



Polimerler

Polymers

Adnan Sevencan, Sinan Seber

Eskişehir Osmangazi Üniversitesi Tıp Fakültesi Ortopedi ve Travmatoloji Anabilim Dalı, Eskişehir

Polimerlerin biyomateryal olarak ortopedik cerrahide oldukça eski ve yaygın kullanım alanları vardır. Vücutta eriyebilen polimerlerin, kırık kaynaması oluşuktan sonra tekrar bir implant çıkartma cerrahisi gerektirmemesi gibi çok önemli bir avantajı vardır. Vücut zaman içinde bu materyalleri absorbe etmektedir. Ancak bu malzemeler henüz metal malzemeler kadar güven verici bir kemik tespiti olanağı verememektedir. Bu zayıflıkları nedeni ile daha çok malleol, kondil, metakarp, falanks gibi yük taşımayan küçük kemiklerin tespitlerinde kullanılmaktadırlar. Kuvvet zayıflığının yanı sıra, cerrahi sahada oluşturdukları steril sinüsler ikinci önemli sorunlarını oluşturmaktadır. Çok yüksek moleküler ağırlıklı polietilen eklem protezlerinin yük binen bölümlerinde çok uzun zamandan beri kullanılan en önemli plastik polimerdir. Bu malzemenin fiziksel ve kimyasal özelliklerine etkisinden dolayı sterilizasyon yöntemleri önem arz etmektedir. Havasız ortamda gama radyasyonu ile sterilizasyon en çok kabul gören yöntemdir. Polietilenin aşınma partiküllerinin kemik ile stem arasında osteoliz ve devamında ağrı yapması bu materyallerin en önemli sorunlarından birini oluşturmaktadır.

Anahtar sözcükler: Kemik çimentosu; polimer; polietilen.

Polymers are being used as biomaterials for quite a long time now in broad fields of use in orthopedic surgery. Bioabsorbable polymers have a very important advantage of not requiring an implant removal surgery after fracture union is obtained. The human body absorbs these materials in time. However, these materials still do not provide a bone fixation as reliable as with the metal materials. Because of this weakness, they are preferred for fixation of small, non-weight bearing bones such as malleolus, condyle, metacarpal bones and phalanx. Besides the weakness of fixation, sterile sinus formation they cause in the surgical area represents the second problem with these materials. Ultra high molecular weight polyethylene is the most important plastic polymer that is being used for a very long time in weight bearing parts of the joint prostheses bearing surfaces. The sterilization method is important due to its effect on the physical and chemical properties of this material. Sterilization with gamma radiation under vacuum is the most accepted technique. Osteolysis between bone and stem caused by polyethylene wear debris and the resulting pain represents one of the most important problems with these materials.

Key words: Bone cement; polimers; polyethylene.

Biyomateryallerin ortopedik cerrahide çok yaygın bir kullanım alanı vardır. Metalik materyallerin yanı sıra vücutta eriyebilen polimerler, polietilen ve polimetilmetakrilat gibi polimer malzemeler de oldukça yaygın ve henüz yerleri doldurulamaz kullanım alanlarına sahiptirler. Polimerler normal olarak organik moleküllerin molekül zincirlerine ya da ağlarına bağlanması ile elde edilen malzeme grubudur. Polimerler düşük dayanım, ergime sıcaklıkları ve zayıf elektrik iletkenlikleri ile tanımlanır. Küçük moleküllerin (mer) birleşmesinden oluşan büyük moleküllerdir.

BİYOBOZUNUR POLİMERLER

Ortopedik cerrahide kullanılan metalik implantlar, bugün için mükemmel olmasalar bile, çok yaygın bir şekilde kullanılmaktadır. Bu malzemeler gerektiğinden çok daha güçlü bir tespit imkanı sunmaktadır. Ancak bu güç kemiği stres dağılımı açısından olumsuz olarak etkilemekte, remodelasyonu geciktirmek ve osteopeniye yol açmakla tekrar kırık oluşma ihtimali yaratmaktadır. Ayrıca ağrı, cilt altında tahriş ve enfeksiyon risklerinden dolayı sıklıkla ikinci bir

cerrahi işlemlerle çıkartılmaları gerekmektedir. Son yıllarda, metal implantlardaki bu dezavantajları bertaraf edici, daha ideal, vücutta eriyebilen yeni implant materyallerinin üretimi için yoğun çalışmalar yapılmaktadır.^[1-5]

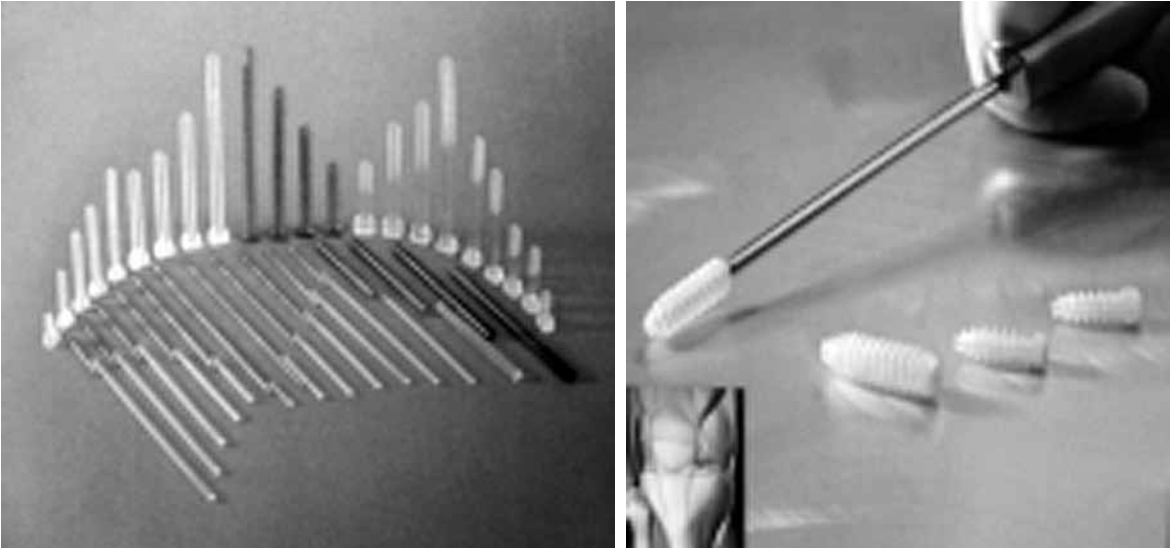
Biodegradable veya bioresorbable terimleri bu polimerler için "vücutta eriyebilen, biyobozunur" terimi ile eş anlamlı kullanılmaktadır. Rokkanen ve ark. nın^[6] poliglolikolik asit üzerindeki uzun süreli deneysel çalışmalarından sonra klinikte kırık malleol tespitinde kullanmaları ve olumlu sonuçlar elde etmeleri ile bu alandaki ilk gelişmelere ön ayak olmuşlardır. Bu implantlar vücutta zamanla kimyasal ve fiziksel olarak eritilip emilirler. Genel olarak dikiş ipliği, vida, plak, çivi, ançor, membranlar vb. şekillerde primer tespit ya da destek için kullanılırlar (Şekil 1). Günümüzde en çok tercih edildikleri yerler yük binmeyen ve nispeten küçük kemik ve eklem kırık tespitlerinde, epifiz kırıklarında, sindezmoz tespitlerinde, artrodezlerde, ançorlar şeklinde rotator kılıf, interferans vidası olarak çapraz bağ ve diğer bağ ve tendon tamirlerinde yaygın olarak kullanılmaktadırlar.^[7-11] Ayrıca yapışıklık önleyici membranlar ve sinir defektlerinde interpozisyon grefti olarak kullanılmaktadırlar. Osteokondrit gibi eklem içi kullanımlarında yüksek oranda sinovite yol açmaktadırlar. Bu nedenle henüz araştırma safhasında olan bu alanlarda çok seçici olarak kullanılmamalıdır.^[12] Zaman içinde hasarlı doku iyileşirken bu malzemelerde emilerek yok edilir ve böylece implant çıkartma için ikinci bir ameliyata gerek duyulmaz. Bu malzemeler antibiyotik vb.^[13] ilaç depolama ve zamanla bu ilacı salma amacı için, ayrıca kırıkta vb.

hücre üretimleri için de iskelet (matriks) malzeme olarak (Hydrogels) kullanılabilir. ^[4]

Üretilen implantlar kullanım amacına yönelik olarak gerekli sağlamlıkta olmak zorundadır. Ayrıca degradasyon olayı doku iyileşme süreci ile uyumlu olarak belirli bir zaman diliminde gerçekleşmelidir. Degradasyon sonucu ortaya çıkacak atık maddeler de bio-uyumlu olmak zorundadır.^[4]

Ortopedide en sık olarak; polilaktik asit (polylactide acid; PLA), poliglolikolik asit (polyglycolic acid; PGA), polidioksanon (polydioxanone; PDS) ve polikaprolakton (polycaprolactone; PCL) kullanılmaktadır. Bu ürünler gerek kullanılan ana maddenin ve ko-polimerlerin türü, kullanılan karışımlar, molekül ağırlıkları, gerekse fabrikasyon üretim yöntemleri ve kullanılan güçlendiricilere bağlı olarak çok geniş özellikler kazanabilmektedir. Örneğin molekül yapısında 'H' atomu varken glolikolik asit oluşurken, sadece bu hidrojen atomu yerine 'CH3' bağlanması ile poli-laktik asit oluşur ki bunun gerek degradasyon hızı ve fiziksel özellikleri, gerekse biyolojik aktivitesi glolikolik asitten çok farklılıklar göstermektedir. Üretilen polimer implantın özellikleri üretildiği monomere, molekül ağırlığına ve fabrikasyon şekline göre oluşmaktadır. Özellikle üretim aşamalarında kullanılan yüksek ısının bu ürünlerde degradasyona yol açması nedeni ile başlangıç polimer özelliğiyle son ürün özellikleri arasında anlamlı değişiklikler oluşmaktadır.^[4,5]

Polilaktik asit gerek yavaş degradasyonu (bozulma), gerekse degradasyon sonucu oluşan laktik asidin bir kreb's siklüs ürünü olması nedeni ile uzun süre



Şekil 1. Çeşitli ölçülerde polilaktik asit (şeffaf) ve poliglolikolik asit (kahve renk) çubuk ve vidalar ile polilaktik asit ançorlar görülmekte.

arzu edilen ürün olarak kabul edilmişti. Ancak gerek laktik asidin vücutta oluşan formları, gerekse implant etrafında yüksek yoğunlukta salınan laktik asit vücutta biyokompatibilite sorunları yaratmaktadır. Bu nedenle, bu ürünler tamamen masum kabul edilmemelidir. Sevcen ve ark.^[14] tarafından yapılan deneysel bir çalışmada; 100 erkek sıçanın önce gluteal bölgelerine subkütan olarak Dexon iplik parçaları yerleştirilmiştir. Ortalama altı günlük bir bekleme sonucu subkütan granülom gelişen dokuz adet sıçanın ve herhangi bir reaksiyon gelişmeyen diğer gruptan da dokuz adet sıçanın femur kas kitlesi arasına aynı ölçülerde PGA rod parçacıkları yerleştirilerek sıçanlar takip edilmiştir. Ortalama 64 günlük takip sonucunda granülom gelişmemiş sıçanlarda yine herhangi bir sorun görülmezken, cilt altı Dexon'a karşı granülom görülen sıçanların tümünde PGA parçacıkları sonrasında zeminde akıntı ve fistülizasyon tespit edilmiştir. Yapılan histolojik kontrolde hafif enflamatuvar karakterde bir reaksiyon gözlenmiş, kültür üretmelerde herhangi bir üreme saptanmamıştır. Literatürde, oluşan sinüs formasyonlarının hızlı degradasyondan kaynaklandığı bildirilse de bu çalışmada kemik içinde olmayan, subkütan ve submusküler yerleştirilmiş materyallere karşı oluşan benzer reaksiyonlar daha fazla immünolojik araştırmalara gereksinim olduğunu göstermektedir. Bu ürünlerin vücut içinde mekanik güçlerini degradasyon oranlarından daha hızlı kaybettikleri bilinmelidir. Çoğunlukla iki ya da üç haftadan sonra anlamlı bir mekanik güçleri kalmamaktadır.^[4,5]

UYGULAMA YÖNTEMLERİ

AO'nun genel prensiplerine bağlı kalınmalıdır. Kırık parçaları tam olarak yerine yerleştirilerek Kirschner telleri (K-teli) ya da çeşitli klempellerle geçici olarak tutturulmalıdır. Rod uygulamalarında aynı ölçüdeki matkap ucu ile her iki kırık parçasına iki kortekside geçecek şekilde delik açılır. Özel uygulama aplikatörüne yerleştirilen rod açılan bu yuvaya sokularak kırık tespiti yapılır. Genelde bir rod stabilizasyon, daha ince bir rod dönmeleri önleme amaçlı iki rod tekniği uygulanır. Her iki korteksin delinmesi intraosseöz basıncı düşürmek ve sinüs oluşumunda ağrıyı azaltmak için tercih edilmektedir. Vida uygulamalarda da her iki korteksi delmek faydalı olmaktadır. Vida uygulanırken vida çapından daha ince bir matkap ucu ile delik açılarak önerilen aynı ölçüdeki yiv açıcı ile vida yolu tepelenir. Yol açıcı tepler uygulanacak vida ile özel uyumlu olup başka tepler kullanılmamalıdır. Yol açıcı uygulandıktan sonra havşalama aleti ile vida başının gömülmesi için giriş korteksinde yuva açılır. Özel tornavidası ile vida aşırı kuvvet uygulanmadan yerine yerleştirilir (Şekil 2). Vida başı taşıp cilt altında

rahatsızlık verecek olursa testere ile kesilebilir. Kemik içinde vida kırılması olursa tekrar matkap ile delme ve tepleme yapılarak yeni bir vida uygulanmalıdır. Ançor, raptiye, membran, kafes, balon gibi materyaller kullanım yerine göre özel talimatlara uyularak uygulanmalıdır. Unutmamalıdır ki bu malzemeler kompresyon, kuvvetli stabilizasyon ve ağır yük taşıma için uygun değildir, bu bakımdan daha çok nötralizasyon amaçlı kullanılmalıdır. Aksi takdirde tespit yetersizliği oluşma ihtimali yüksektir.

KOMPLİKASYONLAR

Literatürde belirtilen komplikasyonların başlıcaları; implant yetmezliği sonucu ameliyat tekrarları, enfeksiyon ve debridman gerektiren sinüs oluşumlarıdır. Oldukça pahalı olan bu implantların kullanım inceliklerine dikkat edilmelidir. İmplantlar özel uygulama kurallarına dikkat edilmez ise kolayca kırılabilir. Bu kurallara dikkat edilmez ise yeterli stabilite sağlanamaz ve tespitite gevşemeler olabilir. Günümüzde var olan emilebilen implantların gücünün henüz metal implantlarla mukayese edilmeyecek kadar zayıf olduğu bilinmelidir. Kompresyon yapma özellikleri olmayıp, ancak mevcut stabiliteyi koruyabilirler ve esas olarak spongiyöz kemik tespitleri için tercih edilmelidirler.^[6]

Steril sinüs oluşumu geç bir enflamatuvar yanittir. Ortaya çıkışı 10'uncu (dağılım 7-20 hafta) hafta civarında olup iyileşmiş yara yerinde ağrılı, eritematöz ve fluktuasyon veren bir şişlik şeklinde kendini gösterir. Mikrobik kültürlerde üreme saptanmamaktadır. Genellikle beş hafta civarında kendiliğinden iyileşir. Kırık kaynamasını olumsuz etkilemediği bildirilmektedir.^[6,15] İmmünolojik parametreler negatif bulunmuştur, bimalleoler kırık tespiti uygulamalarında tek tarafta görülmeleri de bunu desteklemektedir.

Bu implantlar antibiyotikli solüsyon içinde sekiz saat süre ile bekletildiğinde yedi gün gibi bir süre ile efektif dozda antibiyotik salınımı yaptıkları



Şekil 2. Medial malleolus kırığı, ameliyat sonrası röntgen görünümü.

saptanmıştır. Yine bu antibiyotikli implantlarla yapılan biyomekanik çalışma ile güçlerini de kaybetmedikleri bildirilmiştir.^[15] Bu antibiyotik tutma özellikleri komp- like olmayan zeminlerde enfeksiyondan korunma için kullanılabilir.

Sonuç olarak, uzun yıllar metal implant uygulama- sı yapmış ve bu emilebilen malzemeleri de yeterli bir süre kullanmış olarak, bu polimerlerle yaptığımız cerrahilerle ilgili subjektif bir yorum yapacak olursak; gerek uygulama esnasında, gerekse takiplerde önem- li bir oranda güvensizlik hissettiğimizi belirtmekte fayda olacaktır. Bu materyaller ayrıca çok pahalı olma- ları ve kırık tespitinde henüz arzulanan sağlamlığa ulaşmamalarından dolayı çok seçici olarak kullanılma- ları uygun olacaktır.

ÇOK YÜKSEK MOLEKÜLER AĞIRLIKLIL POLİETİLEN (ULTRA HIGH MOLECULAR WEIGHT POLYETHYLENE; UHMWPE)

Çok yüksek moleküler ağırlıklı polietilen, uygun fiziksel ve mekanik özellikleri nedeni ile ortopedik protez cerrahisinde 40 yılı aşkın bir süredir kullanılan özel bir polimerdir. Etilen monomerlerin en basit formudur, molekül ağırlığı 28 olan etilen gazından oluşturulan polimer ise 'polietilen' olarak adlandırılır. Bu molekül ağırlığından kademeli olarak kaydedilen gelişimlerle 200.000 g/mol ağırlıklı yüksek yoğunluk- lu polietilenden, 6 milyon g/mol ağırlıklı, aşınma ve abrazyon dayanırlığı daha da iyi olan UHMWPE üreti- mine varılmıştır (Şekil 3).^[16,17]

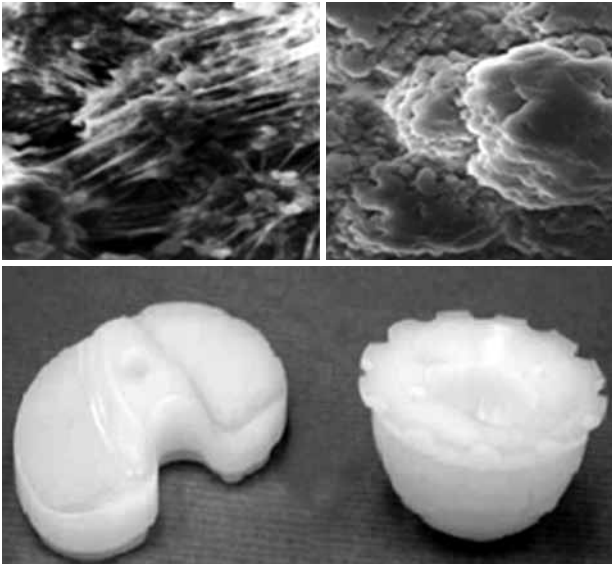
Metal-metal ya da seramik-seramik malzemeler hariç hemen tüm kalça ve diz protezlerinin kap

ve yüklenme yüzeyleri UHMWPE'den üretilmektedir. Kimyasal olarak tamamen inert bir malzeme olması nedeni ile akut toksisite görülmemektedir. İlaveten bu özellikten dolayı oksidasyon ve kimyasal degra- dasyon oldukça yavaş olmaktadır. Fakat bu özellik bir dezavantaj olarak, aynı zamanda partiküllerin vücutta kalmasına yol açarak, emilip atılmasını engel- lemektedir.^[16]

Polietilen metal yüklemeli malzemelerin klinik takipleri, diğer bir kısım malzemelerden çok daha uzun olarak, yirmi beş yılı aşmış bulunmaktadır. Oldukça çok miktardaki biyolojik ve klinik çalışma- lar polietilen aşınma parçacıklarının ise osteolizisle sonuçlanacak kadar ciddi biyolojik reaksiyonlara yol açtığını göstermektedir. Polietilen aşınmasını önle- meye yönelik yoğun çalışmalara rağmen, polietilenin düşük maliyetli ve kolay üretimi, iyi biyouyumluluğu, büyük hacimli stoklamaların dayanıklılığı gibi avantaj- larından dolayı, alternatif ürünlere henüz bir yönelim olmamaktadır. Geçmişte polietilenler 25 kGy (25-40 kGy veya 2.5-4 Mrad)'den yüksek dozlarda ve açık çevresel ortamlarda, gama radyasyonla steril edil- mekte idi. Bu durum ise, moleküllerde zincir kopma ve çapraz bağlanmalarına ve serbest radikallerin açığa çıkarak ürün özelliklerinin değişmesine neden olarak aşınmanın artmasında önemli rol almakta idi. Daha sonraları bu tip sterilizasyonun dezavantajlarından kaçınmak için yeni sterilizasyon yöntemleri uygulan- maya başlandı. Fakat bu yöntemlerin hepsi aşınma üzerine aynı faydaları sağlayamamaktadır. Gaz plaz- ma ya da etilen oksitle sterilizasyon radyasyon gereksinimini ortadan kaldırırsa da, radyasyonun sağladığı faydalı kross-link olayını sağlayamamaktadır. Uzun vadeli sonuçları henüz bilinmese de gaz plazma ya da etilen oksitte steril edilen kalça protezi parçalarının, gama sterilizasyona göre daha yüksek oranda aşındı- ğı tespit edilmiştir. Radyasyonsuz sterilizasyonun diz komponentleri üzerindeki etkileri hakkında çok az şey bilinmesine rağmen, etilen oksitle sterilize edilenler- de daha az çatlamlar tespit edilmiştir.^[4]

Havasız ya da düşük oksijenli ortamlarda yapılan radyasyon sterilizasyonunun aşınma direncini artırdı- ğı kalça implantları ile yapılan deneysel simülasyon- larda gösterilmiştir. Bunu muhtemelen radyasyonun polietilende yol açtığı kros-link olayı sağlamaktadır. Ancak yinede serbest radikal oluşumu ve oksijenle temasta oluşabilecek aşınmalar birer sorun oluşturmaktadır. Bu sorunu gidermek ve serbest radikalleri yok etmek için radyasyon sonrası ısı tedavisi uygulan- maktadır.^[4]

Total eklem parçalarının fabrikasyon üretim yön- temleri de aşınma davranışını etkilemektedir. Polietilen



Şekil 3. Çok yüksek molekül ağırlıklı polietilen elektron mikroskop ve diz-kalça protez insert görünümüleri.

tozları ısıtılıp basınçla preslenerek direkt olarak şekilli implant elde etme yöntemi ile oksidatif degradasyona daha dayanıklı implantlar üretilmektedir. Bu direkt olarak şekilli üretilen implantların yirmi yılı aşkın süredir kalça ve dizde klinik kullanım sonuçlarında arzu edilen aşınma gücünü verebildiği saptanmıştır. Bu sonuçlar gerek klinik deneyim, gerek çıkartılan malzemelerin incelenmesi, gerekse laboratuvarlarda yapılan direkt şekilli ya da bloklardan kesme ile elde edilen (machined from extruded polyethylene stock) iki grup üretimin deneysel çalışmalarından tespit edilmiştir. Burada kompresyonla direkt elde edilen implantlarda düşük elastik modülüs oluşumu ana anahtar rolü üstlenmektedir. Aynı yük yükleme koşullarında yüksek elastik modülüsülü polietilenlere göre daha düşük elastik modülüsülü polietilenin daha geniş bir temas yüzeyi oluşmakta ve daha az strese maruz kalmaktadır.^[3] Ancak çok düzgün bir yüzey elde etme imkanı veren bu yöntemde, hemen eklem yüzeyinin 1 mm altında bir geçiş zonu oluşmasına ve bu durumda özellikle ince insertlerde polietilen aşınma ve kırılmalarına yol açmaktadır.^[16,18-20]

Polietilen üretimindeki en son gelişmelerden biri klasik doz olan 25 kGy'den daha yüksek dozların kullanılmaya başlanarak daha yüksek seviyelerde kros-link olayları oluşturulmasıdır. Bu artırılmış kros-link aşınmayı çok önemli oranda düşürmekte ve özellikle dizlerdeki polietilenlerde oluşan çukurlaşmaları ve parçalanmaları azaltmaktadır. Deneysel kalça benzetim çalışmalarında bu yöntemlerle elde edilen implantlarda aşınmanın yok denecek kadar az olduğu tespit edilmiştir. Bu üstünlük kısa dönemli klinik çalışmalarda da gösterilmiştir.^[4,21]

Yükseltelen kros-link teknik sayesinde elde edilen sürtünme ve çökme aşınmalarına karşı artmış aşınma direncinin başka avantajları da vardır. Örneğin modüler implantlardaki arka yüz aşınmaları da bu yükseltilmiş kros-link sayesinde klasik polietilenlere göre önemli oranda azaltılmıştır. Yine bu yükseltelen kros-link teknik sayesinde kalça protezlerinde daha büyük baş kullanımına ilgi yeniden artmış ve çıkıklar azaltılmıştır.^[4] Ancak, yükseltelen kros-link tekniğinin sonucu mekanik özelliklerinin değişmesi ile bu implantların önemli bir sorunu ortaya çıkmaktadır. Dayanıklılığın ve yorgunluk kırığı gelişim direncinin azalması deneysel ortamlarda gösterilmiştir. Bununla birlikte implantta tam bir kırılma ve devamında sistemin stabilizasyonunda yetmezlikler olabilmektedir. Bu sorunun çözümü için de oldukça güzel non-lineer implantlar üretilmeye çalışılıyor. Diz eklemi gibi homojenize yük dağılımı olmayan eklemlerde yapılan deneysel çalışmalarda yükseltilmiş kros-link ile elde edilen polietilenin klasik polietilenden daha iyi performans gösterdiği

saptanmıştır. Burada serbest radikalleri uzaklaştırmak için yapılan ısı tedavisinin de olumlu etkileri olduğu bilinmektedir. Kompresyonla elde edilen implantlarda düşürülen modülüs sayesinde daha büyük temas yüzeyi, daha az stres ve aşınma hasarlarına karşı daha iyi dayanıklılık elde edilmektedir. Yine polietilende oluşacak yorgunluk kırıklarının in vivo ve in vitro ortamlarda farklılık göstereceği ve in vivo bozulmanın daha hızlı olacağı tespit edilmiştir.^[4] Yalnız, bu yüksek kros-linkle elde edilen malzemeler yüklenme mekanizması dizden çok farklı olan kalça eklemlerinde aynı başarılı sonucu vermeyebilir.^[4,16,18]

Polietilen implant sterilizasyon yöntemleri bu implantın fiziksel özelliklerini önemli bir oranda etkilemektedir. Sıcaklık ve basıncın polietilen üzerinde yarattığı kalıcı şekil değişikliği ve degradasyon bozukluklarından dolayı bu ürünler otoklav sterilizasyonu için uygun değildir. Etilen oksit gaz sterilizasyonu da ince plastikleri tamamen steril etse bile kalın malzemelerin derinine nüfuz edememektedir. Bu yüzden kısmen steril olmuş bir malzemenin kullanım sonuçlarını tahmin etmek güçtür. Ancak bizim az sayıdaki deneyimize ve literatür verilerine dayanarak, daha önce tam steril edilmiş ancak bir nedenle açılıp herhangi bir şekilde kullanılmayan polietilen malzemelerin etilen oksitle yeniden sterilize edilip kullanılması mümkün olsa gerek. Bugün için en geçerli sterilizasyon yöntemi ise 2.5 Mrad gama ya da elektron dalga sterilizasyon yöntemidir. Ancak bu işlemde malzemede serbest radikal oluşumuna yol açıp ürünü oksidasyona meyilli kılarak aşınma gücünü olumsuz olarak etkilemektedir. Bu yöntemle yapılan sterilizasyonda, yukarıda da belirtildiği gibi, yıllar içinde yüzeyin hemen altında beyazlama oluşmakta ve implant yetersizliği yaratmaktadır. Bunu azaltmak için bu gama radyasyon sterilizasyonu havasız nitrogen gazlı veya vakumlu ortamlarda yapılmaktadır.^[16,18]

Polietilenin partiküllü aşınma ürünlerinin gevşemedeki rolü bugün için daha fazla ilgi çekmeye başlamıştır. Bu partiküllerin çimentosuz kalça protezlerindeki stem etrafında oluşan osteolizle ilişkili olduğu kabul edilmektedir. Bunlar önce protez etrafındaki kemikte iltihabi bir reaksiyona ve devamında kemikte erimelere yol açmaktadır. Partiküllerin sadece miktarı değil, ayrıca boyut, şekil ve yüzey alanlarının da osteolizisin gidişatında önemli olması bu çok karmaşık olayı daha da karmaşık hale getirmektedir.^[16,17,19,20,22,23]

Sorunlara rağmen polietilen ortopedik implantlar için halen mükemmel bir malzeme olma özelliği taşımaktadır ve bu nedenle yakın gelecekte daha iyi bir materyalle yer geçişecek gibi görülmektedir. Zaman zaman denenen Teflon ve Hylamer

malzemeleri arzulan sonuçları verememiştir. Karbon fiberle yapılan kompozit polietilen malzemelerin klinik çalışmalarda bir üstünlüğü gözlenmeyince üretimlerinden vaz geçilmiştir.^[16,24,25] Ancak polietilenin kendi yapısının ve parçaların tasarımlarının daha da geliştirilmesi, aşınma partiküllerini ve yol açtıkları olumsuzlukları gidermek için gereklidir. Polietilenin uygun kalınlıkta olması, metal bir taban desteğinin bulunması ve bu polietilen ile metal destek arasındaki hareketin önlenmesi bugün için komponent tasarımlarının hedeflerinden olmaktadır.^[16]

KEMİK ÇİMENTOSU (POLİMETİLMETAKRİLAT)

Her şeyden önce bilinmelidir ki kemik çimentosu, iyi bir dolgu maddesidir ve gerçek anlamda inşaat çimentosu gibi yapıştırma özelliği yoktur. Ancak bu dolgu özelliği sayesinde çok rijit metal implant ile kemik arasında şok emici bir madde görevi üstlenmektedir. Bu ise stem şaftının direkt kemik şaftına tek noktalardan dayanmasını engelleyip ağrı oluşumunda koruyucu rol oynayabilir. Çimentolu yöntemlerde ana hedef çok iyi bir yıkama ve kurulama yapma ve gelişmiş çimentolama yöntemlerini kullanmak olmalıdır. Pratikte sıklıkla ileri yaş hastalarda ve kötü kaliteli kemiklerde çimento uygulama alışkanlığımız olduğundan yanılığ ile çimentolamada başarısızlığın yüksek olduğu kanısına varmamak lazım. Belki aynı hastalara ve aynı kalitedeki kemiklere çimentosuz uygulamalardan ne sonuç alabileceğimizi de göz önünde bulundurmakta fayda vardır.

Kemik çimentosu özellikle femurda polietilen partiküllerin stemle kemik arasına girişini engelleyen bir tıkaç vazifesi görüp, osteolizden korunmada çok önemli destek sağlar.

Çimentolu protezlerde daha erken gevşeme olduğu yorumlarına şüphe ile yaklaşmakta fayda vardır. Bize göre burada sorunlu olan çimentonun kendisi değil, küçük bir ihtimalle de olsa uygulama yöntemidir. Litrelerce yıkama ve ciddi bir kurulama ile ve de gelişmiş çimentolama tekniği kullanarak çok başarılı sonuçlar elde eden İskandinav ülkelerinin sonuçlarını göz ardı etmemek lazım. Üstelik çimentosuz sistemlere göre çok daha ucuz olan çimentolu sistemlerde rağbetin azalmasında çabuk gevşemeden ziyade sanayinin ve paramedikal etkilerin de rolünü gözden kaçırmamakta da fayda vardır.

KAYNAKLAR

1. Partio EK. Absorbable screws in the fixation of cancellous bone fractures and arthrodesis. Erason Kirjapaino: Tampere; 1992. p. 1-20.
2. Seber S. Biodegradable fiksasyon malzemeleri. Acta Orthop Traumatol Turc 1997;31:171-5.
3. Uthoff HK, Finnegan M. The effects of metal plates on post-traumatic remodelling and bone mass. J Bone Joint Surg [Br] 1983;65:66-71.
4. Wright TM. Biomaterials and bearing surfaces in Total Joint Arthroplasty. In: Vaccaro AR, editor. Orthopaedic knowledge update 8. 1st ed. Rosemont: American Academy of Orthopaedic Surgeons; 2005. p. 57-67.
5. Wright TM, Li S. Biomaterials. In: Buckwalter JA, Einhorn TA, Simon SR, editors. Orthopaedic basic science: biology and biomechanics of the musculoskeletal system. 2nd ed. Rosemont: American Academy of Orthopaedic Surgeons; 2000. p. 181-15.
6. Rokkanen P, Böstman O, Vainionpää S, Vihtonen K, Törmälä P, Laiho J, et al. Biodegradable implants in fracture fixation: early results of treatment of fractures of the ankle. Lancet 1985;1:1422-4.
7. Böstman O, Vainionpää S, Hirvensalo E, Mäkelä A, Vihtonen K, Törmälä P, et al. Biodegradable internal fixation for malleolar fractures. A prospective randomised trial. J Bone Joint Surg [Br] 1987;69:615-9.
8. Partio EK, Böstman O, Hirvensalo E, Vainionpää S, Vihtonen K, Pätäälä H, et al. Self-reinforced absorbable screws in the fixation of displaced ankle fractures: a prospective clinical study of 152 patients. J Orthop Trauma 1992;6:209-15.
9. Saito N, Okada T, Horiuchi H, Murakami N, Takahashi J, Nawata M, et al. A biodegradable polymer as a cytokine delivery system for inducing bone formation. Nat Biotechnol 2001;19:332-5.
10. Saito N, Okada T, Horiuchi H, Ota H, Takahashi J, Murakami N, et al. Local bone formation by injection of recombinant human bone morphogenetic protein-2 contained in polymer carriers. Bone 2003;32:381-6.
11. Ziegler J, Mayr-Wohlfart U, Kessler S, Breitig D, Günther KP. Adsorption and release properties of growth factors from biodegradable implants. J Biomed Mater Res 2002;59:422-8.
12. Tegnander A, Engebretsen L, Bergh K, Eide E, Holen KJ, Iversen OJ. Activation of the complement system and adverse effects of biodegradable pins of polylactic acid (Biofix) in osteochondritis dissecans. Acta Orthop Scand 1994;65:472-5.
13. Garvin KL, Miyano JA, Robinson D, Giger D, Novak J, Radio S. Polylactide/polyglycolide antibiotic implants in the treatment of osteomyelitis. A canine model. J Bone Joint Surg [Am] 1994;76:1500-6.
14. Sevcenec A, Günel İ, Seber S. Biodegradable implantlarda gelişen doku reaksiyonunun saptanması. Ratlarda deneysel çalışma. Hacettepe Ortop Derg 1994;4:144-6.
15. Böstman OM. Intense granulomatous inflammatory lesions associated with absorbable internal fixation devices made of polyglycolide in ankle fractures. Clin Orthop Relat Res 1992;278:193-9.
16. Harkes JW, Daniels AV. Introduction and overview. Part III-Arthroplasty. In: Canale ST, editor. Campbell's operative orthopaedics. Vol. 1, 10th ed: Pennsylvania: Mosby; 2003; p. 223-42.
17. Heybeli N. Çok yüksek molekül ağırlıklı polietilen (UHMWPE/ÇYMAPE). In: Görgeç M, Öztürk İ, Aksoy B, Bombacı H, editörler. Ortopedi ve travmatolojide biyomateryaller. İstanbul: Türk Ortopedi ve Travmatoloji Derneği; 2005. s. 30-4.
18. Crockarell JR, Guyton JL. Arthroplasty of the knee. In: Canale ST, Beaty JH, editors. Campbell's operative orthopaedics.

- Vol. 1, 11th ed. Philadelphia: Mosby-Elsevier; 2008. p. 241-311.
19. Tsao A, Mintz L, McRae CR, Stulberg SD, Wright T. Failure of the porous-coated anatomic prosthesis in total knee arthroplasty due to severe polyethylene wear. *J Bone Joint Surg [Am]* 1993;75:19-26.
 20. Wright TM, Rimnac CM, Stulberg SD, Mintz L, Tsao AK, Klein RW, et al. Wear of polyethylene in total joint replacements. Observations from retrieved PCA knee implants. *Clin Orthop Relat Res* 1992;276:126-34.
 21. Kurtz SM, Muratoglu OK, Evans M, Edidin AA. Advances in the processing, sterilization, and crosslinking of ultra-high molecular weight polyethylene for total joint arthroplasty. *Biomaterials* 1999;20:1659-88.
 22. Landy MM, Walker PS. Wear of ultra-high-molecular-weight polyethylene components of 90 retrieved knee prostheses. *J Arthroplasty* 1988;3 Suppl:S73-85.
 23. Rose RM, Radin EL. Wear of polyethylene in the total hip prosthesis. *Clin Orthop Relat Res* 1982;170:107-15.
 24. Chmell MJ, Poss R, Thomas WH, Sledge CB. Early failure of Hylamer acetabular inserts due to eccentric wear. *J Arthroplasty* 1996;11:351-3.
 25. Wright TM, Astion DJ, Bansal M, Rimnac CM, Green T, Insall JN, et al. Failure of carbon fiber-reinforced polyethylene total knee-replacement components. A report of two cases. *J Bone Joint Surg [Am]* 1988;70:926-32.