

33

İmplant Çeşitleri ve Yapıları

Cüneyt Temiz, Mesut Mete

Spinal enstrüman uygulamaları, tüm dünyada, giderek artan sayıda ve sıklıkta kullanılmaktadır. Özellikle segmental transpediküler vida sistemlerinin gelişimi, omurga cerrahisinde pek çok olanaksızlığı, olanaklı hale çevirmiştir. Metal ve/veya polimer-kompozit malzemelerin gelişimi, bir yandan, kemik füzyon sorunlarına yeni yaklaşımlar getirirken, öte yandan tek başına veya sabit sistemlerle bütünleşik şekilde, omurganın fizyolojik hareketlerine izin vermekte ve dinamik-fizyolojik implant uygulamaları gündeme gelmektedir. İmplant teknolojisinin, özellikle bilgisayar destekli tasarım ve deneme süreçlerinin gelişiminin de etkisiyle, hızla gelişmesi, omurga cerrahisinin değişimini hızlandırmıştır. Artık sadece cerrahi endikasyonu ve tekniği doğru koymak ve uygulamak yetmemekte, implantların yapısını ve fiziksel-biyolojik özelliklerini de iyi bilmek gerekmektedir. Çünkü bu yeni bilgiler, cerrahi endikasyonlar ve yöntemleri de değiştirmektedir.

Temel olarak bir spinal implant; yapısı ve/veya işlevlerinde bozulma olan işlevsel segmental üniteyi (İSÜ) sabitleme veya hareketlerini izin verilen ölçüde azaltma, yükü azaltma, hareketlerini kısıtlama veya mekanik destek sağlamaya yönelik işlevler gören, çoğunlukla kemik füzyon gelişimini destekleyen, metal, seramik, polimer, karbon, kevlar veya organik kaynaklı yapılardır. Günümüzde ise; bazı implantlar İSÜ üzerindeki yükü azaltır ve dizilimi düzeltirken, doğal hareketi taklit de etmektedirler ki bu grup ürünleri; dinamik implantlar olarak adlandırılırlar.

Spinal İmplantlardan Beklenen Görevler:

1. Fizyolojik sınırlarda harekete izin vermek
2. Hareketi tamamen kısıtlamak ve füzyona uygun zemin hazırlamak
3. Yük taşımak
4. Omurganın özgün yapısına restore etmek
5. Dekompresyon sağlamak (doğrudan, dolaylı)
6. Ağrının giderilmesine yardımcı olmak olarak özetlenebilir (5,9,12,13,14).

İmplant Materyalleri:

Genellikle spinal implantlar; paslanmaz çelik, titanyum (Ti), titanyum-alüminyum (Al)-vanadyum (Va) alaşımlarından yapılır. Son zamanlarda Polieter eterketon (PEEK) denen polimer materyal de, özellikle interkorporeal kafes yapısında olmak üzere, oldukça fazla kullanılmaktadır. Yine son yıllarda daha artan sayıda karbon alaşımları veya saf karbon yapılar da kullanılmaya başlanmıştır. Bu tür yapıların 'köpük' kafes yapısında şekillendirilmesi ile füzyon hızı ve kalitesinin artacağı savlanmaktadır. Nitinol denen ve bir çeşit Nikel (Ni)- Ti alaşımı olan yapılar da yavaş yavaş spinal implant yapımında kullanılmaya başlanmıştır. Bu materyalin en önemli özelliği, ısıtıldığında, daha önceki şeklini 'hatırlaması' ve bu şekilde dönmesidir. Bu nedenle bu alaşıma 'akıllı metal' de denmektedir. Ayrıca bazı seramik kompozit malzemeleri ve doğal deniz mercanları da bu amaçla kullanılmaya çalışılmaktadır (5).

Günümüzde; bazı implantlar İSÜ üzerindeki yükü azaltır ve dizilimi düzeltirken, doğal hareketi taklit de etmektedirler ki bu grup ürünleri; dinamik implantlar olarak adlandırılırlar.

Genellikle spinal implantlar; paslanmaz çelik, titanyum (Ti), titanyum-alüminyum (Al)- vanadyum (Va) alaşımlarından yapılır.

Polieter eterketon (PEEK) denen polimer materyal, özellikle interkorporeal kafes yapısında olmak üzere, oldukça fazla kullanılmaktadır.

Bileşim ve Alaşımlarına Göre İmplantlar:

1. Polimerler (polieter eter keton vb)
2. Seramikler
3. Paslanmaz çelik (Vanadium, 302, 316, 316L)
4. Kobalt- Krom alaşımları
5. Saf titanyum ve Ti6Al4V
6. Titanyum-Nikel alaşımı (Nitinol, hafızalı metal)
7. Tantalyum alaşımı
8. Ni- Cu alaşımlı termomanyetik implantlar
9. Altın, Platin, Paladyum, Osmium alaşımları
10. Karbon- Titanyum- Alüminyum alaşımları
11. Seramik malzemeler (1,3,5,6,7,8).

İmplant kemik arayüzeyinin tutunmayı arttırıcı etkisi olmalıdır. Bu özellik titanyum alaşımlarında en yüksektir.

İdeal bir spinal implant materyalinin taşınması gereken en önemli özellikler şunlardır:

1. Mekanik direnç: İdeal bir implant materyalinin her ekseninde uygulanan güçlere dirençli olması gerekir. Bu özelliğin en yüksek olduğu materyal çelik olup, onu Ti-Al-Va alaşımları izlemektedir. Bu özelliği; alaşımların yapısını izleyerek, implantın şekil ve büyüklüğü ve implantın işlenme şekli de etkiler.

2. Osteointegrasyon: İmplant kemik arayüzeyinin tutunmayı arttırıcı etkisi olmalıdır. Bu özellik titanyum alaşımlarında en yüksektir. Bu özelliği, yüzey yapısının şekli de etkiler. Son yıllarda, özellikle dinamik sistemlerde, materyal yüzeyine hidroksiapatit entegre edilerek bu özellik arttırılmaya çalışılmaktadır. Özellikle osteoporotik omurgada kullanılan kanüllü ve açılabilir vidaların içinden polimetilmetakrilat (PMMA) enjekte edilerek bu özellik arttırılmaya çalışılmaktadır.

Kullanılan implantın esnekliğinin, kemik dokusunun esnekliğine mümkün olduğunca yakın olması gereklidir. Bu konuda PEEK en başarılı materyal olarak öne çıkmaktadır.

3. Esneklik: Kullanılan implantın esnekliğinin, kemik dokusunun esnekliğine mümkün olduğunca yakın olması gereklidir. Bu konuda PEEK en başarılı materyal olarak öne çıkmaktadır. Ayrıca esnekliği yüksek olan materyalin metal yorgunluğu ve sonucunda kırılmaya da daha dirençli olduğu bilinmektedir.

4. Korozyona direnç: Korozyon, metal yüzeyde organizma ile etkileşim sonucunda oluşan aşınmadır. Materyal özelliklerini bozan bir olgu olması kadar, vücut sıvılarında çözünen metalin toksik etkisi nedeniyle de önemli bir özelliktir. Bu özelliği, implantın yüzey işlemesi ve kaplaması doğrudan etkilemektedir. Korozyona direnç açısından en iyi materyal Ti alaşımları olarak bilinmektedir (4).

Korozyon, metal yüzeyde organizma ile etkileşim sonucunda oluşan aşınmadır. Korozyona direnç açısından en iyi materyal Ti alaşımları olarak bilinmektedir.

5. Bağlantı noktalarında aşınmaya direnç: Farklı materyallerin, bağlantı noktalarında aşınma ve gevşemenin daha fazla olduğu, bilinen bir gerçektir. Bu nedenle, kurulan implant yapısının tüm bileşenlerinin aynı tip materyalden oluşması gereklidir. Bu konuda en başarılı görülen materyal, Ti alaşımlarıdır. Ayrıca, bu özelliği, bağlantı yapısı da doğrudan etkilemektedir. Birbirine temas eden yüzeyler genişledikçe, aşınmaya ve gevşemeye karşı direnç atmaktadır.

6. Galvanik- Voltaik etki oluşturmaması: Organizma içine konan metalik yapılar, ortamlar arası elektriksel direnç ve atomik organizasyon farkı nedeniyle, bir süre sonra düşük voltaj farkı ve akım şiddeti oluşturan pil gibi davranmaya başlarlar. Bu olay, Voltaik etki olarak bilinir ve özellikle osteoblast işlevlerini etkileyerek füzyon hızı üzerinde etki gösterir. Bu konuda en kötü yapılar çelik olanlar ve en iyi olanlar da Ti alaşımlarıdır.

7. Yorulma: Her metal yapı, tekrarlayan yüklenmelere karşı belli bir süre dayanabilir ve sonra da yetmezlik geliştirir. Buna metal yorgunluğu denir. Bu özellik, tekrarlayan yüklen-

me genliği ve frekansı ile materyalin yapısal özellikleri ile ilgilidir. Bu konuda en başarılı materyal Ti alaşımları olarak bilinmektedir (2,3,5,7).

Spinal İmplant Çeşitleri:

Spinal implantları, farklı alt gruplar halinde sınıflandırmak doğru olacaktır.

Uygulama Şekillerine Göre İmplant Çeşitleri:

1. Omurganın anterior yapılarına uygulanan implantlar
2. Omurganın posterior yapılarına uygulanan implantlar
3. Hem anterior hem de posterior yapıları aynı anda uygulanan implantlar
4. Açık cerrahi yöntemle uygulanan implantlar
5. 'Minimal invazif' yöntemlerle uygulanan implantlar
6. Perkütan tekniklerle uygulanan implantlar
7. Rehber sistemler üzerinden uygulanan implantlar

Vida başı: Vidanın diğer sistem elemanlarına bağlantı noktasıdır. Sık kullanılan transpediküler vidalarda ,hareketli (poliaksiyal) veya sabit (monoaksiyal) yapıda olabilir.

Yapısal Şekle Göre İmplant Çeşitleri:

1. Vida formunda implantlar
2. Kafes formunda implantlar
3. Plak formunda implantlar
4. Disk aralığı kafesi şeklinde implantlar
5. Rodlar ve bağlantı elemanları
6. Hareketli yapıdaki 'dinamik' implantlar
7. Düzensiz şekilli implantlar
8. Birleşim yapısındaki implantlar

Travma veya deformite olgularında monoaksiyal tip vida başı uygulamaları daha doğrudur.

İmplantların Yapısal Özellikleri:

Vidalar:

Spinal enstrüman uygulamalarında kullanılan vida sistemlerini şöyle sınıflandırmak mümkündür:

1. 'Self tapping' (Kendi yol açan)
2. 'Self drilling' (Kendi ilerleyen)
3. Konik
4. Silindirik
5. Spongiyoz veya kortikal dişli (Kesit yüzeyi silindirik veya trapezoidal)
6. Dinamik
7. Çektirme vidası
8. Çeken vida
9. Kanüllü
10. Elastik
11. Osteoporoz vidası
12. Unikortikal- bikortikal
13. Kilitli
14. Bipediküler
15. Hidroksiapatit kaplı (2,5).

Poliaksiyal vida başı tasarımında temas yüzeylerinde sıyrılma-gevşeme olasılığı daha yüksektir.

Vida Yapısı:

Vida başı: Vidanın diğer sistem elemanlarına bağlantı noktasıdır. Sık kullanılan transpediküler vidalarda ,hareketli (poliaksiyal) veya sabit (monoaksiyal) yapıda olabilir. Baş yapısı U veya I şeklinde olabilir. Travma veya deformite olgularında monoaksiyal tip vida başı uygulamaları daha doğrudur. Çünkü bu tip vida başı; mekanik olarak daha güçlüdür ama poliaksiyal tip yapılarda ise uygulama kolaylığı avantajı vardır. Poliaksiyal vida başı tasarımında temas yüzeylerinde sıyrılma-gevşeme olasılığı daha yüksektir. Plaklara uygu-

lanan vidaların baş yapısı sabittir ve düz geniş yüzeyle alttaki metale temas eden vidalar sabit yapılar oluştururken, yarı silindirik olanlar ise yarı dinamik plak sistemlerinin temel hareket mekanizmasını oluşturur. Bunlar dışında; kilitli, kanüllü, içinde açma pimi veya elastik halat sistemi gerdirmе somunu bulunduran çeşitleri de vardır (5).

Vida gövdesi (göbeği): Vidanın dişleri içeren kısmıdır. Vidanın mekanik direncini sağlayan asıl kısımdır. Pek çok çalışmada, gövdenin başa bağlanan boyun kısmının yüksek gerilim direnci altında kaldığı ve kırılmaların bu nedenle bu noktada fazla görüldüğü rapor edilmiştir. Vidanın mekanik direnci çapın üçüncü kuvveti oranında doğru orantılıdır. Bu nedenle mümkün olan en kalın çaplı vidanın kullanımı en yüksek mekanik direnci sağlayacaktır. Vida gövdesi konik veya silindirik olabilir. Konik vidalar genellikle transpediküler uygulamalarda, silindirik olanlarsa; servikal plak uygulamalarında kullanılırlar. Konik vidaların, spongiyöz kemik içerisinde ilerlerken, çevre kemik dokuyu sıkıştırması nedeniyle, daha yüksek sıyrılma direnci sağladığı bilinmektedir. Vida gövdesinde, vida dişleri bulunur. Dişler, kortikal vidalarda genellikle kısa, silindirik, aralıkları dar olurken, spongiyöz vidalarda ise; uzun, trapezoidal ve aralıkları daha geniş yapıdadır.

Kortikal vida: Genellikle kemikte açılan kanal çapı, vida çapıyla aynıdır. Genellikle kendi delen (self-tapping) tipte vidalar değillerdir.

Spongiyöz vida: Daha yüksek sıyrma direnci sağlarlar. Çoğunlukla kendi delen tipte vidalardır. Çoğunlukla önceden kanal açmak gerekmez, hatta bu işlem kemik-metal arayüzünü zayıflatır.

Kendi delen vidaların ucu daha sivri ve keskindir. Çıkarılırken veya yer değiştirilirken daha risklidirler ama yerleştirilmeleri daha kolaydır. Sıyrma açısından ise, her iki vida tipi arasında fark yoktur.

Yaklaşıcı (Lag) vidalar: Odontoid kırıkları fiksasyonu ve C1-2 faset vidalaması için kullanılırlar. Yivler vidanın distalindedir ve bu kısım, kırık hattını geçtikten sonra, sıkıldıkça kırık uçları birbirine yaklaştırır.

Kanüllü vidalar: Genellikle kemiğin içine bir Kirschner teli yerleştirildikten sonra bunun rehberliğinde yerleştirilen vidalardır. Daha güvenli enstrüman uygulaması sağlar. Son dönemlerde bu tip vidaların içinden PMMA enjeksiyonu, osteoporotik omurgada , uygulanmaktadır.

Açılabilen vidalar: Osteoporotik omurgada kullanılan ve yerleştirildikten sonra özel bir mekanizma ile genişleyen vidalardır. Revizyon zorluğu içerirler (5) (Şekil 1).

Elastik vidalar: İçinde elastik bir halat bulunan helezonik yapıda vidalardır. İç taraftan kortikal kemiği delmemeleri nedeniyle önemli güvenlik avantajları yanında, elastikliğin istenen oranda ayarlanabilmesi nedeniyle dinamik- yarı dinamik- rijid kullanılabilme avantajları da vardır.

Vida Sıyrmasını Etkileyen Etmenler:

1. Vida çapı: Geniş ve uzun vidalarda sıyrma direnci yüksektir.
2. Kortikal kemik ile ilişki: Kortikal kemik ile daha fazla ilişkide olan vidalar, sıyırmaya daha dirençlidir.
3. Vida penetrasyon derinliği arttıkça sıyrma direnci de artar.
4. Trapezoidal yiv şekli, daha yüksek sıyrma direnci sağlar.
5. Vidaların diverjant açıda yerleştirilmesi, sıyrma direncini arttırır.

Vida gövdesi (göbeği): Vidanın dişleri içeren kısmıdır. Vidanın mekanik direncini sağlayan asıl kısımdır.

Kortikal vida: Genellikle kemikte açılan kanal çapı, vida çapıyla aynıdır. Genellikle kendi delen (self-tapping) tipte vidalar değillerdir.

Spongiyöz vida: Daha yüksek sıyrma direnci sağlarlar. Çoğunlukla kendi delen tipte vidalardır. Çoğunlukla önceden kanal açmak gerekmez.

6. Transvers bağlantı konulması, sıyırma direncini artırır (Şekil 2).
7. Osteoporoz, sıyırma direncini düşürür.
8. Stabilize edilecek segment ne kadar kraniyal veya kaudale yakınsa, sistemin terminal ucuna o kadar az moment uygulanır ve bu da sıyırma olasılığını azaltır.
9. Bileşke bölgelerinde sistemi bitirmek, sıyırma direncini düşürür (11,14).

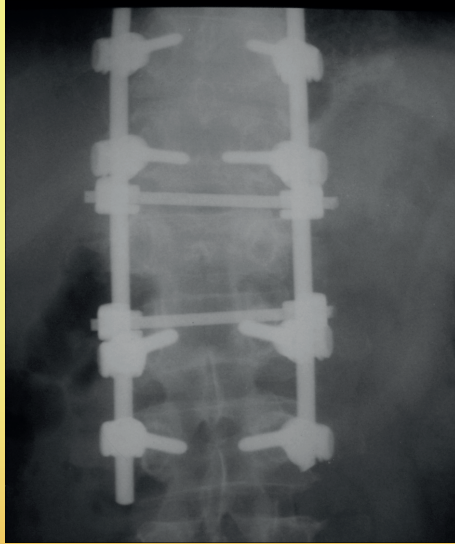
Şekil 1

Pedikül içinde açılabilen vida



Transvers bağlantı konulması, sıyırma direncini artırır.

Osteoporoz, sıyırma direncini düşürür.



Şekil 2

Transpediküler vida- rodlar ve transvers bağlantılardan oluşan sistem

Bileşke bölgelerinde sistemi bitirmek, sıyırma direncini düşürür.

Kafesler:

1. Dişli yapıda enine uygulanan kafesler
2. Korpektomi kafesleri
3. Açılabilir korpektomi kafesleri
4. Disk aralığı kafesleri
5. Açılabilen üst ve alt son plakları olan kafesler
6. Üst ve alt ucu dişli kafesler
7. Bıçaklı kafesler

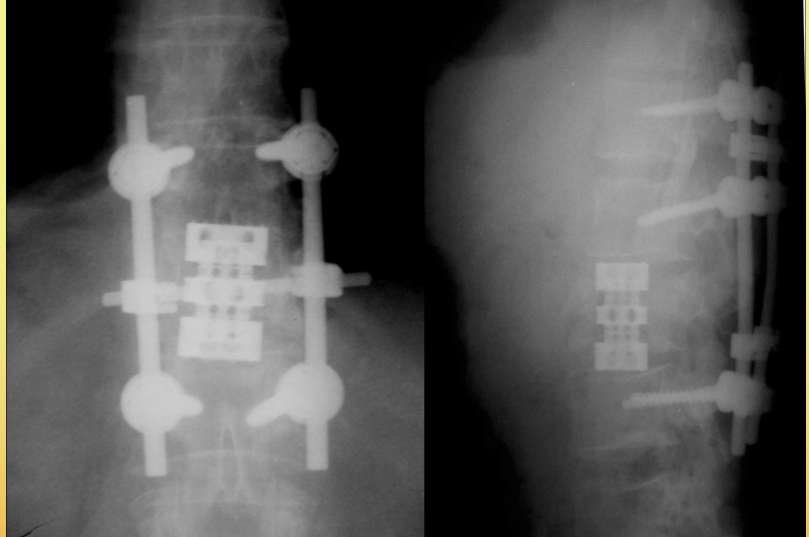
8. Vidalı kafesler
9. Kafes-plak kombinasyonları
10. Seramik, krom-kobalt köpük kafesler

Kafesler temel olarak interkorporeal mekanik destek ve füzyon gelişimini arttırmak ve geniş füzyon yüzeyi sağlamak amacıyla kullanılırlar.

Kafesler disk aralığını desteklemek için kullanılabildiği gibi, özellikle metastatik omurga tümörlerinde güçlü ve hızlı rekonstrüksiyon amacıyla da kullanılabilirler.

Şekil 3

Açılabilen korpektomi kafesi



Şekil 4

Plaklı- açılabilen korpektomi kafesi



Temel olarak interkorporeal mekanik destek ve füzyon gelişimini arttırmak ve geniş füzyon yüzeyi sağlamak amacıyla kullanılırlar. Ti alaşımları, PEEK, karbon, seramik ve kompozit maddelerden üretilirler. Disk aralığını desteklemek için kullanılabildiği gibi, özellikle metastatik omurga tümörlerinde güçlü ve hızlı rekonstrüksiyon amacıyla da kullanılabilirler. Yüksek mekanik direnç ve füzyon hızı sağlarlar. Örgü şeklinde, sabit silindirik veya rectangular şekilde olabildikleri gibi, konulan aralıktaki açılabilen şekilleri de vardır (Şekil 3). İnterorporeal aralığın tam merkezine ve uygun boyutlarda yerleştirilmiş kafesin, kemik greftten daha yüksek mekanik direnç sağladığı bilinmektedir. Son zamanlarda açılabilen ve üst ve alt korpusa kombine plaklarla sabitlenebilen kafes çeşitleri de bulunmaktadır (Şekil 4). Yüksek mekanik dirençlerine karşın, yerleştirilmeleri ve revizyonları zordur (5,6,10).

Aksiyal kompresif yüklenmelere karşı, transpediküler vidalar ve rodlara göre daha yüksek direnç gösterirler. Fakat özellikle torsiyonel güçlere karşı, dislokasyon eğilimi gösterirler. Bu nedenle genellikle anterior interkorporeal plaklarla birlikte kullanılırlar. Yeni geliştirilen plaklı açılabilir kafesler, bu dezavantajı ortadan kaldırmak için tasarlanmıştır.

Plaklar:

1. Düşük- yüksek profilli plaklar
- 2: Dinamik plak sistemleri
3. Rijid- semirijid bağlantılı plaklar
4. Uzatılabilen- modüler plaklar
5. Plak- rod kombinasyonları
6. Kafes- plak kombinasyonları
7. Laminoplasti plakları

Şekil 5

Servikal dinamik plak



Şekil 6

Lomber modüler plak



Çoğunlukla kemik greftler ile birlikte güçlü bir stabilizasyon sağlayan yassı metal sistemlerdir. Ekstansiyonda gergin bant, fleksiyonda ise destek prensibine göre stabilizasyon sağlarlar. Kilitli plaklar; vidanın, yerleştirildikten sonra kilitlenmesi prensibi ile çalışırlar. Greft üzerinde kompresyon yaparak stabilizasyon sağlarlar. Dinamik plaklar ise; genellikle servikal anterior stabilizasyonda kullanılırlar. Kemik greftin yerleştirildikten sonra hafifçe yükseklik kaybetmesine olanak tanırırlar (5,8) (Şekil 5-7).

Son zamanlarda modüler plak sistemleri de giderek artan sıklıkla kullanılmaktadır. Avantajları; istenen boya dek gereğinde uzatılıp kısaltılabilmesidir. Fakat henüz yeterince klinik deneyim yoktur.

Laminoplasti uygulamalarında kullanılan plaklar ise daha ince ve şekillendirilebilir mik-roplak yapısındadır. Mekanik olarak çok yüksek güçlere dayanamadıklarından mutlaka kemik aralığına konacak bir greft ile birlikte kullanılmaları gerekir.

Son yıllarda, dinamik implant sistemlerinin hızla gelişmesi, plaklara da yansımış ve temel olarak lomber transpediküler vida stabilizasyonunda kullanılan dinamik plak sistemleri kullanılmaya başlanmıştır. Henüz yeterli klinik deneyim yoktur.

Rodlar ve bağlantı elemanları (Şekil 8):

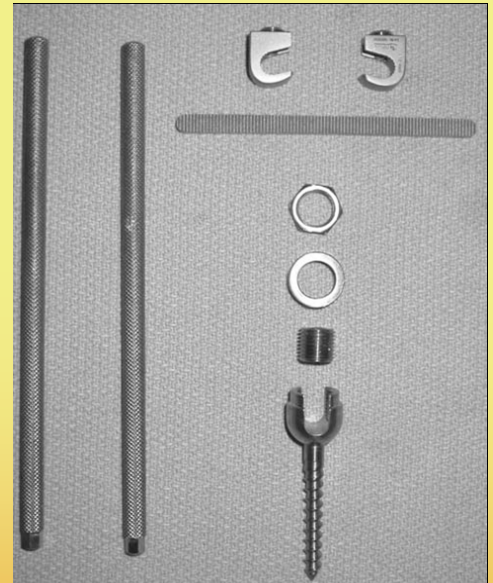
Şekil 7

Oksipitoservikal plak-rod sistemi



Şekil 8

Transpediküler U vida, rodlar, transvers bağlantı elemanları



1. Rijid rodlar
2. Dinamik rodlar
3. Servikal- torakal- lomber rodlar
4. 'Hafızalı' rodlar
5. Elastik-semirijid-rijid rodlar

6. Geçiş bölgesi rodları
7. Perkütan uygulamalı rodlar
8. I, Y, H şekilli domino bağlantı elemanları
9. Transvers bağlantılar
10. Kelepçe, üstten yüklemeli, yandan yüklemeli, uzatmalı bağlantı elemanları

Rodlar; sistemin yükünü temel olarak taşıyan yapılardır. Kompresyon, distraksiyon ve rotasyon eksenlerinde stabilite sağlarlar. Günümüzde çoğunlukla Ti-Al-Va alaşımındaki rodlar kullanılmaktadır. Bunların dışında, perkütan yerleştirilmeye uygun ve özel şekillendirilmiş rod çeşitleri de bulunmaktadır. Ayarlanabilir yapısı sayesinde dinamik- yarı dinamik- sabit şekilde kullanılabilen rodlar da kullanıma sunulmak üzeredir. Son yıllarda rod üzerinden dinamik sistemler yaratma çabası hız kazanmıştır. Bu amaçla, helezonik bağlantılı, eklemli ve PEEK polimerinden rodlar da yapılmaya başlanmıştır. Fakat, ne yazık ki, hiçbirinin geniş klinik deneyimleri bulunmamaktadır (5,6).

Rod Sıyırılması ve Kurulmasını Etkileyen Etmenler:

1. Roda doğal eğimlere uygun eğim verilmemesi,
2. Sistemin aşırı uzun kurgulanması
3. Bağlantı elemanlarının yeterince sıkılmaması
4. Birbirini izleyen şekilde sert ve ters açılendirme yapılması
5. Transvers bağlantı sayısının yetersizliği
6. Yetersiz kemik füzyon.

Bağlantı elemanları, genellikle domino yapısındaki geçiş elemanları ve transvers bağlayıcılarıdır. Klasik bilgi olarak; sistemin kapalı bir kare veya dikdörtgen şeklinde kurgulanması; hem rotasyonel güçlere direnci artırır ve hem de vida sıyırılmasını engelleyici etkiye sahiptir. Transvers bağlantı kullanımı; özellikle dejeneratif olgularda tartışmalı olmakla birlikte, travma- tümör gibi olgularda ve uzun sistem yapılandırılmalarında kullanılması tavsiye edilmektedir.

Dinamik İmplantlar:

1. Boyundan fleksiyon- ekstansiyon hareketi yapan vidalar
2. Helezonik rodlar- tam dinamik rodlar
3. Dinamik plaklar
4. Uzayabilen rodlar
5. Halat mekanizmalı elastik- semirijid- rijid rodlar
6. Halat mekanizmalı elastik- semirijid- rijid vidalar
7. Total artroplastisi cihazları
8. Disk protezleri
9. Prostetik disk nükleusları

Son yılların en popüler konularından biri de dinamik implant uygulamalarıdır. Bu amaçla; yapay disk implantları, boynundan hareketli vidalar, tüm gövdeden hareketli elastik vidalar, çok eklemli artroplastisi cihazları geliştirilmiştir. Fakat; bu implantlar ile ilgili tartışma halen sürmektedir (5,9) (Şekil 9,10).

Bu cihazlarda temel olarak hareketli eklem yüzeyleri bulunmaktadır. Bu yüzeyler, metal-metal arayüzü olabildiği gibi, metal-polimer veya PEEK ara yüzü de olabilir. Yine bu cihazların, kemik tutunma yüzeyleri poröz (gözenekli) yapılmakta veya hidroksiapatit gibi kemikle reaksiyona giren maddelerle kaplanmakta ve böylece kemiğe tutunma artırılmaya çalışılmaktadır. Ancak bu tür cihazların nihai gelişim basamaklarına ulaştıklarını söylemek, henüz, zordur.

Şekil 9

Servikal yapay disk protezi ve titanyum disk aralığı kafesleri



Şekil 10

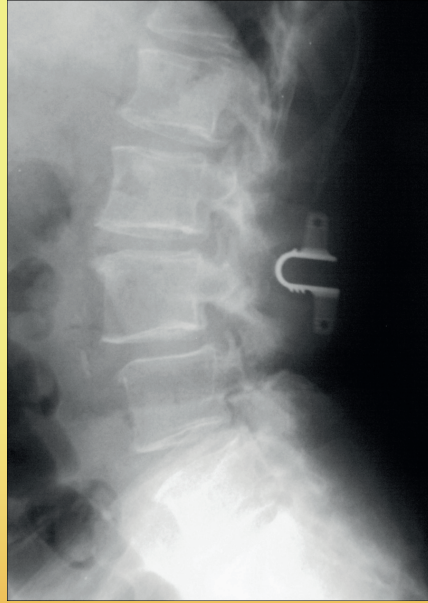
Dinamik lomber plak

Düzensiz Şekilli İmplantlar:

1. İnterspinöz açıcılar (Şekil 11)
2. Z- Y- U- H şekilli plaklar
3. İrregüler şekilli kafesler
4. Halatlar ve teller
5. Kanca sistemleri
 - a- Laminar
 - b- Transvers çıkıntıya uygulanan
 - c- Pediküler
 - d- Kanca- vida kombinasyonları
6. 'Universal' klempleme sistemleri

Şekil 11

İnterspinöz açıcı



Şekil 12

Tüp- polimer bileşiminde dinamik implant



Bu tip implantlar; genellikle özel görevler için üretilmiştir. Y-U vb. şekilli plaklar, genellikle oksipitoservikal stabilizasyonda kullanılırken, irregüler kafesler; C2 korpektomi sonrası anterior stabilizasyon için kullanılmaktadırlar. İnterspinöz açıcılar, dejeneratif disk hastalığı ve foraminal stenozda foramen yüksekliğini arttırmak için kullanılırlar. Daha eski tarihlerde servikal posterior stabilizasyonda (Gallie ve Brooks tekniği gibi) kullanılan sublaminar teller, yüksek nörodefisit gibi komplikasyonları nedeniyle, artık sıklıkla tercih edilmemektedirler. Son yıllarda kullanıma giren ve özellikle deformite cerrahisinde kullanılan ve Ti rod- özel kompozit esnek şerit kombinasyonundan oluşan Üniversal klemp sistemi de, sıklıkla bir süre sonra yetmezlik geliştiği için, eski popüleritesini kaybetmiştir.

Bu grupta önemli bir grup; kanca (hook) yapılarıdır. Sublaminar, transvers çıkıntı veya subpediküler yerleştirilebilen bu implantlar, eğer kompresyon-pençe konfigürasyonunda kullanılırsa, güçlü stabilizasyon sağlarlar (5,8). Osteoporotik kemikte, vidaya göre daha

yüksek sıyrılma direnci sağlaması, üst torakal ve servikal bölgede kullanılabilmesi gibi avantajları yanında, daha yüksek nörodefisit riski gibi dezavantajları da vardır.

Birleşim Yapısındaki İmplantlar:

1. Tüp- polimer halat birleşimindeki implantlar
2. Titanyum alaşımlı vida- halat birleşiminde implantlar
3. Titanyum alaşımlı rod- halat birleşiminde implantlar
4. Polimer, seramik, karbon -titanyum- hidroksiapatit birleşiminde disk protezleri

Bu gruptaki implantlar, genellikle dinamik stabilizasyon için geliştirilmiş yapılardır. 'Dy-nesis' sistemi bu grubun en iyi bilinen örneklerindendir (Şekil 12).

Tüm implantların yapıldıkları malzemeler ile ilgili bir sınıflandırma yapmak gerekirse:

Bileşim ve Alaşımlarına Göre İmplantlar:

1. Polimerler (polieter eter keton vb)
2. Seramikler
3. Paslanmaz çelik (Vanadium, 302, 316, 316L)
4. Kobalt- Krom alaşımları
5. Saf titanyum ve Ti6Al4V
6. Titanyum-Nikel alaşımı (Nitinol, hafızalı metal)
7. Tantalum alaşımı
8. Ni- Cu alaşımlı termomanyetik implantlar
9. Altın, Platin, Paladyum, Osmium alaşımları
10. Karbon- Titanyum- Alüminyum alaşımları şeklinde özetlenebilir (2,3,5,10).

Sonuç olarak; spinal stabilizasyonda kullandığımız tüm implantların farklı özellikleri ve kullanım endikasyonları bulunmaktadır. Bu özelliklere hakim olmak, spinal implant uygulamalarındaki başarıımızı arttıracaktır.

Kaynaklar

1. Barrere F, Snel EMM, Blitterswijk CA, et al: Nano- scale study of the nucleation and growth of calcium phosphate coating on titanium implants. *Biomaterials* 25: 2901- 2910, 2004
2. Bennet GJ: Material and material testing, in Benzel EC (ed): *Spinal Instrumentation*, AANS, 2002
3. Boyer R. Titanium alloys in Welsch G, Collings E (eds): *Materials Properties Handbook*: ASM International, Metals Park. 1994, OH
4. Cunningham BW, Hallab NJ, Hu N, McAfee PC. Epidural application of spinal instrumentation particulate wear debris: a comprehensive evaluation of neurotoxicity using an in vivo animal model. *J Neurosurg Spine*. 2013
5. Çağlı MS: Spinal enstrüman elemanları, in Naderi S (ed): *Spinal Enstrümantasyon*, TNDSPSCG, 2004
6. Dee CK, Bizios r. Mini- review: Protective biomaterials and bone tissue engineering. *Biotechnology and Bioengineering* 50: 438- 442, 1996
7. Freese hl, Volas MG, Wood Jr, et al. Titanium and its alloys in biomedical engineering: Science and technology encyclopedia of materials: Science and Technology, Elsevier Science Ltd, 2001
8. Huhn SL, Wolf AL, Ecklund J: Posterior spinal osteosynthesis for cervical fracture/dislocation using a flexible multistrand cable system: Technical note. *Neurosurgery* 29: 943-46, 1991
9. Jahng TA, Kim YE, Moon KY. Comparison of the biomechanical effect of pedicle-based dynamic stabilization: a study using finite element analysis. *Spine J*. 13(1):85-94, 2013
10. Kostuik JP, Smith TJ: Pitfalls of biomechanical testing. *Spine* 16: 1233- 1235, 1991

11. Ruland CM, McAfee PC, Warden KE, et al: Triangulation of pedicular instrumentation. A biomechanical analysis. Spine 16: 270- 276, 1991
12. Salmingo RA, Tadano S, Fujisaki K, Abe Y, Ito M. Relationship of forces acting on implant rods and degree of scoliosis correction. 28 (2): 122- 128, 2013
13. Sell P, Collins M, Dove J: Pedicle screws:Axial pull-out strenght in the lumbar spine. Spine 13: 1075- 1076, 1988
14. Vangsness CT Jr, Carter DR, Frankel VH: In vitro evaluation of the loosening characteristics of self-tapped and non-self-tapped cortical bone screws. Clin. Orthop. 279-286, 1981

