



Total diz protezlerinde materyal ve tasarım

Material and design in total knee prostheses

Ömer Faruk Bilgen, Sadık Bilgen, Cenk Ermutlu

Uludağ Üniversitesi Tıp Fakültesi Ortopedi ve Travmatoloji Anabilim Dalı, Bursa

Sağlık hizmetlerindeki iyileşmelerden dolayı protez uygulanmış hastalar daha uzun yaşamakta ve revizyon cerrahisi gereksinimi artmaktadır. Gevşeme ve aşınmaya uğramadan daha uzun süre dayanabilecek implantlara gereksinim artmaktadır. Komponent tasarımı ve kullanılan alaşımlarda yapılan iyileştirmelerle daha genç ve aktif hasta grubunda oluşan yüksek beklentiler karşılanmaya çalışılmaktadır. İmplantlar üzerindeki iyileştirmeler devam ederken, en gelişmiş implantın bile iyi bir cerrahi tekniğin yerini alamayacağı unutulmamalıdır. 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. Günümüzde kemik-implant bütünleşmesini artırmak için kemik gelişimini tetikleyen gözenekli metaller kullanılmaya başlanmıştır. Bu derleme diz protezlerinde yeterli stabilite ve yüksek hareket açıklığı elde edebilmek için güncel komponent tasarımları ve yenilikler üstünde durmaktadır.

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

With better healthcare, patients with replaced joints-prosthesis live longer, which increases the need for revision surgeries. Thus, there is increased demand for implants which will survive longer without component loosening or implant wear. Advances in both component design and material composition try to fulfill the high demand from a younger and more active patient population. While there is continuous improvement in implant designs, it should be remembered that even the most advanced implant cannot take the place of a proper surgical technique. The latest designs may not necessarily be the ideal solution for every patient. There must be a conformity between patients' demands and what the implant offers. An ideal implant should provide stability without compromising mobility. New porous materials are introduced to enhance bone-implant integration by stimulating bone growth. This review focuses on current component designs and new advances to achieve good fixation to bone, low wear of bearing surfaces, adequate stability and high range of motion for knee arthroplasties.

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

Diz protezlerinin gelişimi süresince farklı tasarımlar kullanılmış, bu tasarımların klinik sonuçlarına göre bir kısmı terk edilirken bir kısmının kullanımına devam edilmiş ve bunların tasarım ve gelişimi sürdürülerek günümüzdeki günümüzdeki biçimleri belirlenmiştir. Başarısız sonuçlar nedeni ile kullanımdan kaldırılan bazı tasarımlar ise doğru endikasyonların belirlenmesi ve metal ve yüzey seçeneklerindeki gelişmeler sayesinde tekrar kullanım alanı bulmuşlardır. Erken dönem diz protezlerinde femoral komponent metalden imal edilirken tibial komponentler akrilikten yapılmaktaydı.

Freeman ve ark.nın^[1] protez tasarımı için sıraladığı genel prensiplerin üzerinden 40 yıl geçmesine rağmen birkaç ufak değişiklik haricinde güncelliğini korumaktadır (Tablo 1). Çapraz bağların korunması ve patellar komponent değişiminin gerekliliği konusunda ise hala bir fikir birliği yoktur.

Diz protezlerini farklı biçimlerde sınıflamak olasıdır. Arka çapraz bağı koruyan-kesen-stabilize eden, çimentolu-çimentosuz, kısıtlayıcı olmayan-yarı kısıtlayıcı-kısıtlayıcı, sabit insertli-hareketli insertli, patella değiştiren-değiştirmeyen, modüler-nonmodüler

biçiminde de sınıflanabilir. Protez sınıflamaları tablo 2'de gösterilmiştir.

İdeal protez modelinin hangisi olduğuna karar vermek, kısa ve uzun vade sonuçların her zaman birbirini desteklememesi, radyolojik bulgu ve hasta memnuniyetleri arasında her zaman direkt bir ilişki olmaması, hasta memnuniyetini objektif olarak değerlendirmenin zorluğu, farklı hasta beklentilerinin hasta memnuniyetini etkilemesi, iki protez tasarımı arasında hemen her zaman birden fazla özellikte değişiklik olması gibi nedenlerden dolayı hiç kolay değildir. Dahası, kullanımdan kalkan bazı protez modelleri teknolojiye gelişmeler sayesinde etkin olarak kullanılabilir. Önceleri her osteoartrit olgusunda trikompartmantal protezler kullanılırken, günümüzde unikompartmantal osteoartritlerde yeni tedavi yöntemi olarak unikonidler protez kullanımı yaygınlaşmıştır.

TOTAL DİZ PROTEZİ (TDP)'NDE ÇAPRAZ BAĞIN KORUNMASI

Diz protezi cerrahisinde çapraz bağın korunup korunmaması tartışması neredeyse protezin tarihi kadar eskidir. Normal dizlerde fleksiyonun sonlarına doğru femur kondilleri tibia platosu üzerinde posteriyora doğru yer değiştirerek geri yuvarlama (roll-back) hareketi yapar. Bu hareket sırasında menüsküslerin hareketli olması posteriyor sıkışmayı engeller ve eklem hareket açıklığı artar. Femoral roll back iç ve dış kondilde farklı oranda olur. Her iki protez tasarımı arasında propriozeptiyon ve yürüyüş analizi açısından fonksiyonel sonuçlara etki edecek bir fark saptanmamıştır. Kullanılacak olan tasarım cerrahin deneyimine, tercihine ve implanta aşinalığına bağlıdır. Orthopedics Today'in 2006 yılı sayısında üç deneyimli cerrahın biri çapraz bağ koruyan modellerin fonksi-

yonel ve stabilite yönünden bir kazanç sağlamadığını belirtmiş ve bütün olgularda kullanımı daha kolay olan arka çapraz bağ (AÇB) kesen modelleri önermiş, bir diğeri instabilite olmayan bütün olgularda AÇB koruyan tasarımları kullandığını belirtmiş, üçüncü cerrah ise aşırı kontraktür ve varus/valgus deformitesi varlığında AÇB kesen, geri kalan olgularda AÇB koruyan modelleri tercih ettiğini bildirmiştir. Her iki yöntemle de oldukça başarılı sonuçlar elde edilebilmiştir.

Arka çapraz bağ koruyan protezler

Çapraz bağın propriozeptiyona katkısı, kemik stoğu daha çok koruması ve diz kinetiğini daha iyi taklit etmesi, eklem uyumunun az olması nedeni ile protez kemik bileşkesine binen yüklerin daha az olması çapraz bağ koruyan modellerin avantajlarıdır.^[2] Deformitenin varus ya da valgus olmasına göre de tercih edilecek protez tipi değişebilmektedir. Revizyon olgularında çapraz bağ koruyan tasarımların hemen hiç yeri yoktur.^[3] Daha önce patellektomi yapılmış hastalarda da anterior posteriyor (AP) yönünde instabiliteye yol açacağından dolayı kullanılmazlar. Femur tibia üstünde arkaya kayarken göreceli bir dış rotasyon yapar. Bu hareket patellanın lateralize olmasını da önler. Bu farklı orandaki hareketi taklit eden tasarımlar vardır. Temelde bu iç ve dış kondillerinin eklem uyumu farklı insert kullanılarak sağlanır.

Arka çapraz bağ koruyan tasarımların ilk örneklerinde AÇB'nin varlığına güvenilerek geri yuvarlanma esnasında sıkışmayı önlemek için tibial plato düz olarak tasarlanmıştır. Oysa artrit dizlerde AÇB'de ön çapraz bağ (ÖÇB) gibi fonksiyonelliğini kaybetmekte, ameliyat sonrası geç dönemde kopabilmekte, bağ dengesinin iyi sağlanamadığı ameliyatlarda fonksiyonelliğini yitirebilmektedir. Kleinbart ve

Tablo 1. Freeman ve ark.^[1] ideal protez tasarım prensipleri

- Kemik kesileri gerektiğinde salvaj prosedürlere izin verecek kadar az olmalı.
- Gevşeme riski en aza indirgenmeli.
- Mümkün olduğunca az aşınma ürünü meydana getirmeli ve oluşan ürünlerin düşük aktivitede olması sağlanmalı.
- Mümkün olduğunca az ölü boşluk bırakarak enfeksiyon riski minimumda tutulmalı.
- Uzun intramedüller stemlerin kullanımından kaçınarak enfeksiyona sekonder komplikasyonlar en aza indirgenmeli.
- Standart bir cerrahi teknik olmalı.
- En az 5 derece hiperekstansiyon ve 90 derece fleksiyona izin vermeli.
- Belli bir miktar rotasyona izin vermeli.
- Aşırı harekete engel olacak yumuşak doku dengesi sağlanmalı.

Tablo 2. Farklı özelliklere göre total diz protezi çeşitleri

Çapraz bağ
Koruyan
Kesen
Stabilize eden
Patella
Değişen
Değişmeyen
Fiksasyon
Çimentolu
Çimentosuz
Hibrit
İnsert hareketliliği
Sabit
Hareketsiz
Eklem yüzey özelliği
Poliyeten
Seramik

ark.^[4] 1996 yılındaki yayınında osteoartritli dizlerin sadece %17'sinde normal AÇB'ye rastlamış, olguların %63'ünde ise belirgin dejenerasyon bildirmişlerdir. Romatoid artritli hastalarda da AÇB kopma riski çok yüksek olması nedeniyle bu protezler kullanılmamalıdır. İşlevselliği azalmış bir AÇB fleksiyon esnasında instabiliteye yol açabilmektedir. Bütün bu nedenlerle daha yeni modellerde tibial plato uyumu artırılmış, ön dudak eklenmiş ve patolojik translasyonların önüne geçilmeye çalışılmıştır.

Arka çapraz bağı koruyan protezler geri yuvarlanmaya izin vermeleri ve daha düz insert tasarımları sayesinde standart AÇB kesen protezlere göre daha geniş hareket açıklığı sunmaktadır.

Arka çapraz bağı koruyan protezlerde bağ dengesinin sağlanması şarttır ve sağlanamadığı durumlarda diz mekaniği ciddi biçimde bozulur. Arka çapraz bağı aşırı gergin olduğu durumlarda eklem hareket açıklığı azalırken, gevşek bir AÇB de instabiliteye yol açar. Bu yüzden belli bir deneyime erişmemiş cerrahların AÇB koruyan protezleri tercih etmemesi önerilmektedir.

Arka çapraz bağı kesen protezler

Aşırı derecede varus ya da valgus deformitesi olan dizlerde gerek AÇB koruyan, gerekse AÇB kesen protezler kullanılabilir. Önemli olan fleksiyon ve ekstansiyonda ideal yumuşak doku dengesini elde etmektir. Fakat AÇB'nin eksizyonu cerrahi alanın daha rahat görülmesini sağlamak ve tekniği kolaylaştırmaktadır. Yumuşak doku dengesinin sağlanmasındaki yetersizlikleri AÇB koruyan modellere göre daha fazla tolere edebilmeleri de bu olgularda daha çok tercih edilmelerini sağlamaktadır.

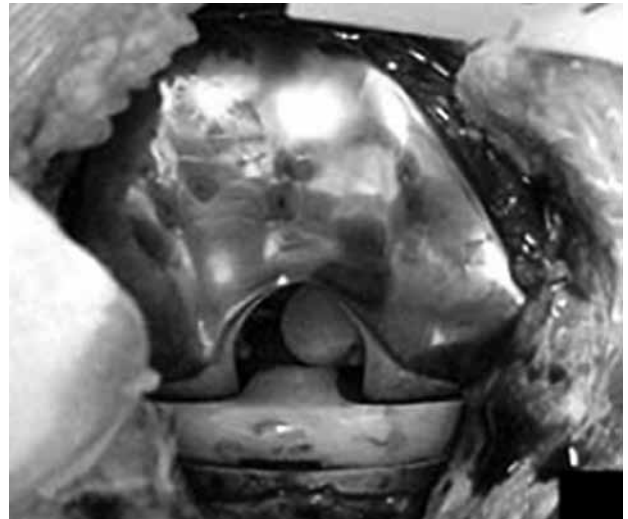
Çapraz bağı kesen total diz protezi tasarımlarının ilk örneklerinde yer almayan cam-post mekanizmasının geliştirilmesi ile posteriyoru stabilize eden diz protezleri ortaya çıkmıştır. Bu düzenek ile tibianın posteriyora kaymasının engellenmesi, femoral geri yuvarlanmanın sağlanması, fleksiyonun artırılması ve aynı zamanda posteriyor sıkışmanın engellenmesi amaçlanmıştır.

Posteriyoru stabilize eden protez tasarımlarında posteriyor sıkışma riski azaldığı için tibial komponentin yüzeyi femur kondillerinin yuvarlaklığına uyumlu olarak tasarlanabilir ve bu uyum sayesinde protez daha stabil hale gelir. Sıçrama mesafesinin 16 mm'den daha fazla olması da yüksek fleksiyon derecelerinde dislokasyon riskini azaltmaktadır. Kondil uyumlu insertlerin kullanılması sayesinde temas yüzeyi artmakta, temas basıncı düşmekte ve insert aşınması azalmaktadır. Knight ve ark.^[5] temas basıncının temas yüzeyi 300-350 mm²'ye çıkana kadar azaldığını, bu

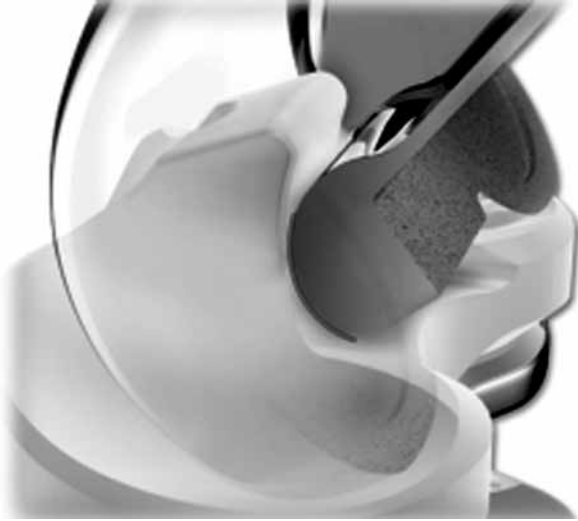
değerlerden sonra basınçtaki düşüşün yavaşladığını bildirmişlerdir. Yüksek uyumlu protezlerde dizilim tam olarak elde edilemezse insert aşınması uyumu düşük ya da hareketli insertli modellere kıyasla daha fazla olmaktadır. Fleksiyon sırasında kondil uyumlu protezlerde yük dağılımı kondil uyumu az olan modellere kıyasla protez çimento bileşiminde makaslama kuvvetlerinin oluşmasına yol açabilmektedir. Protez geometrisinde yapılan değişiklikler ile bu kuvvetleri kompresif kuvvetlere dönüştürmek olasıdır. Fakat artmış uyum, polietilen-metal arkalık bileşimine aktarılan torku artırmış, bu durum sonuçta polietilen (PE) arka yüzeyindeki aşınmayı da artırmıştır. Uyumu yüksek yeni modellere göre, uyumu az olan erken dönem protezlerde osteolizin de az görülmesinin olası nedenlerinden biri olarak, arka yüzey aşınmasının daha az olması, gösterilmektedir.

Arka çapraz bağı koruyan protezler geri yuvarlanmaya izin vermeleri ve daha düz insert tasarımları sayesinde standart AÇB kesen protezlere göre daha geniş hareket açıklığı sunmaktadır. Posteriyor stabilize eden modellerde ise cam-post mekanizması daha posteriyora taşınarak hareket açıklığı geleneksel tasarımlara kıyasla artırılmıştır. Posteriyor stabilize eden modellerin dezavantajları arasında post-cam sıkışması ve buna bağlı aşınma ürünlerinin potansiyel etkileri, kemik kesinin daha fazla olması ve diz kapağı kütleme (patellar clunk) sayılabilir (Şekil 1).

Posteriyoru stabilize eden modellerin tasarımındaki gelişmelerden birisi de posteriyor kondillerin yüksekliğinin artırılmasıdır. Bu değişiklik sayesinde femur posteriyor korteks-insert temas mesafesi artar ve fazla fleksiyon sağlanmış olur. Femoral komponentin



Şekil 1. Posteriyoru stabilize eden total diz protezinde post-cam mekanizmasının kırılması.



Şekil 2. Posteriörü stabilize eden modellerde 3. kondil tasarımı.

interkondiler bölgesinde yapılan başka bir değişiklikle bu bölge 3. kondil gibi kullanır. Bu sayede özellikle aşırı fleksiyonda komponente binen yüklerin homojen dağılımı ve arka yüzey stresleri azalır (Şekil 2). Ayrıca, AÇB'yi kesen protezlerde interkondiler bölgenin yükseklik ve derinliği azaltılarak kemik kaybının fazlalığı ve diz kapağı kütleme sendromunun gelişmesi önlenmiştir.

TOTAL DİZ PROTEZİNDE INSERT HAREKETLİLİĞİ

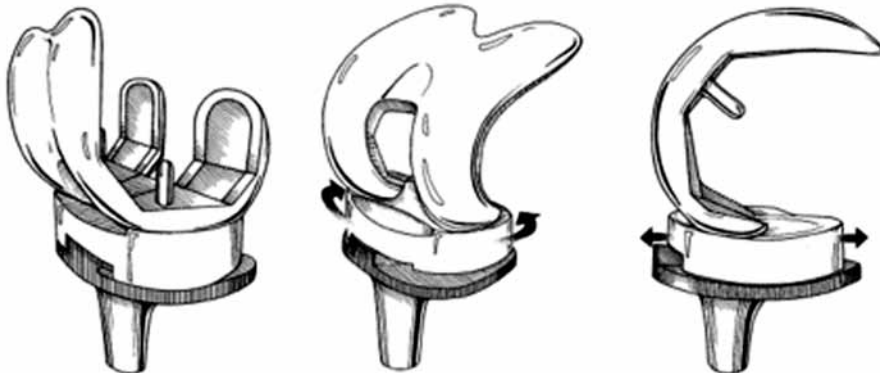
Birçok diz protezi tasarımının floroskopik incelemesinde fleksiyon esnasında normal dizlerde olmayan anterior femoral translasyon, ters aksiyel rotasyon ve femoral kondiler kalkma hareketlerinin gerçekleştiği görülmüştür. Bu paradoksal hareketler sonucunda PE'nin hem eklem hem de arka yüzüne etki eden kuvvetler artmakta ve aşınma ve gevşeme meydana gelebilmektedir. Bu durum düz eklem yüzeyli modellerde daha şiddetli olmaktadır.

Hasta nüfusunun gençleşmesi, fonksiyonellik ve dayanıklılıkla ilgili beklentileri artırmaktadır. Yaşlı hastalarda çok iyi uzun dönem sonuçları olan klasik diz protezlerinin aktif genç insanlarda aynı sonuçları verip veremeyeceği tartışmalıdır. Önerilen çözümlerden biri de hareketli insert içeren tasarımların kullanımudur. Teorik olarak bu tasarımlarda insertin hareketli olması sayesinde PE'ye ve tibial komponent-kemik bağlantısına iletilen torsiyonel kuvvetler azalmaktadır. Kondil uyumunu azaltmadan insert-tibial komponent arasında hareketin sağlanması stabiliteyi azaltmadan hareketliliği artırmayı ve aşınmayı azaltmayı mümkün kılmaktadır. Sagittal planda uyum artırılması yürüme esnasında daha kontrollü bir AP translasyon sağlarken koronal planda artan uyum femoral kondiler lift-off meydana gelirse PE'ye binen stresi azaltmaktadır.^[6]

Modüler komponentlerde olduğu gibi hareketli insert kullanılan modellerde de arka yüz aşınmasının etkilerinden korkulmaktadır. İkinci bir hareket yüzeyi oluşmasının debris miktarını artıracığı ve oluşacak parçacıkların normalden daha ufak ve biyoaktif olacağı düşünülmektedir. Brown ve Bartel^[7] in vitro çalışmalarında arka yüzde oluşan parçacıkların boyut ve biyoaktivite olarak normalden farklı olmadığını, hatta klasik tasarımlarda daha çok sayıda parçacık oluştuğu için hareketli insertli modellerin daha inert olduğunu belirtmişlerdir. Minoda ve ark.^[8] ise in vivo çalışmalarında her iki tasarım arasında parçacık miktarı, boyutu ve biyoaktivitesi açısından fark bulamamışlardır. Hareketli PE'ye sahip protezleri de kendi içinde gruplamak olasıdır. Bazı modeller tibial yüzey ve insert arasında sadece rotasyona izin verirken, bazı modeller AP yönde de harekete izin vermektedir (Şekil 3).

Rotasyonel hareketli insert

Rotasyona izin veren modellerde laboratuvar çalışmalarında hareketsiz insertli modellere göre aşınma oranında azalma gözlenirken AP translasyon ve rotasyona aynı anda olanak sağlayan modellerde



Şekil 3. Hareketli insertli tasarım.

hareketsiz insertli modellere göre artmış aşınma gözlenmiştir. Rotasyonel hareketli platform kullanımı fleksiyon esnasında normale yakın rotasyonel dizilimin kendi kendine oluşmasını sağlar ve bu durum PE'ye binen stresi azalttığı gibi patella ve ekstansör mekanizmanın santralizasyonuna yardım eder. Posteriyor stabilize eden tasarımlarda da dizilim tam olarak sağlanamazsa rotasyonel hareketli platform kullanımı posteriyor sıkışmayı ve cam-post mekanizmasındaki aşınmayı azaltmaktadır. Anteriyor posteriyor translasyona izin vermeyen rotasyonel hareketli platform modellerde PE üst yüzeyi translasyonel, alt yüzeyi ise rotasyonel kuvvetlere maruz kalmaktadır. Bu kuvvetlerin tek bir yönde olması PE moleküllerinin dizilimini belli bir yönde değiştirmekte ve bu yeni yapı sürtünmeyi ve aşınmayı azaltmaktadır.

Çok yönlü hareketli insertler

Hem rotasyon hem de AP translasyona izin verildiğinde ise yüzeylerde aynı anda farklı yönlerde etki eden kuvvetlerin bulunması bu düzenlemenin oluşmasını engellemekte ve meydana gelen yüzey coğrafyası aşınmayı artırmaktadır. Klinik izlemde ise PE yetmezliğini önleme açısından bir modelin diğerine üstünlüğü gösterilememiştir.

TOTAL DİZ PROTEZİNDE MODÜLARİTE

Tibial komponent tek parçadan oluşabileceği gibi tamamen bağımsız ya da anteriyordan köprülenmiş iki parçadan oluşabilmektedir. İki parçalı tasarımlar daha önceki zamanlarda kullanılmaktayken yapılan çalışmalar tek parça tibial blokların kompresyon ve makaslama kuvvetlerine daha dayanıklı olduğunu göstermiştir. Tibial platonun kemiğe tespiti de modeller arasında farklılık göstermektedir. Merkezi tek çıkıntı, perifer ya da merkezde ayakçıklar, intramedüller çubuk, sap, kama ve vida desteği var olan seçenekler arasındadır. Metal arkalıklı ya da tek parça plastikten imal edilmiş tibial komponent modelleri vardır. Tek parça modeller kemik kalitesinin iyi olduğu olgularda metal arkalıklıya yakın sonuçlar verse de kemik kalitesi azaldıkça implantın gömülmesini engellemek için metal arkalık kullanma gereksinimi doğmaktadır.

Modüler protezlerin kullanımı cerraha ameliyat esnasında farklı seçimler yapabilme avantajı sunmaktadır. Metal arkalık modüler protezler cerrahlar tarafından yükü eşit dağıtmaları ve farklı insert kalınlıklarının kolay kullanımını sağlamaları nedeni ile hemen kabul görmüştür. Çok başarılı sonuçları olsa da modüler komponentlerin hastada kullanımda kalma analizleri hala modüler olmayan modellerin gerisinde yer almaktadır. Tibial komponentin tamamen PE'den

imal edilmesi ya da metal arkalık-PE insert birleşiminin modüler olmaması en uzun sağkalımı sağlamaktadır. Modüler protezlerdeki sorunun PE ve metal arkalık arasındaki mikrohareketlerin zamanla artması ve bunun da aşınma, debris ve osteolize yol açması olduğu düşünülmektedir. Li ve ark.^[9] hastalardan çıkan PE'ler üzerinde yaptığı incelemede arka yüzey aşınmasının eklem yüzeyinden 100 kat fazla olabildiğini bildirmiştir. Arka yüzeyde abrazyiv kuvvetlerin daha fazla olması oluşan parçacıkların daha ufak ve daha biyoaktif olmasına yol açmaktadır.

Arka yüzeydeki bu aşınmayı azaltmak için yeni tasarımlarda PE'nin dayanıklılığı artırılmakta, parlatılmış metal arkalıklar kullanılmakta, insert ve tibial komponent arasındaki mikrohareket 50 mikrometreden aza indirilmekte, tek parça metal arkalıklı ya da tamamen PE tibial komponentler kullanılmaktadır.

TOTAL DİZ PROTEZİNDE TESPİT YÖNTEMİ

Çimentolu veya çimentosuz kullanılmak üzere farklı protez modelleri vardır. Sadece tibial platonun çimentolandığı, metafize yerleşen çıkıntıların poroz kaplı olduğu hibrit modeller de vardır. Protez tasarımlarındaki diğer farklılıklardan dolayı hangi tespit yönteminin daha başarılı olduğuna dair kesin bir çıkarım yapmak mümkün olmamaktadır.

Çimentolu total diz protezi

Elde edilen çok yüksek hasta memnuniyeti ve çok başarılı uzun dönem sonuçlarının var olması nedeni ile çimentolu protezler günümüzde altın standarttır. Miller-Galante, AGC, Total Condylar TKA, Kinematic ve Press-Fit Condylar TDP modelleri ile 15 yıllık izlem sonunda %92.6 - %100 başarı oranları bildirilmiştir.

Çimentolu modellerde çimento protez tutumunu artırmak için protez yüzeyinin kumlanması, çıkıntılı ve kanatlı stem kullanımı, çimento sızmasını önleyecek kenarlıklar ve çimentolama esnasında basınçlı çimento uygulaması gibi yöntemler vardır.^[10] Çimentosuz modellerde ise tutunumu artırma için yüzey boncuk ve meşleri, poroz ve hidroksiapatit (HA) kaplamalar, stem, çıkıntı ve vida kullanımı söz konusudur.

Çimentosuz komponentler

Çimentosuz tasarımlar daha çok AÇB koruyan modellerdir. Yeterli tespitin sağlanması için vida, çıkıntı ve intramedüller çubuk içeren protezler tasarlanmıştır (Şekil 4). Çimentosuz modellerin çimentolulara kıyasla herhangi bir üstünlüğü gösterilememiştir. Teknolojinin gelişmesi ile posteriyor stabilize eden modeller de çimentosuz uygulanabilmeye başlanmış, geleneksel Co-Cr alaşım yerine tantalumun kullanımı ile kemik büyümesi (bone growth) artırılmıştır.



Şekil 4. Çimentosuz tibial komponent ve medialde osteoliz.

Çimentosuz modellerde femoral komponentin uygulanması tibial komponente göre daha rahattır. Çimentosuz tespiti sağlayabilmek için femoral komponentin anterior ve posteriyordaki kesiler üzerine sıkıca oturması gerekir. Bu durum distal femur kesisi civarında güç kalkanı etkisine yol açabilir. Femurda oluşan osteoliz sadece femoral komponentin uygulanış biçimine göre farklılık göstermez. Font-Rodriguez ve ark.^[11] posteriyoru stabilize eden tasarımlarda femoral komponent çevresinde artmış osteoliz ve osteopeni bildirmişlerdir.

Femoral komponent tespitinde çimento kullanmanın femoral kesi sırasında oluşan ufak defektleri çimentonun örtmesi ve yaptığı tampon etkisi ile kemikten sızma tarzındaki kanamaları azaltma gibi avantajları vardır. Çimentolu femoral komponentlerin revizyonu da daha kolaydır ve kemiğe daha az zarar verir.

Çimentosuz TDP uygulamasında en dikkat edilmesi gereken konu tibial komponentin tespitidir. Çimentosuz tibial komponentlerin kullanılması ile ameliyat sonrası kemik kütlesindeki kaybın daha az olacağı varsayılmış, fakat yapılan çalışmalar konvansiyonel çimentosuz modellerin de HA kaplamasına rağmen tibia proksimalinde kemik yoğunluğunda azalmaya yol açtığını göstermiştir. Buradaki güç kalkanı etkisini azaltmak için daha kısa çıkıntılı modeller kullanılmış ve diyafize yük aktarımının önüne geçerek metafizer yüklenmenin, dolayısıyla da metafizer kemik gelişiminin artırılması amaçlanmıştır. Çimentolu protezlerde %0-16 olarak bildirilen osteoliz oranları çimentosuz modellerde %6-30'u bulmuştur. Carlsson ve ark.^[12] 146 TDP olgusu üzerinde yaptıkları randomize ileriye dönük incelemede çimentolu modellerin poroz veya HA kaplı modellere kıyasla daha sağlam protez tutunumu sağladığını bildirmişlerdir.^[12,13]

Osteoliz sorununu çözmek için önerilen yöntemlerden biri kemik gelişimini tetikleyici fiziksel özellikleri olan ve kalça replasmanında başarı ile kullanılan tantalum'un kullanımınıdır. Tantalum bir kaplama değil, yüksek poroziteye sahip bir metaldir. Yüzde 80'e varan porozitesi sayesinde fiziksel ve mekanik olarak kemiğe diğer metallerden daha yakındır. Elastik modülüsünün düşük olması fizyolojik yük transferini sağlar ve güç kalkanı etkisini azaltır. Standart poroz kaplamalara göre 2-3 kat daha fazla kemik tutunması sağlar.^[14] Minoda ve ark.^[15] yaptıkları çalışmada çimentosuz tantalum tibial komponentleri çimentolu Co-Cr alaşım olanlarla kıyaslamış ve proksimal tibia lateralinde Co-Cr komponentlere kıyasla kemik yoğunluğunun göreceli olarak arttığını, hatta ameliyat öncesi değerler ile arasında anlamlı fark olmadığını bildirmişlerdir. Fakat iki yıllık izlemler sonunda gruplar arasında diz fonksiyonları açısından herhangi bir fark saptanmamıştır.

Tantalum benzeri yüksek poroziteye sahip başka metallerin de geliştirilmesine devam edilmektedir. Buna örnek olarak %60 poroziteye sahip Regenez verilebilir. Porozitesi yüksek bu metallerle ilgili çekincelerden biri tekrarlayan kompresif yüklere bağlı uzun dönemde yorgunluk kırığı oluşma riskidir.

Çimentosuz tibial komponentlerde erken dönemde stabiliteyi sağlamak için vida ile güçlendirme yöntemi de kullanılmaktadır. Fakat vida kullanımı vida kaynaklı metal debris oluşumuna yol açtığı gibi, vida etrafında oluşan boşluklar sinoviyal sıvı ve onunla beraber aşınma ürünlerinin subkondral kemiğe ulaşmasına yol açmakta, oluşan yabancı doku yanıtı da protez kemik bileşkesinde osteoliz ve gevşemeye neden olmaktadır. Vida yerleşim yerleri nedeni ile poroz yüzeyin azalması da uzun dönem tutunmayı azaltan bir unsur olarak düşünülmektedir.^[16]

Bassett,^[17] Duffy ve ark.,^[18] ile Berger ve ark.,^[19] Press-Fit Condylar TKA System, Miller-Galante ve Performance TKA modellerinin çimentolu ve çimentosuz uygulamalarını karşılaştırmış, osteoliz ve radyolusensi açısından incelendiğinde çimentolu modellerin daha başarılı olduğunu bildirmişlerdir. İleri derece osteoliz tespit edilen olguların çoğu çimentosuz ve düz eklem yüzeyle modellerdir. Forsythe ve ark.^[20] çimentosuz komponentlerde radyolusensinin daha fazla olduğunu ve 1 mm'den daha fazla radyolusensi olan olgularda diz skorlarının anlamlı olarak düştüğünü bildirmişlerdir. McCaskie ve ark.^[21] çimentolu ve çimentosuz TDP tasarımları arasında klinik sonuçlar açısından daha pahalı olan çimentosuz modellerin kullanımını destekleyecek anlamlı bir fark bulamamıştır.

Doğru bir cerrahi teknik ve çimentosuz uygulama ile de çok başarılı sonuçlar almak olasıdır. Schröder ve ark.^[22] ile Watanabe ve ark.^[23] çimentosuz TDP uygulamalarının 10 yıllık izleminde %97-100 başarı oranı bildirmişlerdir. Benzer biçimde Whiteside^[24] ile Buechel ve ark.^[25]'da 18 yıllık izlem sonunda %96.1-98.3 oranında başarı elde etmiştir. Ancak literatürün geneline baktığımızda cerrahların çimentolu uygulamalarda daha başarılı olduğunu görmekteyiz.^[22,26]

TOTAL DİZ PROTEZİNDE TEMAS YÜZEYLERİ

Total diz protezi sonrasında da TKP'deki kadar sık ve belirgin olmasa da osteoliz meydana gelmektedir. Fehring ve ark.^[27] primer TDP sonrası 5. yılda en sık revizyon nedeninin PE aşınmasına bağlı osteoliz olduğunu bildirmişlerdir. Nadaud ve ark.^[28] yaptıkları incelemede posteriyor stabilize eden diz protezlerinde femoral osteolizin AP ve lateral grafilerde tam olarak görülemeyeceğini ve bunun için oblik grafilerin elde edilmesinin gerektiğini belirtmişlerdir. Anteroposteriyor ve lateral çekimlerde fark edilmeyen ama cerrahi esnasında kemik grefti ile doldurulacak kadar büyük osteolitik alanların olduğu iki olgu bildirmişlerdir.

Temas yüzeyindeki aşınmayı azaltmak için farklı moleküler özellikleri olan malzemelerin ve yüksek uyumlu tasarımların kullanımı söz konusudur. Temas eden yüzeylerin uyumu kalça protezine göre daha azdır ve bu da temas yüzeyine binen basıncı artırmaktadır. Kalça eklemine aksine diz eklemine kompresyon, kayma, yuvarlanma ve dönme hareketlerinden oluşan karmaşık bir kinematiği vardır. Bu farklılıklardan dolayı diz protezlerinde insertte mikroabrazyondan çok gözenekleşme, tabaka halinde soyulma ve yorgunluk kırığı olabilmekte ve meydana gelen aşınma ürünleri daha büyük olmaktadır. Aşınma ürünlerinin büyük olması biyolojik aktivitelerinin kalçadakilere kıyasla daha az olmasını sağlamaktadır.

Metal polietilen yüzeyler

Polietilen imalatında kullanılan resin'de insert aşınmasını etkilemektedir. Molekül ağırlıkları bakımından oldukça farklı olan bu resin'lerden günümüzde GUR 1020 ve GUR 1050 kullanılmaktadır.

Polietilenin sterilizasyon biçimi ve raf ömrü de aşınma direncini etkilemektedir. Sterilizasyon yöntemi olarak ışınlama veya etilen oksit kullanılmaktadır. Klasik gama radyasyon yöntemi ile oluşan serbest radikaller ve oksidasyon molekülün fiziksel dayanıklılığını ciddi anlamda bozmaktadır. Etilen oksit sterilizasyonda ise böyle bir etki yoktur. Buna rağmen klinik çalışmalar gama radyasyon ile ışınlanan insertlerde etilen oksite göre daha iyi aşınma karakteristiği olduğunu göstermiştir. Bunun nedeninin gama radyasyon sırasında

oluşan çapraz bağların aşınma direncini artırması olduğu düşünülmektedir. Bundan yola çıkarak PE'nin oksijensiz ortamda gama ışınlanması ve termal işleme tabi tutulması sonucu aşınmaya daha dayanıklı olan XLPE (ileri derecede çapraz bağlı polietilen) elde edilmiştir. Radyasyon dozu artırıldıkça aşınma direnci artmakta ve 100 kGy dozda optimale ulaşmaktadır. 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. Diz protezinde yüzey uyumunun az ve temas basıncının yüksek olması bu sorunu kalça protezindekinden daha önemli hale getirmektedir. Eritme yöntemi yerine ısıtmanın kullanılması kırılabilirliği azaltmakta ve eritme kadar olmasa da serbest radikalleri uzaklaştırmaktadır. Serbest radikalleri uzaklaştırmak için kullanılan bir başka yöntem de tekrarlayan düşük doz ışınlama ve ısıtma işlemlerinin uygulanmasıdır. Bu yöntemle elde edilen yüksek oksidasyon dirençli PE'lere örnek olarak X3 verilebilir. Utzschneider ve ark.^[29] dört adet XLPE kullanılan ve iki adet çok yüksek moleküler ağırlıklı polietilen (ultra high molecular weight polyethylene; UHMWPE) kullanılan tasarımı in vitro kıyaslamış ve beş milyon siklus sonunda en düşük aşınmayı X3 XLPE kullanan çapraz bağ koruyan modelde elde etmiştir. XLPE ile bütün modellerde UHMWPE'ye kıyasla daha düşük aşınma oranları elde edilmiştir ve yorgunluk semptomları görülmemiştir. Çalışmaya dahil edilen altı model arasında hareketli ve sabit tasarımlar arasında aşınma yönünden fark görülmemiştir. Stoller ve ark.^[30] posteriyor stabilize eden HXPE (highly cross-linked polyethylene) ve PE insertleri in vitro olarak incelemiş 10 milyon siklus sonunda HXPE modellerde gerek volümetrik aşınmanın, gerekse tibial posttaki deformitenin daha az olduğunu göstermişlerdir. Oluşan HXPE aşınma ürünleri volümetrik olarak daha az olsa da PE'ye göre daha ufak ve daha biyoaktifdir. Erken dönem sonuçlar, elde edilen net etkinin osteolizi azaltma yönünde olduğunu göstermektedir.

Uzamış raf ömrü kalça protezlerinde olduğu gibi azalmış aşınma direnci ile de ilişkilidir. Fehring ve ark.^[31] rafta geçen her yıl için aşınmaya bağlı implant yetmezlik oranının %187 arttığını bildirmişlerdir. Aşınmaya gerekli direnci gösterebilmesi için kullanılan PE insertin en az 8 mm kalınlıkta olması gerekmektedir. Düşük uyumluluklu AÇB koruyan tasarımlarda artmış PE aşınması ve buna bağlı revizyon gereksinimi bildirilmiştir.

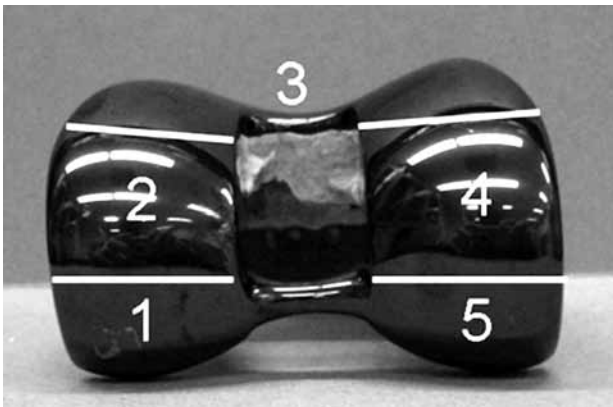
Seramik-polietilen yüzeyler

Kalça protezlerinde kullanım alanı bulan seramik yüzeyler diz protezleri için de denenmektedir.

Alumina seramikten yapılmış femoral ve tibial komponentleri ve XPE inserti olan Kyoto modeli buna örnektir. Seramik yüzeylerin aşınmaya dirençli olması bir avantaj iken kemik-implant bileşkesinde sıkıntılar olmaktadır. Tateishi ve ark.^[32] Kyoto TDP kullanılan 23 romatoid artritli hastanın altısında tibial komponent gevşemesi bildirmişlerdir.

Seramik yüzeylerin kullanılması için bir başka yöntem gövdesi metal, eklem yüzeyi seramik komponentlerin kullanımınıdır. Bu tasarımlarda önce Zirkonyum-Niobium metal alaşımından oluşan metal gövde kısmı imal edilmekte, sonrasında eklem yüzeyleri işleminden geçirilerek yüzeydeki metalin Zirkonya (OxZr) seramiğine dönmesi sağlanmaktadır (Şekil 5). Bu sayede metal gövdenin sağlamlığından vazgeçmeden seramik yüzeyin düşük aşınma karakteristiğinden yararlanmak olasıdır. Seramik yüzeyin kaplama değil de metal gövdenin direkt bir uzantısı olması da nispeten zayıf olan kaplama-gövde bağlantısının yaratacağı sorunları önlemektedir. Laboratuvar deneyleri Co-Cr modellerle kıyaslandığında PE aşınmasında belirgin bir azalma olduğunu ortaya koymaktadır. Bu komponentlerle ilgili bir çekince ise Zirkonyum metalinin işlenmesi sonrası seramiğe dönüşen yüzeyin 5 mikrometreden daha kalın olamamasıdır. Dikkat edilmesi gereken bir başka konu da aşınmaya daha dirençli olan seramiklerin metale kıyasla daha kırılabilir olmalarıdır. Diz protezlerinde kompressif kuvvetlerin etkisinin abrazyon kuvvetlerden daha önemli olduğunu unutmamak gerekir. Literatürde seramik komponenti kırılmış TDP olguları bildirilmiştir.

Ries ve ark.^[33] randomize prospektif çalışmalarında da seramik PE tasarımların Co-Cr PE tasarımlara göre aşınmaya daha dayanıklı olduğu gösterilmiştir. Laskin^[34] yaptığı klinik çalışmada iki yıllık izlem sonunda seramik kullanımına bağlı herhangi bir sorunla karşılaşmamıştır. Heyse ve ark.^[35] Oxinium Genesis II modeli seramik yüzeyli femoral komponent içeren



Şekil 5. Zirkonya yüzeyli femoral komponent.

16 diz protezinin (Zirkonya femoral yüzey, PE insert, titanyum alaşım tibial plato, AÇB koruyan veya AÇB kesen) hastalardan çıkarıldıktan sonraki analizini yapmışlardır. Bu bulgu, metal yüzeyler kadar pürüzsüz olmayan seramiklerin PE yüzeylerde erken aşınmaya yol açacağı fikrinin şimdilik doğru olmadığını göstermektedir. Femoral yüzeyde aşınma oranı son derece düşük iken diz protezlerinin en ciddi aşınma belirtisi olan tabaka biçiminde aşınmaya hiç rastlanmamıştır. Bu aşınma şekline PE insertlerde de rastlanmamış, insert aşınması metal-PE tasarımlarla benzer bulunmuştur. İntert aşınmasında AÇB koruyan ve posteriyor stabilize eden modeller arasında anlamlı fark bulunmamış, fakat örneklem genişliğinin az olması istatistiksel bir çıkarım yapmayı engellemiştir.

TOTAL DİZ PROTEZİNDE KISITLAYICILIK

Diz protezinde temel amaç hastanın ağrısını geçirmek ve normale yakın eklem hareket açıklığını elde etmektir. Deformite ve kemik kaybının fazla olduğu, kontraktür gelişmiş ya da bağ stabilitesinin kaybolduğu olgularda protezin aynı zamanda yüksek stabiliteye de sahip olması gerekmektedir. Protez tasarımında stabiliteyi artırmak için yapılan değişiklikler aynı zamanda hareketliliği de azaltmaktadır. Bu yüzden kısıtlayıcı protezleri kullanırken stabilite ve hareketlilik arasında hastanın durumuna göre belli bir dengenin gözetilmesi gerekir. Bağların büyük oranda sağlam olduğu olgularda yarı kısıtlayıcı protezler yeterli olabilirken, bağ instabilitesi arttıkça tam kısıtlayıcı, hatta menteşeli modellerin kullanılması gerekmektedir. Bağların durumuna göre hangi protezlerin kullanımının gerektiği tablo 3'de gösterilmiştir.

Kısıtlayıcı protezler

Kısıtlayıcı protezlerde komponentler birbirinden bağımsızdır fakat abartılı post cam yapıları nedeni ile belirli yöndeki hareketlere (özellikle varus valgus) direnç gösterirler. Eklem yumuşak dokularında belli bir miktar kaybın olduğu fakat bunun menteşeli tasarımları gerektirecek ölçüde olmadığı durumlarda tercih edilirler. On beş-yirmi dereceden fazla aks

Tablo 3. Bağ durumuna göre kısıtlanma derecesi

Protez	QUAD	MCL	LCL	AÇB
Rijit menteşe	-	-	-	-
Rotasyonlu menteşe	+	-	-	-
Kısıtlayıcı kondiler	+	-	+	-
	+	+	-	-
Posteriyor veya anterior stabilize	+	+	+	-
Arka çapraz bağ koruyan	+	+	+	+

QUAD: Kuadriseps (quadriceps); MCL: İç yan bağ (medial collateral ligament); LCL: Dış yan bağ (lateral collateral ligament); AÇB: Arka çapraz bağ.

bozukluğu, tibial veya femoral tümör rezeksiyonu, rekurvatum ve revizyon olgularında da kısıtlayıcı tasarımları kullanmak gerekmektedir.

Çimentolu ya da çimentosuz kullanılabilen bu protezler posteriyor translasyon, varus, valgus ve bir miktar da rotasyon hareketlerini engeller. Modüler olmaları sayesinde bu protezler menteşelilere kıyasla farklı miktarda kemik kaybı olan olgularda cerraha daha fazla seçenek sunar. Rotasyonel komponentlerinin olması kemik implant ara yüzüne gelen torsiyonel kuvvetleri azaltır.

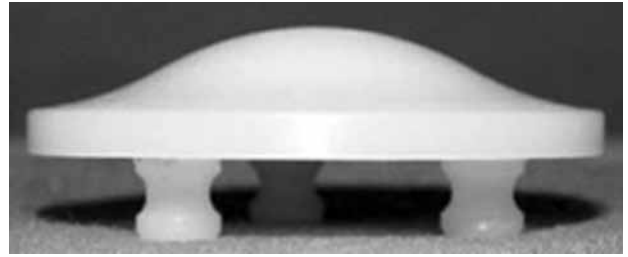
Menteşeli protezler

Menteşeli protezler, günümüzde gerekli bağ desteğinin sağlanamadığı hastalarda ve tekrarlayan diz protezi çıkıklarında tercih edilmektedir. Oysa bu protezler diz protezinin gelişiminde erken dönemde osteoartritli bütün hastalarda kullanılmak için tasarlanmış, uygulanması, revizyonu ve uzun dönem sonuçları daha iyi modellerin ortaya çıkması ile kullanım alanları daralmıştır.

Menteşeli protezler ameliyat sonrası erken dönemde stabilizasyon sağlar femoral ve tibial komponentler menteşe ile birbirlerine tamamen bağlıdır. Menteşe yapısının diz mekaniğini stabil hale getirmesi aşırı deformiteli dizlerin cerrahisinde meydana gelen yumuşak doku kaybının kompanse edilebilmesini sağlar. Erken dönem modellerde hareket sadece tek bir planda sağlanmakta ve menteşe yapısının sertliği ve bütün yükün menteşe tarafından taşınıp direkt olarak tibial komponente aktarılması yüzünden mekanik stresler direkt olarak protez-kemik ya da protez-çimento bağlantısına yüklenmekteydi. Stabilitayı bozmadan eklem hareketliliğini artırmak için kısıtlı miktarda rotasyona da izin veren menteşeli modeller geliştirilmiştir. Tibial komponente PE yüzeylerin eklenmesi ve femoral komponent kondillerinin tibial insert ile temas edecek biçimde dizayn edilmesi sayesinde yük dağılımı daha homojen hale gelmiştir. Gene de menteşeli gibi ileri derecede kısıtlayıcı protezlerde mekanik stresler direkt olarak protez kemik bileşkesine iletilmekte ve burada gevşemeye neden olmaktadır. Bu yüklerin kemik diyafizine aktarımını sağlamak için genelde stemli modeller kullanılmaktadır.

PATELLANIN DEĞİŞTİRİLMESİ

Total diz protezlerinde ekstansör mekanizma, hala en sık ağrı ve enfeksiyon dışı komplikasyon kaynağıdır. Uygun ekstansör mekanizma hareketi, normal Q açısının elde edilmesi ve implantasyonun doğru rotasyon açıları mekanik aksa dik olarak yerleştirilmesi elde edilebilir. Femoral komponentte troklear oluşun anatomik interkondiler bölgeye kadar uzayan, patellar



Şekil 6. Üç çıkıntılı patellar komponent.

komponenti stabilize edecek düzeyde ve yeterli derinlikte olması başarılı sonucu artırmaktadır. Troklear oluşun düz ve sığ olması, makaslama kuvvetlerinde %5, kompressif kuvvetlerde ise %7 artışa neden olur. Patellanın femoral oluktaki stabilitesini gözlemlemek için ameliyat esnasında sütür testi veya dokunmadan fleksiyon testi uygulanabilir. Ameliyat sonrası dönemde de bilgisayarlı tomografi ve Merchant grafileri ile patellofemoral uyum değerlendirilebilir.

Romatoid artritli olgularda patellanın eklem yüzeyi tamamen değiştirilmelidir. Osteoartritli olgularda ise patellar yüzey kaplama (resurfacing) konusunda herhangi bir fikir birliği yoktur.^[36] Patellar komponent uygulamasının patellanın sağlamlığını azaltması nedeni ile sadece belirli olgularda kullanılmasını önerenler olduğu gibi patellar komponent sonuçlarının daha öngörülebilir olduğunu öne sürenler de vardır.

Patellar komponentle ilgili birçok tasarım (anatomik, arkası metal destekli, kubbe şeklinde tek ya da çok çıkıntılı, inlay) geliştirilmiştir. Bunlar içerisinde son yıllarda komplikasyon oranı en az olan kubbe biçiminde üç çıkıntılı tasarımlar tercih edilmektedir (Şekil 6).

KAYNAKLAR

1. Freeman MA, Swanson SA, Todd RC. Total replacement of the knee using the Freeman-Swanson knee prosthesis. Clin Orthop Relat Res 1973;94:153-70.
2. Canale ST, Beaty JN. Campbell's operative orthopaedics. 11th ed. Pennsylvania: Mosby; 2007.
3. Görgeç M, Öztürk İ, Aksoy B, Bombacı H. Ortopedi ve travmatolojide biyomateryeller. İstanbul: TOTDER 2005.
4. Kleinbart FA, Bryk E, Evangelista J, Scott WN, Vigorita VJ. Histologic comparison of posterior cruciate ligaments from arthritic and age-matched knee specimens. J Arthroplasty 1996;11:726-31.
5. Knight LA, Pal S, Coleman JC, Bronson F, Haider H, Levine DL, et al. Comparison of long-term numerical and experimental total knee replacement wear during simulated gait loading. J Biomech 2007;40:1550-8.
6. Dennis DA, Komistek RD. Mobile-bearing total knee arthroplasty: design factors in minimizing wear. Clin Orthop Relat Res 2006;452:70-7.
7. Brown TD, Bartel DL. What design factors influence wear behavior at the bearing surfaces in total joint replacements? J Am Acad Orthop Surg 2008;16 Suppl 1:S101-6.

8. Minoda Y, Kobayashi A, Iwaki H, Miyaguchi M, Kadoya Y, Ohashi H, et al. Characteristics of polyethylene wear particles isolated from synovial fluid after mobile-bearing and posterior-stabilized total knee arthroplasties. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 2004;15;71:1-6.
9. Li S, Scuderi G, Furman BD, Bhattacharyya S, Schmiegg JJ, Insall JN. Assessment of backside wear from the analysis of 55 retrieved tibial inserts. *Clin Orthop Relat Res* 2002;75:82.
10. Vaninbrouckx M, Labey L, Innocenti B, Bellemans J. Cementing the femoral component in total knee arthroplasty: which technique is the best? *Knee* 2009;16:265-8.
11. Font-Rodriguez DE, Scuderi GR, Insall JN. Survivorship of cemented total knee arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res* 1997;345:79-86.
12. Carlsson A, Björkman A, Besjakov J, Onsten I. Cemented tibial component fixation performs better than cementless fixation: a randomized radiostereometric study comparing porous-coated, hydroxyapatite-coated and cemented tibial components over 5 years. *Acta Orthop* 2005;76:362-9.
13. Gupta SK, Chu A, Ranawat AS, Slamien J, Ranawat CS. Review article: osteolysis after total knee arthroplasty. *The Journal of Arthroplasty* 2007;22:787-99.
14. 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.
15. Minoda Y, Kobayashi A, Iwaki H, Ikebuchi M, Inori F, Takaoka K. Comparison of bone mineral density between porous tantalum and cemented tibial total knee arthroplasty components. *J Bone Joint Surg [Am]* 2010;92:700-6.
16. Cooke C, Walter WK, Zicat B. Tibial fixation without screws in cementless total knee arthroplasty. *J Arthroplasty* 2006;21:237-41.
17. Bassett RW. Results of 1,000 Performance knees: cementless versus cemented fixation. *J Arthroplasty* 1998;13:409-13.
18. Duffy GP, Berry DJ, Rand JA. Cement versus cementless fixation in total knee arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res* 1998;66:72.
19. Berger RA, Rosenberg AG, Barden RM, Sheinkop MB, Jacobs JJ, Galante JO. Long-term followup of the Miller-Galante total knee replacement. *Clin Orthop Relat Res* 2001;356:58-67.
20. Forsythe ME, Englund RE, Leighton RK. Unicompartmental knee arthroplasty: a cementless perspective. *Can J Surg* 2000;43:417-24.
21. McCaskie AW, Deehan DJ, Green TP, Lock KR, Thompson JR, Harper WM, et al. Randomised, prospective study comparing cemented and cementless total knee replacement: results of press-fit condylar total knee replacement at five years. *J Bone Joint Surg [Br]* 1998;80:971-5.
22. Schröder HM, Berthelsen A, Hassani G, Hansen EB, Solgaard S. Cementless porous-coated total knee arthroplasty: 10-year results in a consecutive series. *J Arthroplasty* 2001; 16:559-67.
23. Watanabe H, Akizuki S, Takizawa T. Survival analysis of a cementless, cruciate-retaining total knee arthroplasty. Clinical and radiographic assessment 10 to 13 years after surgery. *J Bone Joint Surg [Br]* 2004;86:824-9.
24. Whiteside LA. Long-term followup of the bone-ingrowth Ortholoc knee system without a metal-backed patella. *Clin Orthop Relat Res* 2001;388:77-84.
25. Buechel FF Sr, Buechel FF Jr, Pappas MJ, D'Alessio J. Twenty-year evaluation of meniscal bearing and rotating platform knee replacements. *Clin Orthop Relat Res* 2001;388:41-50.
26. Lombardi AV Jr, Berasi CC, Berend KR. Evolution of tibial fixation in total knee arthroplasty. *J Arthroplasty* 2007;22:25-9.
27. Fehring TK, Odum S, Griffin WL, Mason JB, Nadaud M. Early failures in total knee arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res* 2001;392:315-8.
28. Nadaud MC, Fehring TK, Fehring K. Underestimation of osteolysis in posterior stabilized total knee arthroplasty. *J Arthroplasty* 2004;19:110-5.
29. Utzschneider S, Harrasser N, Schroeder C, Mazoochian F, Jansson V. Wear of contemporary total knee replacements—a knee simulator study of six current designs. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 2009;24:583-8.
30. Stoller AP, Johnson TS, Popoola OO, Humphrey SM, Blanchard CR. Highly crosslinked polyethylene in posterior-stabilized total knee arthroplasty in vitro performance evaluation of wear, delamination, and tibial post durability. *J Arthroplasty* 2010. [Epub ahead of print]
31. Fehring TK, Murphy JA, Hayes TD, Roberts DW, Pomeroy DL, Griffin WL. Factors influencing wear and osteolysis in press-fit condylar modular total knee replacements. *Clin Orthop Relat Res* 2004;428:40-50.
32. Tateishi H, Iwata Y, Futani H, Yoh K, Fukunishi S, Maruoka T, et al. Clinical experience of ceramic cementless total knee arthroplasty in RA and a histological study of the bone-ceramic interface in revision cases. *Bull Hosp Jt Dis* 1993;53:35-40.
33. Ries MD, Salehi A, Widding K, Hunter G. Polyethylene wear performance of oxidized zirconium and cobalt-chromium knee components under abrasive conditions. *J Bone Joint Surg [Am]* 2002;84-A Suppl 2:129-35.
34. Laskin RS. An oxidized Zr ceramic surfaced femoral component for total knee arthroplasty. *La Clin Orthop Relat Res* 2003:191-6.
35. Heyse TJ, Davis J, Haas SB, Chen DX, Wright TM, Laskin RS. Retrieval analysis of femoral zirconium components in total knee arthroplasty preliminary results. *J Arthroplasty* 2010. [Epub ahead of print]
36. Lygre SH, Espehaug B, Havelin LI, Vollset SE, Furnes O. Does patella resurfacing really matter? Pain and function in 972 patients after primary total knee arthroplasty. *Acta Orthop* 2010;81:99-107.