

Biodegradable fiksasyon malzemeleri

Sinan Seber⁽¹⁾

Metalik implantlara bağlı sorunlar, biodegradable implantlara duyulan ilgiyi attırmıştır. bu yazıda biodegradable implantlardan özellikle polilaktik ve poliglukolik asidin fiziksel ve kimyasal özellikleri, degradasyon şekli, implant dizaynı, uygulama teknikleri, klinik uygulanımı ve komplikasyonları gözden geçirilmiştir. Ayrıca, antibiyotik taşıma potansiyeli; immünolojik reaksiyonların önceden saptanmasına yönelik çalışmalarımız ve klinik uygulamamız sunulmuştur.

Anahtar kelimeler: Biodegradable implantlar

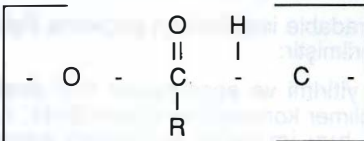
Biodegradable fixation materials

Problems related to metallic implant had increased the interest to biodegradables. In this paper, the physical and chemical properties, degradation modalities, implant design, clinical studies with techniques, and complications of biodegradable implants, especially polylactic and polyglycolic acid, were reviewed. Also our studies, on the antibiotic delivery capacities of these implants; and the prediction of immunological reactions with our clinical experiences were presented.

Keywords: Biodegradable implants

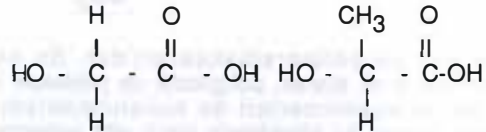
Dünyanın her yerinde ortopedik cerrahlar artrode- zler, osteotomiler ve kırıkların tesbitinde metalik osteosentez araçlarını severler. Bununla birlikte metalik implantlar kemiğin tesbiti için ideal araç değillerdir. Ağrı, subkütanöz irritasyon ve stres-kalkan fenomeni nedeni ile kırık iyileştikten sonra geri alınırlar. Wolff kanunlarına göre remodelling olayı stres altında görülür. Ancak rijit metalik tesbit araçları temelde stresleri kemikte minimal düzeyde bırakarak kendi üzerlerine alırlar. Sonuçta kemiğin gücünde bir azalma ile implantın altında kalan sahada geçici bir osteoporoz görülebilir. Bunun yanısıra tesbit araçlarından metalik iyonların salındığı, yabancı cisim reaksiyonları ile geç dönemlerde vida gevşemeleri tanımlanmıştır. Bu nedenler ile yakın geçmişte kemiğin kendi özelliklerine benzeyen ve tümü ile resorbe olabilen tesbit araçları geliştirmek için çaba harcanmıştır (14, 21).

Sentetik bioabsorbabl implantlara duyulan ilgi, 1954 yılında poliglukolidin bulunmasına kadar uzanır. Absorbe edilebilme özelliğinin en ilgi çekici yönü, bu implantların görevleri bittikten sonra ikinci bir cerrahi girişim ile çıkartılmalarına gerek kalmamasıdır. Bu ikinci cerrahi girişim bazı olgularda en az ilk girişim kadar travmatize edici olabilmektedir (2, 18). Absorbe edilebilen polimerlerin en önde gelen grubu δ -hidroksi esterleridir. Bu poliesterler δ -hidroksi asitler olup, değişik sayılarda bir araya gelmeleri sonucu oluşur. Genel formülleri şöyledir.

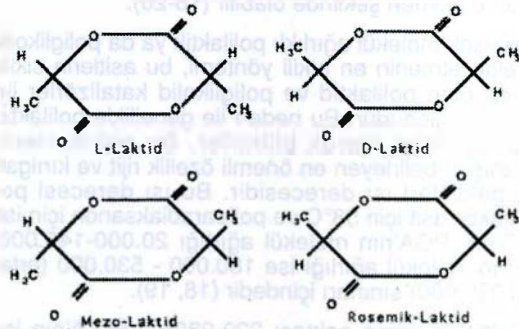


En önemli homopolimerleri olan poliglukonik asit ve polilaktik asidin formülleri ise aşağıdaki gibidir.

δ . Hidroksi asit poliester sentezi



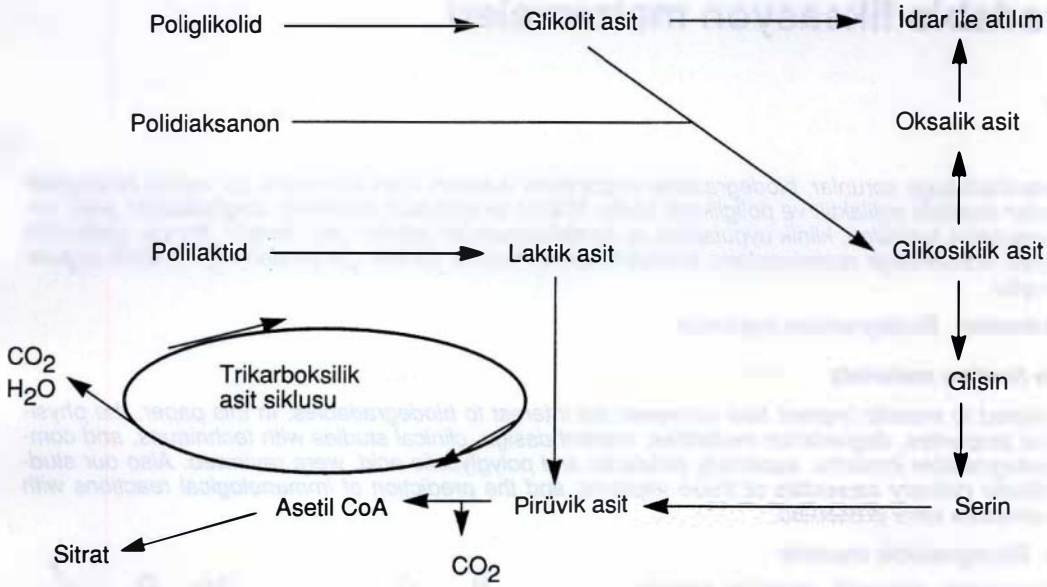
Laktik asit, karbon atomunun yerleşimine göre çeşitli şekillerde olabilir:



δ . Hidroksi asitler esterleştirme ile polimerize edilebilirler. Ancak, bu yöntem ile elde edilen poliesterlerin molekül ağırlıkları çok düşüktür. Bu nedenle polimerizasyon işleminde aynı asitlerin siklik dimerleri kullanılmaktadır. Bu işlem sırasında katalizör olarak stannoz laktat, toz çinko gibi maddeleri kullanımı uygundur. Yüksek molekül ağırlığı ile implantın ilk kuvveti ve bu kuvveti devam ettirme süresi arasında bire bir bağlantı vardır (2, 18-20).

Fiziksel ve kimyasal özellikler

Organik makromoleküler bileşiklerin çoğu vücutta parçalanıp, absorbe edilebilirler. Ancak, çok küçük bir bölümü internal tesbit aracı olabilecek fiziksel ve kimyasal özelliklere sahiptir. Elimizdeki bilgilere göre bu özelliklere en uygun olanlar poliglukolik asit, po-



lilaktik asit ve poliparadiaksanon'dur. Bu homopolimerlere ek olarak, poliglikolik ve polilaktik asidin çeşitli kopolimerleri de kullanılmaktadır. Kimyasal açıdan bu bileşiklerin tümü alfa poliesterlerdir. Laktik asit molekülünün asimetrisi nedeni ile polilaktik asit farklı stereoizometrik şekillerde bulunabilir. Örneğin, polivaleolaktik asit, polidekstonun stereokopolimeri şeklinde olabilir (18-20).

Yüksek molekül ağırlıklı polilaktik ya da poliglikolik asit elde etmenin en etkili yöntemi, bu asitlerin siklik diesteri olan polilaktid ve poliglikolid katalizörler ile polimerizasyonudur. Bu neden ile genellikle polilaktid ve poliglikolid olarak bilinirler. Bu polimerlerin davranışını belirleyen en önemli özellik rijit ve kırılma hale geldikleri ısı derecesidir. Bu ısı derecesi polilevolaktik asit için 58°C ve poliparadiaksanon için ise -16°C'dir. PGA'nın molekül ağırlığı 20.000-145.000, PLA'nın molekül ağırlığı ise 180.000 - 530.000 (ortalama 250.000) sınırları içindedir (18, 19).

PGA'nın erime noktası 220-230°C, PLLA'nın ise yaklaşık 170-180°C'dir. Poli-L-Laktid (PLLA), Poli-D-laktid (PDLA)'den daha uzun süre gücünü koruduğundan, PLLA formu kullanılmaktadır.

δ -hidroksi asit poliesterlerinin biyomekanik özellikleri şu etkenlere bağlıdır (18-20):

1. Kompozisyon
2. Molekül ağırlığı
3. Polimer içindeki reaksiyona girmemiş monomer miktarı
4. Morfoloji
5. Kristal özellikleri
6. Konfigürasyon

Degradasyon

Çeşitli çalışmalarda bu implantların vücutta tümü ile absorbe edildiği ve implantın degradasyon işlemi

sürdükçe yerinin yeni kemik doku ile dolduğu gösterilmiştir. Polimerlerin parçalanması esas olarak hidrolitik yol ile, küçük bir kısmı da nonspesifik enzimatik yol ile olmaktadır. Değişik polimerlerin metabolizmalarında küçük farklılıklar olsa da son yolları ortaktır.

Ancak bu polimerlerin parçalanma hızları farklıdır. Polilevolaktik asit en yavaş metabolize olur iken (yarı ömrü 6 ay), diğerleri çok daha hızlıdır. Molekül ağırlığı, kristal özellikleri, üretimdeki ısı derecesi ve implantın şekli bu hızı belirgin bir biçimde etkilemektedir. Porotik, ince bir tabaka yoğun bir bloğa oranla daha hızlı degrade olmaktadır. Vücuttan esas olarak solunum yolu ile atılırken, ihmal edilebilecek ölçülerde idrar ve feçes ile de atılırlar (13, 18, 20).

Frazza ve Schmidt, PGA sütürlerin %99'unun 4 ay içinde absorbe olduğunu bildirmiştir. Cutright'ın bulguları ise bu sürenin daha uzun olduğu yönündedir (13). Makroskopik degradasyon başlamadan önce, implantın gücü azalmaktadır. Koyun tibialarına implant uygulanarak gerçekleştirilen bir çalışmada, %100 L-PLA implantasyon 2 ay sonra direncinden hiçbir şey yitirmez iken, %84 L-PLA taşıyan kopolimer direncinin %20'sini ve %100 raesemik asit ise direncinin tümünü yitirmiştir. Eğilme gücü 250 MPa olan SR-Polilevolaktik asit tavşanlara subkütan olarak yerleştirildiğinde, 12 haftada başlangıç gücünün yarısını kaybetmiştir (19).

Biodegradable implantların güçlerine ilişkin veriler aşağıda verilmiştir:

Direnç yitirimi ve absorpsiyon hızı direkt olarak stereokopolimer kompozisyonuna bağlıdır. Ancak absorpsiyon hızı implante edildikleri dokuya göre değişiklik göstermez. PGA 1 yıldan kısa sürede, PLA ise 4 yılda tümü ile vücuttan temizlenmektedir. Bu nedenle artrodezlerde SR-PLLA, büyüme plağının penetre edileceği durumlarda SR-PGA, kullanılmaktadır.

Özellikler	SR-PGA vidalar	SR-PLLA vidalar	Paslanmaz çelik vidalar
Eğilme gücü	300-350 MPa	200-250 MPa	300 MPa
Makaslama gücü	160-200 MPa	110 MPa	800 MPa
Elastisite modüllü	10-15 GPa	5-6 GPa	200 GPa

Bunun yanısıra bazı çalışmalarda absorbal implantların osteokondüktif özelliği olduğu gösterilmiştir. Rat tibialarında deneysel olarak oluşturulan defektlerde %50 PGA/PLA kopolimerleri daha erken iyileşme sağlamıştır. Başka bir çalışmada ise demineralize bone matrix eklenmesi olayı daha da hızlandırmıştır (18).

İmplant dizaynı

Absorbal implantlar ile osteosentez çalışmaları 1960'lı yılların sonlarında başlamış ise de 1970'li yıllarda konu ile ilgili birçok araştırma yayınlanmıştır. İlk çalışmalar maksillafasial ve mandibula cerrahisinde dir. İlk önceleri polimerlerin ince tabaka biçimleri, kemik dokusundaki biyolojik etkilerini araştırmak amacı ile kullanılmıştır. Ancak bunlar internal fiksasyon amacı için uygun değildi. Daha sonra bunlara yüksek ısı ve basınç altında pin ve rod şekilleri verilmiştir. Vida ve plâk gibi daha kompleks şekiller ise ancak 1970'li yılların sonu ile 1980'li yılların başında yapılabilmektedir. İlk üretilen bu malzemelerin mekanik dirençleri ortopedik uygulamalar için yetersiz idi. Günümüzde kullanılan implantlar ise polimer matriksinin aynı materyalden sütür lifleri ile güçlendirildiği kompozit formlardır. Amerika'da reinforcement yapmadan yüksek dirençli absorbal implantlar üretilmiştir. Üretimin yöntem ve yapısı patent koruması altındadır.

İmplantlar etilen oksit ile sterilize edilirler. Daha sonra vakum kamarasında implantta kalan etilen oksit çekilir. Vakum derecesi 0.2 bar'ın altındadır (2, 11).

İmplant şekilleri

Vidalar 3.5 ve 4.5 mm kalınlıkta ve 25 ile 70 mm arasında değişen uzunluktadır. Vidalar başlangıçta 10-80 mm arası uzunluktaki AO vidalarına benzerken, sonraları şekilleri polimerik maddelere daha uygun bir biçime getirilmişlerdir. Yeni vidaların yivlenme geometrisinde yivler 1.75 mm ve yiv açısı 10°'dir. Torsiyonel güçler vidalar için 0.45 mm'dir. Kemik içerisine yerleştirildiklerinde güçleri 2-5 mm olmaktadır (2),

Değişik uzunluktaki rodların kalınlıkları ise 1.5 - 2 - 3.2 - 4 ve 5 mm'dir.

Teknik

Uygulanan teknik AO tekniğine benzer. Öncelikle kırık parçalarının çamaşır klempleri ya da Kirschner telleri ile tam bir redüksiyonu gerekir. Daha sonra kullanılacak implanttan çapı daha küçük olan bir drill ile kemiğe delik açılır. Vidanın baş kısmının çapı büyük olduğundan countersink kullanılmalıdır. Delik kendi setinde bulunan orjinal tap ile yivlendirilir. Vida şekilleri metalik vidalardan farklı olduğundan başka tap kullanılmamalıdır. Son olarak vida özel aleti ile kemiğe yerleştirilir. Vida başı countersink kullanımına rağmen dışarıda kalabilir. Bu durum özellikle subkütan yerleşimlerde sakınca oluşturduğundan taşınan kısım kemik testeresi ile kesilebilir. Eğer, uygulama sırasında vida kırılıp kemik içerisinde kalır ise çıkartılması çok güçtür. Böyle bir durum ile karşılaşıldığında, en iyi yol aynı çeliği tap ile tekrar

yivlendirilmesi ve ikinci bir vidanın buradan yerleştirilmesidir.

Rod uygulamalarında kural olarak açılan deliğin korteksten kortekse uzanması gerekir. Genellikle 2 rod tekniği kullanılır. Bir büyük rod kemiği destekler iken, küçük olan diğeri de fragmanın rotasyonunu önler.

Ameliyat sonrası dönem de geleneksel radyogramlar kullanılan implantın görüntülenmesinde yardımcı olamazlar. Bu neden ile implantın konumu hakkında bilgi edinebilmek için bilgisayarlı tomografi-den yararlanmak gerekir (Şekil 1).

Klinik uygulamalar

Biodegradable implantlar aşağıdaki durumlarda kullanılmaktadır:

- Ayak bileği
- Maksilla
- Olekranon
- Zigomatik
- Radius başı
- Ulna koronoid proçes
- Skafoid
- Epifiz ayrılmaları
- Kapitellum
- Tallus ve patella ostekondral kırıkları
- Metakarp ve falanks
- Dizde osteokondritis dissekans
- Mandibula (Artroskopik olarak)
- Ayak bileği eklemi
- Subtalar eklem
- Ayakta I. MP eklem artrodezleri
- Halluks valgus ve asetabular osteotomiler
- ACL rekonstrüksiyonlarında interferans vidası olarak.

Deneysel uygulamalar

- Kalkaneus
- Trokanterik osteotomiler
- Patella
- Defekt nonunionlarında membran olarak
- Femur cisim kırıkları

Kullanım alanları

Malleoller

En yaygın kullanım alanlarından bir malleol kırıklarıdır. Böstman ve Rokkanen, 1987 yılında yayımladıkları ve 1 yıl süre ile izledikleri serilerinde biodegradable vidalar ile AO vidaları uyguladıkları olguların sonuçlarında bir farklılık olmadığını bildirdiler. Yine Böstman, 152 olgu içeren başka bir serisinde 9 olguda displasman saptadığını, ancak reoperasyona gerek duyulmadığını yayımladı. 1994 yılında yapılan bir diğer çalışmada malleol kırığı olan 32 olgunun röntgen stereofotogrammetri ile yapılan kıyaslamalarında, AO grubu stabilitesinin daha iyi olduğu, ancak klinik sonuçlar arasında bir farklılık olmadığı saptanmıştır.

Biodegradable vidalar ayak bileğinde sindesmoz vidası olarak da kullanılmaktadır. Ancak, tibia ve fibula arasında yumuşak doku boşluğu olduğunda, implantta bir eğilme olabilir. Bu nedenle implant mümkün olduğunca distale doğru konulmalıdır. Metalik vidalarda ise sinostoz gelişmesi riski nedeni ile bu kadar distalde kullanılmazlar. Sindesmoz vidası yerine polimer sütür metaryalinden figure of "8" loop da kullanılabilir (2, 3, 6, 10).

Dirsek çevresi

Yapılan çalışmalarda 41 olekranon, 15 radius boyun ve 3 kapitellum kırığı olan olgularda biodegradable implant uygulanmıştır. Olekranon kırığı olan olguların 27'sinde mükemmel, 9'unda iyi, 4'ünde yeterli ve 1'inde kötü sonuç elde edilmiştir. Kötü sonuç alınan bu olguda kırık yalnızca rodlarla ile tedavi edilmiştir (12, 14).

Distal radius

Kadavra çalışmalarında 2 mm PGA rodlarla radius distal uç kırıklarında güvenilir sonuçlar vermiş, 1,5 mm rodlarla ise distal radius osteotomilerinde yetersiz kalmıştır (2). Bir klinik çalışmada biodegradable implantlar displasman gösteren 40 radius distal uç kırığı olan olguya uygulanmış, 9 olguda debritleme gerektiren steril sinüs oluşumu gözlenmiştir (2).

Metakarp ve falankslar

Rodlar genellikle intramedüller olarak yerleştirilir. Hong-Kong'da Kirschner telleri ile yapılan kıyaslamalı bir çalışmada sonuçların aynı olduğu saptanmıştır.

Epifiz yaralanmaları

Notodoft, distal femoral büyüme plağının transvers çapının %20'si kadar bir delik açıldığında, bunun büyümeyi olumsuz yönde etkilemediğini göstermiştir. Ülkemizde de benzer bir çalışmayı gerçekleştiren Atilla, epifizin %16.4'ünü kapsayan bir deliğin 10 hafta sonra rejenerasyonunu bildirmiştir. 1,5 mm çapındaki bir pin, humerus distal büyüme plağında 1,8 mm²'lik bir alanda hasar oluşumuna neden olmaktadır ki bu da güvenlik sınırları kapsamındadır.

Makela, humerus distal uç kırığı nedeniyle 19 olguda biodegradable implant kullanmış ve bir sorun ile karşılaşmadığını bildirmiştir. Ancak, epifiz yaralanması olan olguların erişkin dönemdeki durumlarını değerlendiren yeterli genişlikte bir seri henüz yoktur. Büyüme plağının penetre edileceği durumlarda SR-PGA implantlar kullanılmalıdır (1,5).

Arthrodez

12 olgu içeren bir çalışmada biodegradable vidalar kullanılarak ayak bileği arthrodezi uygulanmış ve olgular ortalama 14 ay izlenmişlerdir 11 olguda ortalama 9 haftada solid kaynama saptanmış, 1 olguda ise implanta karşı orta derecede doku reaksiyonu gözlenmiştir (2). Bir başka çalışmada, spastik nöromusküler hastalık nedeni ile her iki ayakta ciddi valgus deformitesi gösteren 6 olguda bir ayağa biodegradable vida, diğer ayağa ise standart AO vidası ekstraartiküler olarak talusdan kalkaneusa doğru yerleştirilerek subtalar arthrodez uygulanmıştır. Radyolojik değer-

lendirmelerde tüm ayaklarda solid kaynama saptanmıştır (14). Arthrodez uygulamalarında SR-PLLA vidalar kullanılmalıdır.

Komplikasyonlar

Böstman'ın çeşitli çalışmalarını içeren toplam 516 olguda karşılaştığı komplikasyonlar (14):

-%1.2 reoperasyon

-%1.7 enfeksiyon ve

-%7.9 debritleme gerektiren sinüs oluşumu.

Yerleştirme sırasında implantta kırık oluşabilir. Bu nedenle yerleştirme mutlaka özel set kullanılarak yapılmalıdır. Standart metalik implantlara göre maliyeti 15 kat kadar fazladır. Biodegradable pin ve rodlarla kompresyon yapamazlar, ancak elde edilen stabiliteyi korurlar. Vidalar ise kompresyon yaparlar. Implantların kesin kullanım alanı spongiöz kemik dokudur. Tegnander ve ark. steokondritis dissekans nedeni ile biodegradable implantlarla tedavi uyguladıkları 10 olgudan 6'sının diz eklemlerinde sinovitis geliştiğini bildirdiler. Aynı araştırmacılar deneysel olarak kompleman aktivasyonu varlığını gösterdiler (17). Biodegradable implantların eklemiçi kullanımında özen gösterilmeli ve bunların biokompatibilitesi konusunda daha fazla çalışmalar yapılmalıdır.

Steril sinüs oluşumu

Steril sinüs oluşumu geç inflamatuvar reaksiyondur. Hastada hiç bir lokal ya da sistemik bir bulgu yok iken, iyileşmiş yarada ağrılı, eritematöz ve flukteasyon veren bir şişlik oluşur. Ortaya çıkış süresi 7-20 hafta, ortalama 10 haftadır. Drenaj sıvısında poliglukolid artıklarına rastlanmıştır. Kültürler daima negatiftir. Genellikle 5 hafta içinde kendiliğinden kaybolur, ancak bu olay 4 aya kadar uzayabilir. Bazen debritleme gerekebilir. Ancak, sinüs oluşumu fonksiyonel ve radyolojik sonuçları etkilememektedir (3).

Steril sinüs oluşumu en sık olarak radius distal ucu ve skafoid kemikte, en az olarak ayak bileği çevresindeki uygulamalardan sonra görülür. Ortalama %8 oranında ciddi bir sorun olmaktadır (3, 7, 15). Reaksiyonun kullanılan implantın hacmi, derin ya da yüzeysel uygulanması ile bir ilişkisi saptanmamıştır (8). Teorik olarak bu reaksiyon daha yavaş degradasyon hızı olan polilaktik asit ya da kopolimer kullanılarak engellenebilir. Bazen grafiplerde implant çapının osteolitik tarzda artışı gözlenebilir. Ancak bu durum kırık iyileşmesini etkilemez.

Histolojik olarak nonspesifik yabancı cisim reaksiyonu ve çok sayıda dev hücrelerinin polimer debrisini fagosite ettiğini göstermektedir. Hayvan deneyleri ve klinik çalışmalar, bunu polimerlerin kimyasal irritasyonu na karşı biyolojik yanıt olduğunu göstermektedir. Bu yanıtın klinik olarak ortaya çıkıp, çıkmaması lokal doku toleransına ve kemiğin debrisi temizleme kapasitesine bağlıdır (4, 15).

Yeşil renkli aromatik kinin boyasının kaldırılması sinüs oluşum insidansını azaltmıştır (2). İmmünolojik parametreler negatif olarak bulunmuştur. Bimalleolar kırıklarda uygulandığında unilaterale reaksiyon görülmesi de bunu desteklemektedir. Abdomen fasyası ya da cilt altı ve intraperitoneal PGA sütürlerin

kullanımından sonra da aseptik sinüs ya da granülom oluşumuna rastlanmıştır (7, 8).

Deneysel çalışmalar

Salınım

4.5 mm'lik PGA ve PLA vidalar 320 mg Gentamisin Sülfat içinde 8 saat süre ile bekletildi. Sonra taze serum fizyolojik içine alınarak, her gün serum değiştirildi ve disk difüzyon yöntemi ile salınımlarına bakıldı. Antibiyotik içinde bekletilen vidaların 7 gün boyunca sırası ile 4, 3, 2, 1, 1, 1 ve 1 µg/ml Gentamisin salınımı yapıldığı saptandı. Salınım 8. günden sonra etkin dozun altına indi (9).

Kırılma

Antibiyotik emdirilen vidalar ile serum içinde bekletilenlerin kırılma güçleri tek eksenli serbest basınç cihazı ile ölçülerek karşılaştırıldı. Her iki gruptaki implantların kırılma güçleri arasında anlamlı bir farklılık saptanmadı. 1994 yılında köpek tibialarında deneysel olarak osteomyelit oluşturulan ve %50-50 PGA ve PLA ile kaplanmış Gentamisin mikrokapsülleri implante edilen bir çalışmada, antibiyotiğin %80'inin 16 gün içinde salındığı gösterilmiştir. Kullandığımız yöntem ile antibiyotik taşıma süresi, yukarıdaki yöntem ve implantlara üretim aşamasında antibiyotik ilave edilmesi yöntemlerine oranla daha kısadır. Ancak, 7 gün süre ile antibiyotik salınımı komplikasyonsuz kırıkların profilaksisi için yeterlidir (9).

İmmünoloji

PGA polimeri Dexon 100 erkek ratın gluteal bölgesine subkütan olarak yerleştirildi. 100 denekten ortalama 6 gün (4-7 gün) sonra, granülom şeklinde doku reaksiyonu gösteren 9 denek (Grup A) ile hiç reaksiyon göstermeyen 9 denek (Grup B) seçildi. Her iki gruptaki deneklerin femur-kas kitlesi arasında oluşturulan poşlara PGA rod parçacıkları yerleştirildi. Ortalama 64 gün (57-84 gün) sonra grup A'daki deneklerin tümünde sinüs eksüdasyonu oluşumu gözlemlendi. Grup B'de ise herhangi bir reaksiyon gelişmedi. Grup A'daki deneklerin sinüslerindeki kültürler (-) olarak bulundu. Histolojik değerlendirmelerde makrofağ, lenfosit ve plazmosit infiltrasyonu ile karakterize hafif derecede inflamatuvar reaksiyon saptandı.

Çalışmada kullanılan implant parçacıklarının hacimleri küçük idi ve implantasyon direkt olarak kemiğe uygulanmamış idi. Bu bulguda göstermektedir ki gelişen reaksiyon hacimden bağımsızdır ve uygulandığı dokunun önemi yoktur. Biodegradable implantlar ile tedavi ettiğimiz 18 olguya başarılarından hemen sonra Dexon sütür subkütan olarak uygulandı. Olguların tümünde gerek sütür ve gerekse implantasyon sahasında doku reaksiyonu gözlemedik. Bu bulguların sayısının azlığından kaynaklanabilir (16).

Klinik uygulamalarımız

- 13 olgu bimalleoler kırık
- 3 olgu olekranon kırığı
- 2 olgu humerus suprakondiler kırık
- 2 olgu falanks kırığı
- 2 olgu epikondil kırığı ve

- 1 olgu radius başı kırığı.

4 olguda PGA, 19 olguda ise PLA-PGA kopolimeri uygulandı. Steril sinüs oluşumu hiçbir olguda gözlemedi. Ortalama 2 yıl izlenen olgulardan 22'sinde sonuçlar kendi değerlendirme kriterlerine göre yeterli olarak bulundu. Bimalleoler kırığı olan 1 olguda sindesmoz fiksasyonunun 2. günde bozulduğu saptanarak metalik vida ile tekrar fiksasyonu yapıldı.

Kaynaklar

1. Atilla B, Gedikoğlu G: Absorbe edilebilir pinlerin enfiz plağına etkisi *XII. Milli Ege R). Türk Ortopedi ve Travmatoloji Birliği Derneği Yayını*, Ankara 215-8, 1994.
2. Böstman OM: Absorbable implants for the fixation of fractures. *J Bone Joint Surg* 73 (A): 148-53, 1991.
3. Böstman OM: Intense granolomatous inflammatory lesions associated with absorbable internal fixation devices made of polyglycolide in ankle fractures. *Clin Orthop* 278:
4. Böstman O, Hirvensalo E, Makinen J, Rokkanen P: Foreign body reactions to fracture fixation implants of biodegradable synthetic polymers. *J Bone Joint Surg*, 72 (B): 592-6, 1990.
5. Böstman O, Makale EA, Törmala P, Rokkanen P: Transepiphyseal fracture fixation using biodegradable pins. *J Bone Joint Surg*, 71 (B): 706-7, 1989.
6. Böstman O, Vainionpää S, Hirvensalo E, Makale A, Vihtonen K, Törmala P, Rokkanen P: Biodegradable internal fixation for malleolar fractures. A prospective randomised trial. *J Bone Joint Surg* 69 (B): 615-9, 1987.
7. Chegini N, Metz SA, Masterson BJ: Tissue reactivity and degradation patterns of absorbable vascular clips implanted in peritoneum and rectus fascia. *J Biomed Mater Res*, 24: 929-37, 1990.
8. Gammelgaard N, Jensen J.: Wound complications after closure of abdominal incisions with Dexon® or Vicryl®. A randomised double-blind study. *Acta Chir Scand* 149: 505-8, 1983.
9. Günel İ, Sevençan A, Gökürk E, Seber S: Biodegradable implant uygulamalarımız. *XII Milli Türk Ortopedi ve Travmatoloji Kongre Kitabı (Ed. R. Ege). Türk Ortopedi ve Travmatoloji Birliği Derneği Yayını*, Ankara.
10. Hirvensalo E: Fracture fixation with biodegradable rods. Forty-one cases of severe ankle fractures. *Acta Orthop Scand*, 60: 601-6, 1989.
11. Hollinger JO: Battistone GC: Biodegradable bone repair materials. Synthetic polymers and ceramics. *Clin Orthop* 207: 290-305, 1986.
12. Makale EA, Böstman O, Keramaki M, Sodegard J, Vainio J, Törmala P, Rokkanen P: Biodegradable fixation of distal humeral physeal fractures. *Clin Orthop* 283: 237-43, 1992.
13. Miller RA, Brady JM, Cutright DE: Degradation rates of oral reabsorbable implants (polylactides and polyglycolates): rate modification with changes in PLA/PGA copolymer ratios. *J Biomed Mater Res*, 11: 711-9, 1977.
14. Partio EK: Absorbable screws in the fixation of cancellous bone fractures and arthrodoses. A clinical study of 318 patients. *Academic Dissertation*, Helsinki, 1992.
15. Schakernraad JM, Hardork MJ, Feijen J, Molenaar I, Nieuwenhuis P: Enzymatic activity toward poly (Y-lactid acid) implants. *J Biomed Mater Res*, 24: 529-45, 1990.
16. Sevençan A, Günel İ, Seber S: Biodegradable implantlarda gelişen doku reaksiyonunun saptanması. Ratlarda deneysel çalışma. *Hacettepe Ortop Derg*, 4: 144-6, 1994.
17. 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* 65 (A): 472-5, 1994.
18. Tunç DC: Biomaterials, absorbable. In: *Encyclopedia of Medical Devices and Instrumentation (Ed GC, Webser) Vol. 1, Wiley and Sons*, New York, 322-8, 1987.
19. Tunç DC: Body - absorbable osteosynthesis devices. *Clin Mater* 8: 119-23, 1991.
20. Tunç DC, Jadhav B: Development of absorbable, ultra-high strength poly (lactides). In: *Progress in Biomedical Polymers (Eds: CG Gebelein, RL Dunn) Plenum Press*, New York, 239-48, 1990.
21. Unthoff HK, Finnegan M. The effects of metal plates on posttraumatic remodelling and bone mass. *J Bone Joint Surg* 65 (B): 66-71, 1983.

Yazışma Adresi:

Prof. Dr. Sinan Seber

Osmangazi Üniversitesi Tıp Fakültesi

Ortopedi ve Travmatoloji Anabilim Dalı

Eskişehir, Türkiye