde yakalık varlığında, çimento içerisine stemin kontrollü yerleştirilmesi, yükün doğrudan transferi daha az çökme gelişmesi gibi avantajlarının yanı sıra stemin kalkarda asılı kalması, distal stemde mikrohareket gibi dezavantajları vardır.

Parlak yakalıksız çimentolu stemler

Parlak yakalıksız kama tipli çimentolu stemlerde stem, kemiğe fikse çimento içerisinden yakalıksız ve parlak özelliklerinden dolayı mikroharekete sahiptir. Stemin parlak yüzeyi ile çimento arasındaki sürtünme katsayısı, saten ya da mat yüzeye sahip stem ile çimento arasındaki sürtünme katsayısından daha düşüktür. Buna bağlı olarak parlak yüzey ve çimento arasındaki maksimum makaslama stresi saten ya da mat yüzeye göre daha azdır. Yüklenme stem-çimento ara yüzeyinde harekete neden olur ve stem çimento içerisine çöker (subsidence). Bu durum radyal kompresif ve dairesel (hoop) streslere yol açar. Stem geometrisinin kama ve düz (anatomik olmayan) olması çökmeyi bir derece azaltır. Bununla birlikte yüzey parlak olduğu için çimento abrazyonu ve oluşan debris azdır. Parlak yakalıksız kama stemin kilitlenebilmesi için merkezleyici (sentralizer) kullanılır. Çimentolu stem uygulamalarında merkezleyici kullanılması çimentoya kompresif güçleri iletir, stemin uç yüklenmesini azaltır. Çimento implant tutunumunu artırmak için poroz ya da önceden PMMA kaplı stemler denenmiş fakat sonuçlar başarısız olmuştur. Pürüzlü yüzey kullanımı aşırı çimento aşınması ile sonuçlanmış ve her iki modelde de yüksek oranda mekanik yetmezlik meydana gelmiştir. Carrington ve ark.^[29] Exeter (Exeter, Stryker, Howmedica) çimentolu stemlerin 17 yıllık takibinde %90.4 başarı bildirmişlerdir.

Çimentosuz femoral stemler

Çimentosuz TKP'de erken tespit ve stabilite temeldir. Femoral komponentin başarılı olabilmesi için başlangıçta torsiyonel stabiliteye sahip olması, çökmeye, tilte karşı koyması gerekir. Oluşan dairesel stresi uygun tasarımla proksimal femurda kompresif kuvvete çevirmek gerekir. Bunu sağlamanın bir yolu femoral komponentin proksimalinde basamaklar oluşturmaktır. Horizontal basamaklar yüzey porozitesini makaslama güçlerinin etkisinden de korur. Proksimal bölgede (dorsal ve lateral) oluşturulan çıkıntılar yüzey artışına neden olurken rotasyonel stabiliteyi temin eder ve çökmeyi önlemeye yardımcı olur. Çimentosuz stemde oluk ve yivlerin bulunması rotasyonel stabiliteyi artırır. Yakalıklı çimentosuz stemlerde, stem kalkarda asılı kalır ve mikrohareket

oluşur. Temas yüzeyinin azlığı güç kalkanı etkisi oluşmasına neden olur. Bu tasarımın avantajı kontrollü yerleştirmeyi sağlamasıdır. Femoral stemde distal yarıkların bulunması ise stemin eğilme sertliğini azaltarak, ameliyat sırasında kırık riskini ve ameliyat sonrası dönemde oluşabilecek uyluk ağrısı gelişimi riskini azaltır. Kurşun şeklinde stem ucu femoral teması azaltarak distal nokta yükünü azaltır.

Çimentosuz femoral komponent uygulamalarında stem medüller kanalı dolduracak kesit alanına sahip olmalıdır. Direkt olarak kemiğe tespit edilen bu komponentin yüzeyi osteointegrasyonu temin edecek ve hızlandıracak biçimde yapılandırılmalıdır. Çimentosuz stemlerde osteointegrasyonu sağlayacak poroz yüzey asetabulumdakinden farklı değildir (kobalt-krom yuvarlak küçük parçacıklar- 'sintered cobalt-chromium beads', titanyum beads, kanselöz yapılı titanyum, titanyum partiküler plasma sprayed'). Poroz yüzeyler HA ile kaplanarak osteointegrasyon artırılabilir.^[30-32] Çimentosuz femoral stemler poroz kaplı yüzeyleri stemin $\frac{1}{3}$ proksimal kısmından başlayarak farklı uzunluklarda distal kısmına kadar kaplanmış şekilde üretilmektedir. MacDonald ve ark.^[33] proksimali poroz kaplı kama stem yaygın poroz kaplı silindirik stemleri karşılaştırdıkları çalışmalarında 6.4 yıllık takip sonunda kalkar kemik yoğunluğunda yaygın kaplı stemlerde %23.7, proksimali kaplı stemlerde ise %15.3 azalma bildirmişlerdir. Her iki grup arasında fonksiyonel sonuçlar ve uyluk ağrısı açısından ise fark saptanmamıştır. Günümüzde $\frac{1}{3}$ proksimal poroz yüzey kaplamalı stemler yük dağılımını uygun olarak temin ettikleri için yaygın olarak kullanılmaktadır. Proksimali poroz kaplı kama stemler tamamı kaplı silindirik stemlerle karşılaştırıldığında silindirik tasarımlarda dört kat artmış yük kalkanı etkisi bildirilmiştir. Poroz yüzeydeki boşluklar 100-400 mikron aralığında olduğunda etkili osteointegrasyonu sağlamaktadırlar.^[34] Gözenek çapı 500-600 mikrometre olduğunda ise yumuşak doku gelişimi için en ideal poroziteye ulaşılmaktadır. Bu özelliğin abdükör onarımında yumuşak doku protez entegrasyonunu sağlamada kullanılabileceği öne sürülmüştür.

Femoral komponent kemiğe göre eğilme ve torsiyonel kuvvetlerine karşı daha dirençlidir. Stem ve kemik, implant-kemik ara yüzeyinde herhangi bir harekete izin vermeyecek biçimde tek parça halinde davranış gösterir. İmplant-kemik entegrasyonu oluştuğunda eğilme kuvveti nedeniyle proksimal lateral yüzeyde germe stresleri meydana gelir. İmplant, üzerine binen vertikal yüklenmeyi taşıırken, implant-kemik yüzeyinde büyük makaslama stresi oluşur. Stemin sahip olduğu kama şekline göre binen yük daha düşük radyal kompresif kuvvetler oluşturur.

İmplant kemik stabilitesini artırmak için çalışmalar devam etmektedir. Denenen yöntemlerden biri de CaPO ve alendronat kaplı stemlerin kullanımıdır. Garbuz ve ark.^[35] yaptıkları çalışmada boşluk doldurmada %143, kemik ilerlemesinde %259 ve kemik oluşumunda %193 artış bildirmişlerdir.

KALÇA PROTEZİNDE YÜZEY SEÇENEKLERİNDEKİ GELİŞMELER

Kalça replasmanı cerrahisinde temas yüzeylerinin aşınmasını etkileyen etkenler arasında hastaya, komponentlere ve temas yüzeylerine bağlı özellikler yer alır. Klerens, yüzeylerin pürüzsüzlüğü, baş büyüklüğü ve kayganlık derecesi yüzey aşınmasını direkt olarak etkiler. Klirens arttıkça eklemleşen yüzeylerin çap uyumsuzluğu artar ve bunun sonucunda aşınma artar. Klirensin azalması ise daha sıkı bir eklemleşmenin olmasını ve burada meydana gelen negatif basıncın eklem içi sıvıyı yüzeylerin arasına çekerek kayganlığın artmasını sağlar, böylece aşınma azalır. Geleneksel olarak yüzey seçenekleri metal-PE, metal-metal, seramik-PE ve seramik-seramik çiftlerden oluşur. Polietilendeki çapraz bağların artırılması ile elde edilen ultra çapraz bağlı polietilen ve metal-seramik yüzey alternatifleri yeni geliştirilen tasarımlara örnektir.^[36,37]

Sağlamlığı artırılmış seramiklere örnek olarak %75 alüminyum oksit, %25 zirkonyumdan oluşan delta seramik gösterilebilir. Artmış sağlamlığın yanı sıra Van-der-Waals bağlarının daha fazla olması sayesinde daha iyi mikrofilm tabakası oluşmakta ve kayganlık artmaktadır. Sağlamlığı artırılmış seramik başların metal insertlerle eşleştirilmesi ile Ishida ve ark.^[38] azalmış iyon salınımı, metal-metallere kıyasla artmış lubrikasyon ve aşınmada beş kat azalma bildirmişlerdir.

Üzerinde çalışılan yüzey iyileştirmeleri arasında ise kullanılan materyallerin dayanıklılığının artırılması, kayganlaştırıcı kimyasal yüzey kaplamaları içeren tasarımlar yer almaktadır.

EKLEM HAREKET AÇIKLIĞINI VE STABİLİTESİNİ ETKİLEYEN TASARIM ÖZELLİKLERİ

Total kalça protezi uygulaması sonrası eklem hareket açıklığı (EHA) ve eklem stabilitesi uygulanan cerrahi tekniğe ve implantın tasarım özelliklerine bağlı olarak değişebilir. Femoral başın büyüklüğü, baş/boyun çap oranı, boyun uzunluğu, femoral off-set ve insert tasarımı stabilite ve EHA'yı etkileyen temel özelliklerdir. Uygulanan cerrahi teknik sonucu oluşan yumuşak doku gevşekliği ve komponentlerin kötü pozisyonda yerleştirilmesi instabilite ve EHA olumsuz

etkileyen en önemli faktörlerdir. Bunların giderilmesi amacıyla implantların tasarım özelliklerinden yararlanmak genellikle yetersizlikle sonuçlanmaktadır. Kötü pozisyonda yerleştirilen asetabuler komponentlerde açılı insert kullanılması eklem stabilitesini az da olsa artırmasına karşın EHA'yı kısıtlar, boyun ile insert arasında sıkışmaya ve daha fazla PE aşınmasına neden olur. Ameliyat sırasında gelişen instabiliteyi gidermek amacı ile etekli uzun başın kullanılması ise EHA'nın azalmasına ve sıkışmaya neden olur. Kalça eklemi instabilitesinin önlenmesinde off-set tasarım özelliğine sahip femoral implantların kullanılması önerilmektedir. Instabiliteyi önlemede boyun uzunluğunun artırılması çoğu zaman ekstremite uzunluk eşitsizliğine neden olacağı için off-set'i fazla implantların kullanılması daha uygun olacaktır. İdeal baş-boyun çapı oranı 3/1 olarak kabul edilmektedir. Femur baş çapı arttıkça stabilite ve EHA artar. Bununla birlikte büyük baş daha fazla volümetrik aşınmaya neden olur. Hedlundh ve ark.^[39] 22 mm kullanılan 317 Charnley protezi ile 32 mm baş kullanılan 2875 Lubinus protezini karşılaştırdıkları çalışmalarında çıkık oranını sırası ile %3.7 ve 2.9 olarak tespit ettiklerini tekrarlayan çıkıkların ise 22 mm başlarda 2.3 kat fazla olduğunu bildirmişlerdir. Femoral baş çapı sabit kalarak komponent boyun çapının azalmasında kalça EHA'nın artışına katkı sağlar. Boyun şekli uç kısmında dar, stemle birleştiği yerde kalınlaşan tasarımlardaki femoral komponentlerde kısa baş kullanıldığında ³/₁ oranında değişiklik olursa EHA azalacaktır.

KAYNAKLAR

1. Kurtz S, Ong K, Lau E, Mowat F, Halpern M. Projections of primary and revision hip and knee arthroplasty in the United States from 2005 to 2030. *J Bone Joint Surg [Am]* 2007;89:780-5.
2. Görgeç M, Öztürk İ, Aksoy B, Bombacı H. Ortopedi ve travmatolojide biyomateryeller. İstanbul: TOTDER; 2005.
3. Jones LC, Hungerford DS. Cement disease. *Clin Orthop Relat Res* 1987;225:192-206.
4. Callaghan JJ, Salvati EA, Pellicci PM, Wilson PD Jr, Ranawat CS. 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]* 1985;67:1074-85.
5. Charnley J. Low friction arthroplasty of the hip: theory and practice. Berlin Springer Verlag; 1979.
6. Schulte KR, Callaghan JJ, Kelley SS, Johnston RC. 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]* 1993;75:961-75.
7. Dalstra M, Huiskies R. The influence of metal backing in cemented cups. *Proceedings of the 37th annual meeting of the Orthopedic Research Society*. March 4-7, 1991, Anaheim CA: 1991. p. 272.
8. Li S, Burstein AH. Ultra-high molecular weight polyethylene. The material and its use in total joint implants. *J Bone*

- Joint Surg [Am] 1994;76:1080-90.
9. Muratoglu OK, Bragdon CR, O'Connor DO, Jasty M, Harris WH. A novel method of cross-linking ultra-high-molecular-weight polyethylene to improve wear, reduce oxidation, and retain mechanical properties. Recipient of the 1999 HAP Paul Award. *J Arthroplasty* 2001;16:149-60.
 10. Kavanagh BF, Dewitz MA, Ilstrup DM, Stauffer RN, Coventry MB. Charnley total hip arthroplasty with cement. Fifteen-year results. *J Bone Joint Surg [Am]* 1989;71:1496-503.
 11. Ritter MA, Keating EM, Faris PM, Brugo G. Metal-backed acetabular cups in total hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg [Am]* 1990;72:672-7.
 12. Morscher EW. Cementless total hip arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res* 1983;181:76-91.
 13. Patil N, Lee K, Goodman SB. Porous tantalum in hip and knee reconstructive surgery. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 2009;89:242-51.
 14. Meneghini RM, Ford KS, McCollough CH, Hanssen AD, Lewallen DG. Bone remodeling around porous metal cementless acetabular components. *J Arthroplasty* 2010; 25:741-7.
 15. Huo MH, Stockton KG, Mont MA, Parvizi J. What's new in total hip arthroplasty *J Bone Joint Surg [Am]* 2010;92:2959-72.
 16. Hermida JC, Bergula A, Chen P, Colwell CW Jr, D'Lima DD. Comparison of the wear rates of twenty-eight and thirty-two-millimeter femoral heads on cross-linked polyethylene acetabular cups in a wear simulator. *J Bone Joint Surg [Am]* 2003;85-A:2325-31.
 17. Bader R, Steinhäuser E, Scholz R, Simnacher M, Mittelmeier W. Experimental analysis of neutral, asymmetric and constraint liners for total hip replacement: investigation of range of motion and protection against joint instability. *Z Orthop Ihre Grenzgeb* 2004;142:577-85. [Abstract]
 18. Latif AM, Mehats A, Elcocks M, Rushton N, Field RE, Jones E. Pre-clinical studies to validate the MITCH PCR Cup: a flexible and anatomically shaped acetabular component with novel bearing characteristics. *J Mater Sci Mater Med* 2008;19:1729-36.
 19. Glassman AH, Bobynd JD, Tanzer M. New femoral designs: do they influence stress shielding? *Clin Orthop Relat Res* 2006;453:64-74.
 20. Park MS, Choi BW, Kim SJ, Park JH. Plasma spray-coated Ti femoral component for cementless total hip arthroplasty. *J Arthroplasty* 2003;18:626-30.
 21. Aldinger PR, Jung AW, Pritsch M, Breusch S, Thomsen M, Ewerbeck V, et al. Uncemented grit-blasted straight tapered titanium stems in patients younger than fifty-five years of age. Fifteen to twenty-year results. *J Bone Joint Surg [Am]* 2009;91:1432-9.
 22. Lombardi AV Jr, Berend KR, Mallory TH, Skeels MD, Adams JB. Survivorship of 2000 tapered titanium porous plasma-sprayed femoral components. *Clin Orthop Relat Res* 2009;467:146-54.
 23. Garellick G, Malchau H, Regné H, Herberts P. The Charnley versus the Spectron hip prosthesis: radiographic evaluation of a randomized, prospective study of 2 different hip implants. *J Arthroplasty* 1999;14:414-25.
 24. Aldinger PR, Thomsen M, Mau H, Ewerbeck V, Breusch SJ. Cementless Spotorno tapered titanium stems: excellent 10-15-year survival in 141 young patients. *Acta Orthop Scand* 2003;74:253-8.
 25. Ghera S, Pavan L. The DePuy Proxima hip: a short stem for total hip arthroplasty. Early experience and technical considerations. *Hip Int* 2009;19:215-20.
 26. Canale ST, Beaty JN. *Campbell's operative orthopaedics*. 11th ed. Pennsylvania: Mosby; 2007.
 27. Lecerf G, Fessy MH, Philippot R, Massin P, Giraud F, Flecher X, et al. Femoral offset: anatomical concept, definition, assessment, implications for preoperative templating and hip arthroplasty. *Orthop Traumatol Surg Res* 2009; 95:210-9.
 28. Emerson RH Jr, Head WC, Emerson CB, Rosenfeldt W, Higgins LL. A comparison of cemented and cementless titanium femoral components used for primary total hip arthroplasty: a radiographic and survivorship study. *J Arthroplasty* 2002;17:584-91.
 29. Carrington NC, Sierra RJ, Gie GA, Hubble MJ, Timperley AJ, Howell JR. The Exeter Universal cemented femoral component at 15 to 17 years: an update on the first 325 hips. *J Bone Joint Surg [Br]* 2009;91:730-7.
 30. Race A, Heffernan CD, Sharkey PF. The Addition of a Hydroxyapatite Coating Changes the Immediate Postoperative Stability of a Plasma-Sprayed Femoral Stem. *Arthroplasty* 2010. [Epub ahead of print]
 31. Goosen JH, Kums AJ, Kollen BJ, Verheyen CC. Porous-coated femoral components with or without hydroxyapatite in primary uncemented total hip arthroplasty: a systematic review of randomized controlled trials. *Arch Orthop Trauma Surg* 2009;129:1165-9.
 32. Chambers B, St Clair SF, Froimson MI. Hydroxyapatite-coated tapered cementless femoral components in total hip arthroplasty. *J Arthroplasty* 2007;22:71-4.
 33. MacDonald SJ, Rosenzweig S, Guerin JS, McCalden RW, Bohm ER, Bourne RB, et al. Proximally versus fully porous-coated femoral stems: a multicenter randomized trial. *Clin Orthop Relat Res* 2010;468:424-32.
 34. Bobynd JD, Pilliar RM, Cameron HU, Weatherly GC, Kent GM. The effect of porous surface configuration on the tensile strength of fixation of implants by bone ingrowth. *Clin Orthop Relat Res* 1980;149:291-8.
 35. Garbuz DS, Hu Y, Kim WY, Duan K, Masri BA, Oxland TR, et al. Enhanced gap filling and osteoconduction associated with alendronate-calcium phosphate-coated porous tantalum. *J Bone Joint Surg [Am]* 2008;90:1090-100.
 36. Manley MT, Sutton K. Bearings of the future for total hip arthroplasty. *J Arthroplasty* 2008;23:47-50.
 37. Bhatt H, Goswami T. Implant wear mechanisms-basic approach. *Biomed Mater* 2008;3:042001.
 38. Ishida T, Clarke IC, Donaldson TK, Shirasu H, Shishido T, Yamamoto K. Comparing ceramic-metal to metal-metal total hip replacements-a simulator study of metal wear and ion release in 32- and 38-mm bearings. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 2009;91:887-96.
 39. Hedlundh U, Ahnfelt L, Hybbinette CH, Wallinder L, Weckström J, Fredin H. Dislocations and the femoral head size in primary total hip arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res* 1996;333:226-33.