

İTERNAL TESPİT KOMPLİKASYONLARI (MEKANİK)

Doç. Dr. Melih GÜVEN
Bölüm Editörü

GİRİŞ

??????

Kirschner Teli, Steinmann Pin, Serklaj Teli ve Zimba Teli (Staple) Komplikasyonları

Dr. İsmail TÜRKMEN
Dr. Koray ÜNAY

Giriş

Ortopedik cerrahi komplikasyon oluşma ihtimalinin oldukça fazla olduğu bir alandır. Özellikle travma cerrahisinde kullanılan implantların ve uygulama setlerinin fazlalığı, ameliyat seyrinin cerrahin yetenek ve bilgisine ciddi anlamda bağlı oluşu nedeni ile büyük ya da küçük bir çok komplikasyon gelişebilmektedir. Bu komplikasyonlar cerrahin uygulama şekline, implantın ya da hastanın özelliklerine bağlı olarak farklılık gösterebilmektedir.

Biz bu bölümde Kirshner teli, serklaj teli, Steinman pin ve staple (U çivisi) ile ilgili görülebilecek komplikasyonları ele alacağız.

Kirschner Teli

Kirschner teli (K-teli) ilk olarak 1909 yılında Martin Kirschner tarafından uygulanmıştır(1). K-teli vida adımı ya da düz olarak şekillendirilmiş çeşitli boy ve kalınlıkta bulunabilen çelikten imal edilmiş tellerdir. Kalınlığı 0,9 mm'den 1,5 mm'ye kadar değişebilir. Son yıllarda uç kısmında vida adımı olan ya da arka kısmında deliği olan çeşitleri üretilmiş olsa da genellikle uç kısmı sivri (trokar), arkası künt şekilde olanları yaygın olarak kullanılmaktadır.

Uygulamasının göreceli olarak kolay ve güvenilir olması, düşük maliyet ve kolay ulaşılabilirlik özellikleri birçok kırık tipinde esas tespit aracı ya da yardımcı tespit aracı olarak kullanılmasına olanak sağlamıştır. Özellikle çocuk kırıklarında halen günümüzde ilk akla gelen tespit materyalidir.

K-telinin ortopedik cerrahiye getirdiği en büyük yenilik perkütan olarak kırığı ulaşabilme ve tespit yapabilme olanıdır. Bu sayede yumuşak doku diseksiyonu ve cilt insizyonunun büyüklükleri azaltılabilmektedir. Gelişen teknoloji ile birlikte kanüle vidalar üretilmiş ve teller kılavuz olarak kullanılmaya başlanmıştır.

K-telinin yaygın kullanımı komplikasyonları da beraberinde getirmektedir. K-telinin yol açtığı komplikasyonlar minor cilt sorunlarından majör organ yaralanmalarına ka-

Tablo 1: Modifiye Openheim sınıflandırması (4)

Derece	Klinik bulgular	Tedavi
1	Pin dibinde kısmi akıntı ve kızarıklık	Lokal pin ve yara bakımı
2	Çevre yumuşak dokuda kızarıklık ve hassasiyet +/- püy varlığı	Lokal pin ve yara bakımı + oral antibiyotik
3	2.dereceden enfeksiyonda başlanan oral antibiyotiğe rağmen devam eden enfeksiyon	Pin çıkarma + oral antibiyotik
4	Birden fazla pinin etkilendiği ciddi yumuşak doku enfeksiyonu	Pin çıkarma + oral antibiyotik
5	4.dereceye ek olarak düz grafide görülen kemik tutulumu	Pin çıkarma + kemiğin kürete edilmesi
6	Kemikte sekestrem oluşumu ve inatçı sinus varlığı	İleri cerrahi yöntemlerle enfeksiyonun eradike edilmesi

dar ulaşabilen geniş bir yelpazeye yayılmaktadır. Sık görülen komplikasyonlar pin dibi ve yolu enfeksiyonları, kırık kaynaması ya da yanlış kaynama, damar-sinir yaralanmaları ve migrasyondur (2).

Pin dibi ve yolu enfeksiyonlarına neden olarak dirilizasyon sırasında açığa çıkan ısının çevre yumuşak dokuda nekroza yol açması ve bakteriyel kolonizasyon için alan oluşturması gösterilmiştir(3). Kızarıklık, ısı artışı, tel dibinde akıntı, 38°C'nin üzerinde ateş, sarı-yeşil renkli koyu akıntı ve koku varlığı enfeksiyonu düşündürmelidir. Hargreaves ve arkadaşları(4). çalışmalarında K-teline bağlı oluşan enfeksiyonları derecelendirmişler ve enfeksiyonun derecesine göre tedavi algoritması geliştirmişlerdir (Tablo 1).

K-teline bağlı gelişen pin yolu enfeksiyonlarını önlemek için perkütan olarak gönderilen telin cilt altına gömülmesi önerilmiştir(5). Ali Ahmad ve arkadaşlarının yaptıkları çalışmada(5) suprakondiler humerus kırığı olan çocuklarda bir gruba perkütan K-teli ile tespit sonrası K-telinin distal cilt dışında bırakılmış, diğer grubunda ise cilde gömülmüştür. Cilde gömülü bırakılan K-telinin olduğu grupta pin yolu enfeksiyonu anlamlı miktarda düşük bulunmuştur.

Franssen'in yaptığı bir derlemede(6) el cerrahisi vakalarında K-teline bağlı komplikasyon oranları bildirilmiştir

Tablo 2: El cerrahisi vakalarında görülen K-teline bağlı komplikasyon oranları (*Hasta komplikasyon oranı = Komplikasyon görülen hasta / Toplam hasta; **K-Teli komplikasyon oranı= Komplikasyon görülen K teli / Toplam K teli) (6)

Yazar	Hasta sayısı	K-teli sayısı	Komplikasyon görülen hasta sayısı	Etkilenen K-teli sayısı	*	**
Burton ⁷	134	-	5	-	% 3.7	-
Botte ²	137	422	24	45	%17.5	%10.7
Hochwald ⁸	44	88	-	22	-	%25
Stahl ⁹	236	590	36	-	%15.2	-
Hargreaves ⁴	56	99	-	12	-	%12.1
De las Heras ¹⁰	77	158	5	-	%6.5	-
Karakurt ¹¹	13	29	7	-	%53.8	-
Rafique ¹²	60	100	-	12	-	%12
Battle ¹³	202	-	16	-	%7.9	-

(**Tablo 2**). Buna göre çocuk suprakondiler humerus kırıklarında ulnar sinir yaralanması, el bileğinde ekstensör tendon ve vasküler yaralanma, elde falanks düzeyinde tendon yaralanması görülmüştür. Bu komplikasyonların engellenmesi için telin gönderileceği bölge çok dikkatli bir şekilde belirlenmeli ve kılavuz kullanılmalıdır.

K-teli ile tespit yapılan hastalarda herhangi bir sebepten ötürü kaynamama gelişirse ya da stabilizasyon bozulursa kırık hattının mikro-hareketine bağlı telde metal yorgunluğu oluşur ve kırılma meydana gelebilir. K-telinde cerrahi sırasında da kırık oluşabilir. Kemığın delinmesi sırasında telin esneme kapasitesinden fazla eğilmesi telde kırılma yaratabilir. Ayak çekiç parmak ve pençe parmak deformitelerinde K-teli kullanımı ile ilgili yapılan çalışmalarda 3 haftadan uzun süreli K-teli tespitinde, %18'e varan oranlarda K-telinde kırılma, gevşeme, pin yolu enfeksiyonu gibi komplikasyonların oluşabileceği gösterilmiştir (14-18). 585 hasta ile yapılan başka bir derlemede ayak cerrahisinde kullanılan 0,045 inç (1,1 mm)'den kalın ve metatarsofalangeal eklemi geçen hiçbir K-telinin kırılmadığı gösterilmiştir (19).

K-telinin uzak organ migrasyonu da tanımlanmıştır. K-tastrofik olabilen bu komplikasyonla ilgili vaka sunumları bildirilmiştir (**Tablo 3**). K-teli migrasyonunu engellemek için telin distali bükülmelidir. Özellikle klavikula distal uç ya da proksimal humerus kırığı tespitinde telin geri migrasyonunu engellemek için yivli uçlu K-telleri de kullanılabilir.

Tablo 3: Beklenmedik K-teli migrasyonları

Yazar	Cerrahi yapılan bölge	Migre olduğu yer	Yıl
Anic ²⁰	Kalça (GKD)	Kalp	1997
Marya ²¹	Kalça (GKD)	Karaciğer	2006
Sangwan ²²	Kalça (GKD)	Karaciğer	2004
Rossi ²³	Trokanter major	Popliteal fossa	2006
Stemberga ²⁴	Sternoklaviküler eklem	Kalp	2006
Haapaniemi ²⁵	El-parmak	Kalp	1997
Potter ²⁶	Glenohumeral eklem	Dalak	1988
Freund ²⁷	Proksimal humerus	Kalp	2007
Regel ²⁸	Klavikula	Omurga	2002
Foster ²⁹	Akromioklaviküler eklem	Trakea	2001
Wada ³⁰	Klavikula	Özefagus/ Brakiosefalik arter	2005
Yadav ³¹	Akromioklaviküler eklem	Boyun	2003

Steinmann Pin

Steinmann pinin kullanımı ilk olarak 1907 yılında Fritz Steinmann tarafından tariflenmiştir (32,33). Günümüz prati-

ğinde K-teli ile Steinmann pinin ayırımı kalınlık farkına dayanmaktadır. K-telinin çapı 0,9-1,5 mm arasında değişirken, Steinmann pin 1,5 mm ile 6,5 mm arasında çap farklılığına sahiptir. Steinmann pin ilk tariflendiğinde osteosentez prensibi kırık hattının medial ve lateralinden gönderilen pinlerle kırık hattını çaprazlama tespitine dayanıyordu. K-teli ilk tanımlanmadığında ise iskelet traksiyonu için kullanılıyordu. Daha sonraları K-teli Steinmann pin prensibine uygun olarak kullanılmaya başlanmıştır. Steinmann pini yerine K-telinin kullanımına geçilmesinin temel nedeni Steinmann pininin kalın olması nedeniyle yumuşak dokuda daha fazla ısı üretimine yol açmasıydı. Oluşan ısı yaklaşık 141°C'yi bulabiliyordu (34). Bu ısı yumuşak dokuda nekroza yol açarak pin yolu enfeksiyonlarına sebep olabiliyordu. Genel olarak Steinmann pin kullanımında karşılaşılabilen komplikasyonlar K-teli kullanımında yaşanan komplikasyonlara benzerdir.

Serklaj Teli

Serklaj teli kemığın etrafına dairesel olarak dolandırılarak ya da kemiğe açılan deliklerden geçirilerek kırık hattının tespit edilebildiği, çapı 0,6 mm ile 1,25 mm arasında değişen tellerdir. Kırık tespitinde, olekranon ya da patella gibi aktif ve pasif kas hareketlerinin beraber etkilediği kemiklerde gergi bandı prensibinde ya da uzun kemiklerde intramedüller ya da ekstramedüller bir tespit meteryaline dairesel olarak sarılarak kullanılır. Gergi bandında serklaj telinin görevi distraksiyon güçlerini absorbe edip kompresyon gücüne çevirmektir. Kemik stoğundaki yetersizlik, parçalı kırık yapısında uygulama ya da yetersiz kemik kalitesi telde metal yorgunluğuna yol açabilir. Bu durumda telde kırık meydana gelip kaynamama, hatalı kaynama ve implantın ciltte yara açmasına, hatta telin uzak organlara migrasyonuna neden olabilecek kadar geniş yelpazede yeralan bazı komplikasyonlara yol açabilir (35,36). Us ve Kınık (37), patella transvers kırıklarında uygulanan modifiye tansiyon bant tekniğinde sık görülen komplikasyonlardan K-teli migrasyonunu önlemek için tel uçlarını proksimalden tam dairesel kıvrarak, içinden serklaj telini geçirmiş, böylece *self-kilit tansiyon band tekniği* olarak isimlendirdikleri teknik ile hiçbir komplikasyonla karşılaşmadıklarını bildirmişlerdir.

Serklaj teli ayrıca periprostetik kırıklarda ya da uzun kemik kırıklarında intramedüller çiviye destek olarak da kullanılmaktadır. Amaç tübüler kemığın etrafında serklaj telini sararak kırık kemik parçasını implanta ve ana kemik gövdesine



Resim 1: Yanlış pozisyonda yerleştirilmiş staple örneği.

yaklaştırmaktır. Burada da gergi bandı yönteminde gerçekleştirilen sorunlar görülebilir. Serklaj telinin iki ucu yeterli gerginlikte birbirine sarılmazsa telde gevşeme olacak ve sistem çalışmayacaktır. Bu durumda kırık kaynama yetersizliği gelişecektir(38). Aksine, sıkı olarak sarılmış ince ve sık aralıklarla yerleştirilen serklaj telinin ise kemik korteksinde osteonekroz yaptığı bildirilmiştir(39). Serklaj telinin uzun kemiklere uygulanması esnasında ciddi yumuşak doku yaralanmaları ve önemli nörovasküler yapıların serklaj teli ile kemik korteksi arasında kalması söz konusu olabilir. Serklaj teli uzun kemik diafizine dik olarak yerleştirilmezse telde gevşeme meydana gelebilir. Bu tarz komplikasyonların önüne geçebilmek amacıyla dikkatli bir yumuşak doku diseksiyonunu takiben özel serklaj teli geçirici kılavuzlar kemiğe dik olarak yerleştirilmeli ve telin ilk düğümünü attıktan sonra mutlaka gerginliği kontrol edilmelidir.

Staple

Staple (U çivisi/zimba teli) ortopedi pratiğinde geniş kullanım alanına sahip bir tespit materyalidir. Diz ligament rekonstrüksiyonu, ayak bileği, el bileği artrodezi, epifizyal büyümeyi durdurma, ayak bileği kırıkları, aşil tendon avulsiyonu, tibial tüberkül kaydırma, yüksek tibial osteotomi, triple artrodez ve proksimal humerus kırıklarında kullanımı bildirilmiştir(40). Günümüzde en yaygın kullanım yeri ön çapraz bağ rekonstrüksiyonu cerrahisinde rekonstrükte edilen ligamentin tibiaya tespitidir. Özellikle zayıf ve cilt altı yağ dokusunun az olduğu hastalarda cerrahi sonrası cilt irritasyonu ve çömelme sırasında ağrı oluşabilir(41,42). Staple ile tespitite tespitin distalindeki greftte nekroz meydana gelebilir(43). En çok görülen komplikasyonlar ise staple malpozisyonu (**Şekil 1**) ve tibial tünelde ya da tibiada deplase olmayan kırık oluşumudur (**Şekil 2**). Literatürde diz çevresi ligament rekonstrüksiyonu yapılan hastalarda geç komplikasyon olarak U çivisinin kırılıp eklem içine migre olduğu vakalar bildirilmiştir(44,45).

Staple ayak deformitelerinin cerrahi olarak düzeltilmesinde artrodezi sağlamak için de kullanılır. Yapılan çalışmalarda ayak cerrahisinde staple kullanımında yüz güldürücü sonuç-



Resim 2: U çivisinin tibiada oluşturduğu deplase olmayan kırık görüntüsü.

lar olsa da; klasik komplikasyonları olan kırılma, kaynamama, migrasyona ek olarak vasküler yaralanma (psödoanevrizma) gibi ciddi komplikasyonlar da görülebilmektedir(46). Rethnam ve arkadaşlarının(47) yaptığı bir biyomekanik çalışmada 3 farklı staple çeşidi kullanılmış ve metatars modellerinde tespitler karşılaştırılmıştır. Buna göre klasik çelik telin (Richards staple) sertliği en fazla olmasına rağmen eğildiğinde deformasyonu düzelmemektedir. Ancak ısı aktivasyonlu (memoclip) staple yeterli sertliktedir ve eğilme kuvvetlerine daha iyi yanıt verir.

Tarihsel olarak U çivisinin kullanıldığı iki cerrahi vardır. Birincisi günümüzde kullanımı yaygın komplikasyonlardan ötürü terkedilen lateral kapalı kama yüksek tibial osteotomisi, ikincisi açık labrum staple tespitidir. Yüksek tibial osteotomide staple kullanımına bağlı komplikasyonlar gevşeme, staple çıkması, aseptik kaynamama (tespit yetersizliği), geçici peroneal sinir palsisi, psödoartroz (tespit yetersizliği) ve enfeksiyondur (**Tablo 4**).

Glenohumeral eklem instabilitesinde staple kullanımı komplikasyona açık bir cerrahi olması ve günümüzde Bankart cerrahisinin artroskopik olarak yapılabilmesi nedeniyle terkedilmiştir. Literatürde bildirilen komplikasyonlar eklem krepitasyonu, impingement, eksternal rotasyon kısıtlılığı, migrasyon, gevşeme, kırık ve eklem kırıkdağına penetrasyonudur (**Tablo 5**).

Tablo 4: Yüksek tibial osteotomide staple komplikasyon oranları

Yazar	Hasta/Komplikasyon	Yıl
Wildner ⁴⁸	182/32	1992
Coventry ⁴⁹	84/3	1973
Jackson ⁵⁰	70/2	1958
Bauer ⁵¹	61/4	1969
Odenbring ⁵²	14/1	1989
Hackel ⁵³	132/7	1989
Mc Laren ⁵⁴	100/15	1989
Curley ⁵⁵	14/11	1990

Tablo 5: Glenohumeral instabilitede staple kullanımı ile ilgili komplikasyon oranları

Yazar	Hasta/Komplikasyon	Yıl
Zuckerman ⁵⁶	37/16	1984
Matthews ⁵⁷	25/1	1988
Berg ⁵⁸	2/2	1996
O'Driscoll ⁵⁹	204/24	1993
Du Toit ⁶⁰	?/0	1956

KAYNAKLAR

- Kirschner M. Ueber Nagelextension. Beitrage Zur Klinischen Chirurgie 1909;64:266-279.
- Botte MJ, Davis JL, Rose BA, von Schroeder HP, Gellman H, Zinberg EM, Abrams RA. Complications of smooth pin fixation of fractures and dislocations in the hand and wrist. Clin Orthop Relat Res 1992;194-201
- Matthews LS, Hirsch C. Temperatures measured in human cortical bone when drilling. J Bone Joint Surg [Am] 1972;54:297-308.
- Hargreaves DG, Drew SJ, Eckersley R. Kirschner wire pin tract infection rates: a randomized controlled trial between percutaneous and buried wires. J Hand Surg [Br] 2004;29:374-376
- Ahmad A, Qureshi MA, Ali Z. Pin tract infection rates between percutaneous and buried K-wires in supracondylar fracture of humerus in children. Pak J Surg. 2010; 26(2):146-150
- Franssen B. Kirschner Wires: insertion techniques and bone related consequences. 2010 Utrecht University Repository (Dissertation)
- Burton RI, Margles SW, Lunseth PA. Small-joint arthrodesis in the hand. J Hand Surg [Am] 1986;11:678-682.
- Hochwald NL, Levine R, Tornetta P 3rd. The risks of Kirschner wire placement in the distal radius: a comparison of techniques. J Hand Surg [Am] 1997;22:580-584.
- Stahl S, Schwartz O. Complications of K-wire fixation of fractures and dislocations in the hand and wrist. Arch Orthop Trauma Surg 2001;121:527-530
- De las Heras J, Durán D, de la Cerda J, Romanillos O, Martínez-Miranda J, Rodríguez-Merchán EC. Supracondylar fractures of the humerus in children. Clin Orthop Relat Res 2005;432:57-64.
- Karakurt L, Ozdemir H, Yilmaz E, Inci M, Belhan O, Serin E. Morphology and dynamics of the ulnar nerve in the cubital tunnel after percutaneous cross-pinning of supracondylar fractures in children's elbows: an ultrasonographic study. J Pediatr Orthop B 2005;14:189-193.
- Rafique A, Ghani S, Sadiq M, Siddiqui IA. Kirschner wire pin tract infection rates between percutaneous and buried wires in treating metacarpal and phalangeal fractures. J Coll Physicians Surg Pak 2006;16:518-520.
- Battle J, Carmichael KD. Incidence of Pin Tract Infections in Children's Fractures Treated With Kirschner Wire Fixation. J Pediatr Orthop 2007;27:154-157.
- Coughlin MJ, Dorris J, Polk E. Operative repair of the fixed hammertoe deformity. Foot Ankle Int. 21:94 – 104, 2000.
- Creighton RE; Blustein, SM: Buried Kirschner wire fixation in digital fusion. J Foot Ankle Surg. 34:567–570; discussion 595, 1995.
- Herstik I, Pelletier JP, Kanat IO. Pin tract infections. Incidence and management in foot surgery. J Am Podiatr Med Assoc. 80:135–144, 1990.
- Lamm BM, Ribeiro CE, Vlahovic TC, et al. Lesser proximal interphalangeal joint arthrodesis: a retrospective analysis of the peg-in-hole and end-to-end procedures. J Am Podiatr Med Assoc. 91:331 – 336, 2001.
- Reece AT, Stone MH, Young AB. Toe fusion using Kirschner wire. A study of the postoperative infection rate and related problems. J R Coll Surg Edinb. 32:158 – 159, 1987.
- Zingas C, Katcherian DA, Wu KK. Kirschner Wire Breakage after Surgery of the Lesser Toes. Foot Ankle Int. 2015 May;36(5):494-502. doi: 10.1177/1071100714568013. Epub 2015 Feb 12.
- Anić D, Brida V, Jelić I, Orlić D. The cardiac migration of a Kirschner wire. A case report. Tex Heart Inst J 1997;24:359-361.
- Marya KM, Yadav V, Rattan KN, Kundu ZS, Sangwan SS. Unusual K-wire migration. Indian J Pediatr 2006;73:1107-1108.
- Sangwan SS, Singh Z, Mittal R, Siwach RC, Sharma A. Intrahepatic migration of Kirschner wire from hip: a case report. J Orthopaed Traumatol 2004;1:60-61.
- Rossi R, Germano M, Castoldi M. Migration of a Kirschner wire from the greater trochanter to the popliteal fossa: a case report. J Orthopaed Traumatol 2006;7:147-149.
- Stemberga V, Bosnar A, Bralic M, Medved I, Simic O, Pocekaj L. Heart embolization with the Kirschner wire without cardiac tamponade. Forensic Sci Int 2006;163:138-140.
- Haapaniemi TA, Hermansson US. Cardiac arrhythmia caused by a Kirschner wire inside the heart. An unusual complication of finger osteosynthesis. J Hand Surg [Br] 1997;22:402-404.
- Potter FA, Fiorini AJ, Knox J, Rajesh PB. The migration of a Kirschner wire from shoulder to spleen: brief report. J Bone Joint Surg [Br] 1988;70:326-327.
- Freund E, Nachman R, Gips H, Hiss J. Migration of a Kirschner wire used in the fixation of a subcapital humeral fracture, causing cardiac tamponade: case report and review of literature. Am J Forensic Med Pathol 2007;28:155-156.
- Regel JP, Pospiech J, Aalders TA, Ruchholtz S. Intraspinal migration of a Kirschner wire 3 months after clavicular fracture fixation. Neurosurg Rev 2002;25:110-112.
- Foster GT, Chetty KG, Mahutte K, Kim JB, Sasse SA. Hemoptysis due to migration of a fractured Kirschner wire. Chest 2001;119:1285-1286.
- Wada S, Noguchi T, Hashimoto T, Uchida Y, Kawahara K. Successful treatment of a patient with penetrating injury of

- the esophagus and brachiocephalic artery due to migration of Kirschner wires. *Ann Thorac Cardiovasc Surg* 2005;11:313-315.
- 31) Yadav V, Marya KM. Unusual migration of a wire from shoulder to neck. *Indian J Med Sci* 2003;57:111-112.
 - 32) Steinman F. Eine neue Extensionsmethode in der Frakturenbehandlung. *Zentralbl Chir* 1907;34:938-942.
 - 33) Kirschner M. Verbesserungen der drahtextension. *Arch Klin Chir* 1927;148:651-658.
 - 34) Berman AT, Reid JS, Yanicko DR Jr, Sih GC, Zimmerman MR. Thermally induced bone necrosis in rabbits. Relation to implant failure in humans. *Clin Orthop Relat Res* 1984;186:284-292.W
 - 35) Biddau F, Fioriti M, Benelli G. Migration of a Broken Cerclage Wire from the Patella into the Heart. *J Bone Joint Surg Am.* 2006 Sep;88(9):2057-9.
 - 36) Epps, C.H.: Complications in Orthopedic Surgery J.B. Lipincott Company. P.544, 1986
 - 37) Us AK, Kinik H. Self locking tension band technique in transvers patellar fractures. *Int. Orthop* 1996; 20: 357-8
 - 38) Guadagni JR, Drummond DS. Strength of Surgical Wire Fixation. A Laboratory study. *Clin Orthop* 1986;209:177.
 - 39) Wilson JW, Rhinelander FW, Stewart CL. Microvascular and Histologic Effect of Circumferential Wire on Appositional Bone Growth in Immature Dogs. *J Orthop Res* 1985;3:412.
 - 40) <http://www.smith-nephew.com/professional/products/all-products/staples/>
 - 41) Hill PF, Russell VJ, Salmon LJ, Pinczewski LA. The influence of supplementary tibial fixation on laxity measurements after anterior cruciate ligament reconstruction with hamstring tendons in female patients. *Am J Sports Med.* 2005;33(1):94-101.
 - 42) Prodromos C. Low-profile cortical screw tibial fixation for hamstring anterior cruciate ligament reconstruction: surgical technique and stability results. *Techn Orthop.* 2005;20(3):272-3.
 - 43) Binnet MS, Başarir K. Risk and outcome of infection after different arthroscopic anterior cruciate ligament reconstruction techniques. *Arthroscopy.* 2007 Aug;23(8):862-8.
 - 44) Alford JW, Caravelli ML, Cole BJ. Arthroscopic removal of a broken bone staple occurring 24 years after insertion that presented as lateral joint line pain and joint locking. *J Knee Surg.* 2006 Jan;19(1):37-40.
 - 45) Duncan KH, Wheeler DK. Staple migration simulating lateral meniscus injury. A case report. *Am J Sports Med.* 1990 Mar-Apr;18(2):211-3.
 - 46) Mardjetko SM, Lubicky JP, KN Kuo KN, Smrcina C. Pseudoaneurysm After Foot Surgery. *J Pediatr Orthop.* 1991;11; 657-662
 - 47) Rethnam U, Kuiper J, Makwana N. Biomechanical characteristics of three staples commonly used in foot surgery. *J Foot Ankle Res.* 2009 Feb 25;2:5. doi: 10.1186/1757-1146-2-5.
 - 48) Wildner M, Peters A, Hellich J, Reichelt A. Complications of high tibial osteotomy and internal fixation with staples. *Arch Orthop Trauma Surg.* 1992;111(4):210-2.
 - 49) Coventry MB. Osteotomy about the knee for degenerative and rheumatoid arthritis. *J Bone Joint Surg Am.* 1973 Jan;55(1):23-48.
 - 50) Jackson JP. Osteotomy for osteoarthritis of the knee. *J Bone Joint Surg Br* 1958;40:826
 - 51) Bauer GCH, Insall J, Koshino T. Tibial osteotomy in gonarthrosis. *J Bone Joint Surg Am* 1969;51:1545-1563.
 - 52) Odenbring S, Lindstrand A, Egund N (1989) Early knee mobilization after osteotomy for gonarthrosis. *Acta Orthop Scand* 60:699-702
 - 53) Hackel H, Schindlmaier H. Die Kremser Klammer zur Stabilisierung der Coventry-Osteotomie. Erfahrungen an 132 Fällen. *Orthop Prax* 1987;23:68-72.
 - 54) McLaren CA, Wootton JR, Heath PD, Jones CH (1989) Pes planus after tibial osteotomy. *Foot Ankle* 9:300-303
 - 55) Curley P, Eyres K, Brezinova V, Allen M, Chan R, Barnes M (1990) Common peroneal nerve dysfunction after high tibial osteotomy. *J Bone Joint Surg [Br]* 72:405-408
 - 56) Zuckerman JD, Matsen FA 3rd. Complications about the glenohumeral joint related on the use of screws and staples. *J Bone Joint Surg Am.* 1984 Feb;66(2):175-80.
 - 57) Matthews LS, Vetter WL, Oweida SJ, Spearman J, Helfet DL. Arthroscopic staple capsulorrhaphy for recurrent anterior shoulder instability. *Arthroscopy.* 1988;4(2):106-11.
 - 58) Berg EE, Oglesby JW. Loosening of a biodegradable shoulder staple. *J Shoulder Elbow Surg.* 1996 Jan-Feb;5(1):76-8.
 - 59) O'Driscoll SW. Atraumatic instability: pathology and pathogenesis. In: Matsen FA, Fu FH, Hawkins RJ, editors. *The shoulder: a balance of mobility and stability.* Rosemont (IL): American Academy of Orthopaedic Surgeons, 1993: 305-16.
 - 60) Du Toit GT, Roux D. Recurrent dislocation of the shoulder; a twenty-four year study of the Johannesburg stapling operation. *J Bone Joint Surg Am.* 1956 Jan;38-A(1):1-12.

Plak ve Vida Komplikasyonları

Dr. Melih GÜVEN
Dr. Budak AKMAN

Giriş

Kırık nedeniyle ya da osteotomi girişimleri sonrası uygulanan internal tespit yöntemlerinde temel amaç; stabil bir tespit sağlamak ve yeterli bir kemiksel kaynama dokusu elde etmektir. Tespit bölgesindeki iyileşme sürecinin sorunsuz olması; bu süreç boyunca kemik uçlarını bir arada tutabilecek sağlam, dayanıklı ve doku ile uyumlu ortopedik implantların kullanımını gerektirir.

İnsan vücuduna yerleştirilen tüm implantlarda olduğu gibi, kemik dokusunun internal tespitinde kullanılacak implantlar da birtakım potansiyel riskleri beraberinde taşımaktadır. Tedavi sürecinde yaşanabilecek mekanik sıkıntılar ve cerrahi tekniğe ilişkin uygulama hataları iyileşme sürecini doğrudan etkileyecek ve tespit bölgesinde kaynama gecikmesi, kaynamama ya da hatalı kaynama gibi komplikasyonlara davetiye çıkaracaktır.

Ortopedi ve Travmatoloji’de kullanılan implant malzemeleri metaller, seramikler, polimerler ve kompozit malzemeler olmak üzere dört ana gruba ayrılır. Internal tespit amacıyla sıklıkla kullanılan malzemeler metaller ve eriyebilir polimerlerdir. Bu malzemelerin en önemli özelliği biyolojik ortamda yapısal özellikleri bozulmadan, tespit bölgesinde yeterli kaynama dokusu elde edilene kadar devamlılıklarını sürdürülebilirlerdir. Bu bölümde internal tespit amacıyla kullanılan vida ve plaklardaki mekanik yetmezlik sebepleri ve ilişkili komplikasyonlar ele alınacaktır. Cerrahi sırasında ve sonrasında yaşanabilecek komplikasyonların daha net anlaşılabilmesi için öncelikle kullanılan implantların biyomekanik özelliklerini bilmek gerekir.

Internal Tespitte Kullanılan Ortopedik Implantların Biyomekanik Özellikleri

Ortopedi ve Travmatoloji’de kullanılan materyaller son yüzyılda çeşitli gelişim aşamalarından geçmiş ve günümüzde üç farklı biyomateriyal kullanılır hale gelmiştir. Birinci nesil olarak biyoinert materyaller, ikinci nesil olarak biyoaktif ve biyoçözünür materyaller ve üçüncü nesil olarak da moleküler

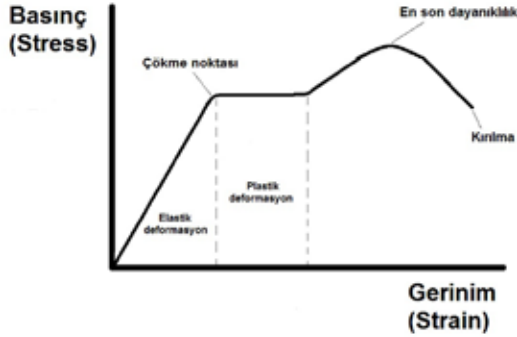
düzeyde bazı hücrel yanıtı uyaran materyaller günümüzde sıkça kullanılmaktadır(1).

Biyoinert yapıdaki birinci nesil biyomateriyaller bağışıklık sistemi yanıtını ve yabancı cisim reaksiyonunu en aza indiren materyallerdir. Ortopedik cerrahide, özellikle internal tespit amacıyla kullanılan biyoinert metalik biyomateriyaller paslanmaz çelik, kobalt-krom alaşımları, titanyum ve titanyum alaşımlarıdır. Bunların dışında internal tespit amacıyla son zamanlarda biyoçözünür polimerik materyallerin kullanımı da güncellik kazanmıştır. Biyoçözünür malzemelerle ilgili olan kısım daha sonraki bölümde ele alınacaktır.

Metalik biyomateriyaller biyomekanik özelliklerinden dolayı kas-iskelet sistemi cerrahisi için en elverişli materyallerdir. Kristal yapıları ve sahip oldukları güçlü metalik bağlar nedeniyle üstün mekanik özellikler taşıyan metal ve metal alaşımlarının internal tespit malzemesi olarak kullanım oranları yüksektir. Bu materyallerin biyomekanik özelliklerinin çok iyi anlaşılması cerrahinin başarısında, cerrahi sonrası seyrin anlaşılmasında ve muhtemel komplikasyonların ön görülüp engellenmesinde oldukça önemlidir.

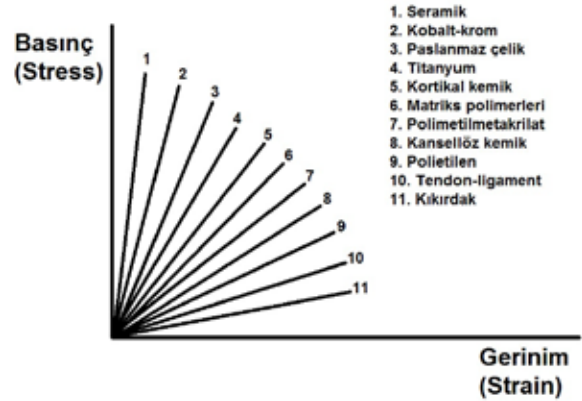
Biyomateriyalleri mühendislik alanlarında kullanılan diğer materyallerden ayıran birincil özellik konakçı yanıtı ile beraber fonksiyonunu yerine getirebilme yeteneği olan biyouyumluluktur (biyokompatibilite)(1). İnsan vücudunda internal tespit amacıyla kullanılacak malzemelerin kas gücü, vücut ağırlığı ve hareket gibi mekanik etkilere karşı dirençli, vücut sıvıları ile etkileşim sonucu oluşabilecek kimyasal etkilere (korozyon ve parçalanma) karşı dayanıklı olması, ayrıca ısı ve radyasyona dayanabilmesi ve iskelet sistemi dokularına bütünleşebilme (osteointegrasyon) özelliğine sahip olması gerekir(2). Ayrıca ideal bir implantın yabancı cisim reaksiyonuna, enflamasyona, alerji ve hipersensitiviteye neden olmaması, karsinogenik olmaması, kimyasal olarak inert olması, yapısını ve devamlılığını koruyabilmesi, istenilen şekli alabilmesi ve kolaylıkla sterilize edilebilmesi gerekmektedir(3).

İmplant malzemelerinin kas hareketleri ve gücüyle oluşan kuvvet zorlanmasına ve vücut ağırlığıyla oluşan yüklenmelere karşı davranış ve yanıtlarındaki değişiklikler implantların mekanik özellikleri, ya da başka bir ifade ile mukavemet



Şekil 1: Bir malzemenin basınç-gerinim eğrisi

kabiliyeti olarak tanımlanır. Mukavemet, malzeme biliminde bir malzemenin bozulmadan gerilime karşı dayanabilme yeteneği olarak tanımlanır. Ortopedik implantlara etki eden kuvvetleri basma (kompresyon), gerilme ya da çekme, bükme (torsiyon), kayma ya da makaslama ve eğme kuvvetleri olarak gruplandırmak mümkündür. Bu kuvvetler sonucunda implantlarda farklı oranlarda biçim değişiklikleri, yani deformasyonlar oluşabilir. İmplantlarda meydana gelebilecek değişiklikler geçici (elastik) ya da kalıcı (plastik) olabilir. Geçici ya da kalıcı deformasyonları belirleyen en temel özellik ise implantın elastiki modülüsüdür (young modülüs). Bu terim implant üzerine binen yüklerin implantta meydana getirdiği şekilsel değişikliği inceler ve implantın sertliğini, başka bir ifade ile deformasyona karşı direnç kapasitesini tanımlar. Elastiki modülüs basınç-gerinim (stress-strain) eğrisi ile ölçülür (Şekil 1). Basınç (pascal, N/m) bir implantın birim yüzeyine etki eden kuvvettir ve uygulanan yüke karşı cismin içsel direncini yansıtır. Gerinim ise yüklenmeye bağlı olarak cisimde oluşan biçim bozukluğunun ölçülmesidir. Gerinim bir orandır ve birimi yoktur. Temel olarak belirli bir sınıra kadar uygulanan basınç ile gerinim doğru orantılıdır (Hooke kanunu) ve basınç-gerinim eğrisinde bu ilişki düz bir çizgi ile ifade edilir. Bir malzemeye uygulanan kuvvet kaldırıldığında oluşan şekil değişikliği tamamen geri dönebiliyorsa bu durum kalıcı olmayan şekil değiştirmez ve elastik deformasyon olarak tanımlanır. Bununla bağlantılı olarak bükülmezlik ya da sertlik (stiffness) malzemede oluşan geriye dönüşlü şekil değişikliğinin (elastik deformasyon) nitel bir ölçüsüdür. Kırılgan materyaller yetersizlik öncesinde kuvvet kaldırıldığında eski haline tamamen geri dönebilen bir şekil değişimine uğrarlar. Kalıcı şekil değiştirme (plastik deformasyon) ise malzemeye uygulanan kuvvet ya da yüklenme ortadan kalktığında oluşan şekil değişikliğinin geri dönmemesi ve kalıcı bir deformasyonun oluşmasıdır. Süneklik (ductility), malzemenin bir kuvvet uygulandığında kopmaksızın kalıcı biçim değiştirme (plastiklik) yeteneğidir. Genleşebilir (ductile) malzemeler kırılmadan önce büyük miktarda geri dönmez biçim bozukluğu gösterirler. Tokluk (toughness), bir malzemenin darbe ile kopmasına, kırılmasına ya da biçiminin bozulmasına karşı gösterdiği direnci ifade eder. Bir başka ifadeyle tokluk, bir malzemenin üzerine etki eden ani yüklenmeleri emme yeteneğidir. Yetersizlik olmadan önce (kırılma, kopma, eğilme) malzemenin her birim hac-



Şekil 2: Bir malzemenin basınç-gerinim eğrisi

minde emilen enerji miktarı, o malzemenin iç tokluğu olarak tanımlanır. Çökme noktası (yield point), bir malzemenin elastik özellikten plastik özelliğe geçiş noktasıdır. En son dayanıklılık ise malzemenin baskıya karşı gösterebileceği en fazla dayanma gücüdür. Kırılma noktası malzemenin zorlanma ile kırıldığı noktadır. Bir malzeme sürekli ya da tekrarlayıcı bir kuvvet etkisinde kalırsa öyle bir noktaya gelir ki, kırılabilirliği kuvvetten daha az bir kuvvetle bükülür ya da eğilir. Bu nokta dayanma sınırıdır (endurance limit) ve malzemenin yorulduğunu (fatigue) ifade eder. Eğer etki eden kuvvet devam ederse malzemede yorgunluk yetmezliği (fatigue failure) meydana gelecektir(2,4).

Yukarıda bahsedilen biyomekanik kavramlar ışığında bir implant, yapısal özelliklerine, üzerine etki eden kuvvetlerin büyüklüğüne, yerleştirildiği kemiğin yapısına ve stabilitesine göre kırılma, plastik deformasyon ve yorulma yetmezliği olmak üzere üç farklı yetmezlik durumuyla karşılaşılabılır. Gündelik hayatta kas-iskelet sistemine binen kuvvetli yükler göz önünde bulundurulduğunda, bu yüklerle karşı mekanik dayanıklılıkları yüksek olan biyomateryaller yüksek elastiki modülüsleri, yüksek yorgunluk ve gerilme dirençleri nedeniyle metalik biyomateryallerdir. Durağan (statik) ya da hareketli (dinamik) koşullarda insan vücudundaki ağırlık yüklenmelerine ve kas gücüne karşı metalik implantların vereceği yanıt, kemikle bütünleşme (osteointegrasyon) kapasitesini de belirleyecektir. Çok sert bir metalik implant, yüklenmelere karşı dayanıklılık özelliğine sahip olsa da kemik dokusuna yeterli yük aktarımı yapamayacağı için bir takım komplikasyonları da beraberinde getirebilir. Buna karşın kemiğin esnekliğine ve mekanik özelliklerine daha yakın olan bir implant ilişkili dokularla daha uyumlu bir yük aktarım özelliği sergileyecektir (Şekil 2).

Metaller bahsedilen mekanik sebepler dışında vücut ortamında bulunan yüksek tuzlu çözeltide su, çözünmüş oksijen, proteinler ve çeşitli iyonların etkisi ile kimyasal bir çözünme-yıpranma sürecine de maruz kalabilirler. Buna korozyon adı verilir. Basit korozyon, çatlak korozyonu, noktasal korozyon, değme korozyonu ve seçici korozyon olarak gruplandırılabilen bu süreç sonucunda metallerde aşınma meydana

gelebilir(2). Ayrıca korozyon sonucunda metalik malzemelerin biyomekanik özellikleri zayıflayıp mekanik bozunmaya da davetiye çıkartılmış olur(3). Biyolojik ortam ve mekanik streslerden kaynaklanan birçok mekanizma korozyon kaynaklı mekanik bozunmanın artmasına neden olmaktadır. İmplant malzemesi olarak kullanılan iki metal arasında bir potansiyel farkı varsa yüksek potansiyelde olandan düşük potansiyelde olana doğru iyon akışı olur ve böylelikle galvanik korozyon adı verilen bir korozyon tipi ortaya çıkar. Bu nedenle farklı metaller temas halinde bir arada kullanılmamalıdır. Aynı metallerden yapılmış implantlar arasında bile üretim işlemlerine bağlı farklı potansiyeller olabilir ve galvanik korozyon gelişebilir. Ayrıca aynı metal alaşımdan yapılmış bir plak ile vida arasında alaşımı oluşturan metal yüzdeleri farklılığı da potansiyel farka ve dolayısıyla da galvanik korozyona neden olabilir(3). Belirli bir kuvvet etkisi altında kalarak elastik deformasyon gösteren malzemelerde zamanla oluşan çatlaklar birleşerek kırıklar oluşturabilir ve yüzeyden kopmalar meydana gelebilir. Kemiklerde kırık tespitinde kullanılan malzemelerde ve protez yüzeylerinde sıklıkla karşılaşılan bu tip aşınma yorgunluk aşınması olarak isimlendirilir. Metalik implant malzemelerinin mekanik özellikleri kadar yüksek korozyon direncine sahip olmaları da önemlidir. Yıllık korozyon hızları paslanmaz çelikte 0.17 mils/yıl, kobalt-krom alaşımlarda 0.056 mils/yıl, titanyum alaşımlarda ise 0.007 mils/yıl'dır(3).

Ortopedi ve Travmatoloji'de kullanılan metalik malzemelerin çoğu alaşımdır. İlk kullanıma geçen metalik biyomateryal paslanmaz çeliktir. Günümüzde kullanımda olan paslanmaz çelik prototipi ASTM 316L çeliğidir. "316" malzemenin östenit yapıda olduğunu, "L" ise karbon miktarının düşük olduğunu temsil etmektedir. Temelde demir karbon alaşımdır ve içerisine molibden, krom, nikel ile birlikte küçük miktarlarda manganez, fosfor, sülfür ve silisyum da eklenmiştir. Korozyon direncini sağlayan ana bileşen kromdur ve bileşende %12 oranında bulunmalıdır. Ayrıca molibden içeriği de paslanmaz çeliğin korozyon direncini arttırmaktadır. Yüksek yorgunluk dayanımı olan sünek bir materyaldir. Uzun yıllar cerrahide plak, vida ve kalça çivisi gibi implantların üretiminde düşük maliyet, kolay işlenme ve kolay temin edilebilme özellikleri nedeniyle tercih edilmiştir. Ancak aşınma direncinin düşüklüğü ve debris oluşturma riskinin yüksekliği nedeniyle artroplastik cerrahileri için tercih edilmemektedir. Paslanmaz çeliğin biyoyoumluluğu ve korozyon direnci kobalt-krom ve titanyum alaşımlarla kıyaslandığında daha düşüktür(1).

Kobalt bazlı alaşımlar kobalt-krom (Co-Cr) ve molibden (Mo) oluşur. Mükemmel korozyon, aşınma ve sürtünme direncine sahip malzemelerdir. Bu alaşımların korozyona karşı direncini asıl sağlayan kobalttır. Alaşıma molibden ilavesi ile partikül büyüklüğü azaltılarak materyalin mekanik özellikleri iyileştirilmektedir. Krom miktarı arttırıldığında ise alaşımın sertliği ve katı çözeltilere karşı korozyon direnci artmaktadır. Elastiki modülüsleri çok yüksek olduğu için kullanımları sonrasında yük kalkını (stress shielding) olarak tanımlanan stres yoksunluğu ile ilişkili kemik yoğunluğunda kayıp ortaya çıkabilir. Bu nedenle kırık tespitinde yükü kemikle paylaşma özellikleri zayıf olduğu için tercih edilmemektedirler(1).

Titanyum ve titanyum alaşımlar (Ti6Al4V) dayanıklılık ve katılık içeren yapısı, yüksek yorgunluk direnci, düşük özgül ağırlığı ve göreceli hafif oluşu, yüksek ısılara dayanıklılığı ve korozyon direnci nedeniyle tercih edilen malzemelerdir. İnert özelliğe sahiptirler. Nontoksik olmaları, alerjik reaksiyon oluşturmamaları, doku içerisinde renk değiştirmemeleri, manyetik özelliklerinin olmaması ve küçük boyutlu implantların rahatlıkla üretilmesi nedeniyle günümüzde ortopedik cerrahinin birçok alanında tercih edilmektedirler. Elastiki modülüsleri paslanmaz çelik ve kobalt-krom alaşımlara göre daha düşüktür (Şekil 2). Kemığın elastiki modülüsüne yakın olmaları nedeniyle uygulandıkları alanda kemikle yükü paylaşımlı taşıyabilme özelliğine sahiptirler. Titanyum alaşımlı implantlar kemiğe tespit edildiklerinde gevşeme riskleri azdır ve uzun dönem sağkalımları yüksektir. Vücut sıvılarıyla çabuk tepkimeye girerler ve üzerlerinde titanyum oksitten (TiO₂) oluşan bir film tabaka sayesinde korozyona karşı direnç kazanırlar. Bu avantajlarının yanında göreceli olarak pahalı olmaları, işlenmelerinin daha zor olması, düşük makaslama, sürtünme ve aşınma direncine sahip olmaları gibi bir takım dezavantajları da vardır. Bu nedenle ortopedik travmatolojide kullanımlarının aksine artroplastik cerrahilerinde yüzey malzemesi olarak kullanılmaları tercih edilmemektedir(1).

İmplantların Bozunumu

Bir implant vücut içerisine yerleştirildiğinde sağkalımı malzeme özelliklerine, dizaynına ve implantın biyoyoumluluğuna bağlıdır. Yeterli mekanik mukavemet, yorulma ve bükülme direnci istenilen en belirgin mekanik özelliklerdir. İmplantlara ait bir başka önemli malzeme özelliği de biyolojik ortamda bozulmadan devamlılığın sürdürülebilmesidir. Vücut içerisine yerleştirilen implantlar mekanik ve biyolojik olarak iki şekilde bozunuma uğrarlar. İmplantların bozunumu implantın türüne, kullanıldığı bölgeye ve bu bölgenin hareketi ve yük alımına göre değişkenlik gösterir. Ayrıca implant malzemelerinde bozunuma yol açan mekanizmaları mekaniksel, elektrokimyasal, biyokimyasal ve fizikokimyasal reaksiyonlar şeklinde sınıflandırmak mümkündür(3).

Ortopedik implantlarda görülebilecek sorunlar implant ile ilişkili ya da uygulandıkları doku ile ilişkili olabilir. İmplant ile ilişkili sorunlar korozyon, yorulma, kırılma, mekaniksel uyumsuzluk, plastik deformasyon, yük kalkını oluşumu (stress shielding), yüzey aşınması olarak sıralanabilir. Doku ile ilişkili sorunlar ise kemik erimesi, fibröz doku oluşumu, enfeksiyon, ağrı, metal alerjisi, arayüz aşınması olarak sıralanabilir(3).

Metaller sağkalımları, şekillendirilebilir olmaları ve yıpranmaya karşı dirençli olmaları nedeniyle implant malzemesi olarak ortopedik cerrahinin birçok alanında kullanılırlar. Olumsuz yanları ise biyoyoumluluklarının düşük olması, korozyona uğramaları, kemik dokusuna göre daha sert olmaları, yüksek yoğunlukları ve alerjik doku reaksiyonlarına neden olabilecek metal iyonu salınımıdır(3). İnternal tespit amacıyla kullanılan bazı metallerin ve ilişkili dokuların mekanik özellikleri Tablo 1'de özetlenmiştir(2,4).

	Elastiki modülüs (sertlik, GPa)	Tensil güç (gerilme, MPa)	Uzama miktarı (%)
Paslanmaz çelik	200	600	20
Kobalt-Krom-Molibden	225	735	10
Titanyum alaşımları	110	900	15
Kortikal kemik	15 - 30	100 - 200	0 - 8
Spongöz kemik	0.2 - 0.5	10 - 20	0 - 2
Kıkırdak doku	Vizkoelastik	7 - 15	20

Tablo 1: İmplant malzemesi olarak kullanılan metallerin ve ilişkili oldukları dokuların mekanik özellikleri (GPa: Gigapaskal, MPa: Megapaskal)

İmplantların mekaniksel bozunum şekilleri aşınma, gerilme, kırılma ve sürünme olarak gruplandırılabilir. Mekaniksel bozunma sonucunda implant ile ilişkili komplikasyonların oluşması kaçınılmazdır. İnternal tespit yöntemlerinde dikkat edilmesi gereken kurallar da hesaba katılmazsa başarısız ve komplikasyona açık bir tespit uygulanmış olur.

İnternal Tespitte Vida ve Plak Uygulamalarına Ait Komplikasyonlar

İnternal tespitte kullanılan vida ve plaklarla ilişkili yaşanabilecek komplikasyonları implant ilişkili komplikasyonlar ve cerrahi uygulama tekniğine ilişkin iatrojenik komplikasyonlar olarak gruplandırmak mümkündür.

İmplant İlişkili Komplikasyonlar

İnternal tespit amacıyla kullanılan metalik implantlar vücut tarafından birer yabancı cisim olarak algılanmaktadır. Bazı durumlarda abartılı bir şekilde ortaya çıkabilecek enflamatuvar yabancı cisim reaksiyonu sonucu implant-kemik ilişkisini olumsuz yönde etkileyebilecek bir takım sorunlar ortaya çıkabilir. Her ne kadar internal tespit için biyouyumluluğu yüksek olan metalik malzemeler kullanılsa da, vücut ortamı içerisinde paslanmaz çelikte daha fazla olmak üzere tüm metalik implantlara karşı steril bir enflamatuvar yanıt oluşmaktadır. Alerjik yanıt oluşumu, kullanılan metalik implant malzemesinin içerisindeki bir ya da birkaç metal komponente karşı duyarlılığı olan kişilerde gelişebilecek bir komplikasyondur. Genellikle nikel, krom ve molibden bu reaksiyondan sorumludur. Titanyum ve alaşımlarına karşı alerjik reaksiyon çok daha nadir görülmektedir. Bugüne kadar oldukça nadir olarak rapor edilmiş bir diğer implant ilişkili komplikasyon da malignensidir. Özellikle paslanmaz çelik kullanımı ile laboratuvar hayvanlarında karsinojenik etki bildirilmiştir (5,6). Enfeksiyon, birçok faktöre bağlı olarak ortaya çıkabilecek bir sorun olmakla birlikte, bazen implantın varlığı enfeksiyonun altta yatan sebebi olabilir. Osteoporoz ve migrasyon da implant ilişkili diğer komplikasyonlar olarak sıralanabilir.

İatrojenik Komplikasyonlar

İnternal tespit amacıyla kullanılan her tespit materyali kendisine ait bir takım riskleri beraberinde taşır. Ancak tespit sonrası görülen kaynamama, geç kaynama ve hatalı kaynama

gibi komplikasyonlar sıklıkla cerrahi sırasındaki yanlış uygulamalara ve teknik hatalara bağlıdır. Cerrah, uygulama sırasında elindeki malzemeye ait özellikleri ve malzemenin kendisine ait sınırlarını bilmek zorundadır. Mekanik komplikasyonlar dışında eklemlerde artritik değişiklikler, damar-sinir yaralanmaları, enfeksiyon ve osteonekroz gibi problemler de internal tespit sürecine ait iatrojenik komplikasyonlar arasında yer alır.

Hasarlı implant kullanımı, uygun olmayan boyutta ve özelliklerde implant seçimi iatrojenik komplikasyonlara davetiye çıkaracaktır. Hasarlı implant kullanımı sonucunda malzemede erken yorulma ve kırılma meydana gelebilir. Ayrıca implantın korozyon süreci de hızlanır. Beraberinde ciddi enflamatuvar doku yanıtı oluşumu da tetiklenebilir. Çok ince plak ya da vida seçimi sonucunda implantta eğilmeler ve kırılmalar oluşabilir. Çok büyük implant varlığında ise kemik doku ile yeterince yük paylaşımına izin verilmediği için osteoporoz ve kırık oluşum riski gündeme gelecektir. Kompleks kırıklarda tüm planlarda yeterli stabilite sağlanmalıdır. Bir ya da iki planda hareketi stabilize eden implantlarla kırık stabilizasyonu yetersiz kalabilir.

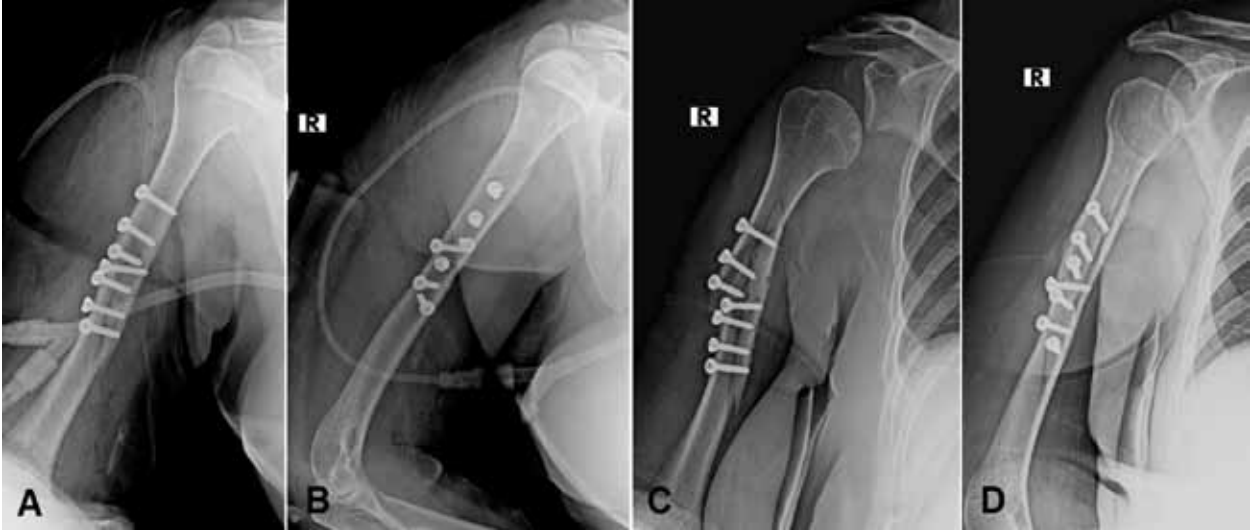
Kırık fragmanları arasında yeterli redüksiyonun ve tespit gücünün sağlanamaması iatrojenik komplikasyonlara davetiye çıkarır. Açılanmış, kısalmış ve arada kemik kaybı mevcut olan tespit alanlarında yeterli intraoperatif redüksiyon sağlanamayabilir. Bu farkedilmeyip tespit uygulanırsa implant üzerine binen yükler de dengesizleşip implant yetmezliği gelişebilir. Kırık uçları arasında geçici tespit uygulanırken yeterli stabilite elde edilmese (örn. kemik klempsi ya da malleol klempsi ile kırık hattının stabilizasyonu) kalıcı stabilizasyon sırasında redüksiyon bozulabilir. Ayrıca kırık hattına hematoma ya da yumuşak doku girmesi kırık hattında yeterli kaynama dokusunun elde edilememesine yol açabilir.

Ameliyat sonrası hastaların yetersiz takibi, erken yük verme zamanı ve kontrolsüz yüklenme ile birlikte agresif ya da yetersiz fizik tedavi uygulamaları da implantların mekanik olarak yetersizliğe uğramalarına neden olabilir.

Vida Komplikasyonları

İnternal tespit amacıyla en fazla kullanılan implant tipi vidalardır. Tek başlarına interfragmanter kompresyon amacıyla ya da plak üzerinden tespitin bir parçası olarak kullanılabilirler. Kullanım amacına ve uygulandıkları bölgenin özelliklerine göre kortikal, kansellöz (spongöz), malleolar, kanüle ve yiv genişliği değişebilen vida tipleri mevcuttur. Vida ucunun şekline göre delik açabilen (selfdrilling) ya da yiv açabilen (self-taping) vidalar da vardır. Ayrıca günümüzde plak üzerindeki vida deliklerine kilitlenebilen kilitli vidalar da sıklıkla kullanılmaktadır.

Küçük olmaları, yerleştirilmeleri sırasında endosteal ve periosteal kemik dolaşımını minimal hasarlamaları nedeniyle avantajlı implantlardır. Ancak yük taşıma kapasiteleri sınırlıdır. Vidalarla ilgili yaşanabilecek sıkıntılar vidanın biyomekanik özelliklerine ve uygulama prensiplerine bağlı olarak ortaya çıkabilir. Bu sıkıntılardan bazıları vida yatağını hazırlamak için



Resim 1: Lag vidaları ile interfragmanter tespit uygulanmış uzun spiral-oblik humerus kırıklı bir olgunun ameliyat sonrası erken dönem ön-arka (A) ve lateral (B) radyografileri. Ameliyat sonrası 6. haftada ön-arka (C) ve lateral (D) radyografilerde tespit yetersizliği gözlenmekte.

uygulanan delik açma işlemi sırasında gerçekleşir. Çalışmalar kemik çapının %20'si genişliğindeki vida deliklerinin kemiğin orjinal gücünü %40 oranında azalttığını göstermiştir(4). Bu nedenle vida gönderimi sırasında yeri doğru tespit edilmeli ve çoklu delik açma işleminden sakınılmalıdır. Boşuna açılmış vida deliklerinden kolaylıkla kırık gelişebileceği unutulmamalıdır. Ayrıca delik açma işlemi sırasında yüksek devirli matkaplar ya da kör matkap uçları termal kemik nekrozuna yol açabilir. Gelişebilecek nekroz vidanın tutunmasını engelleyebileceği gibi, bu bölgede zamanla kontrolsüz kırılmaların oluşumuna da neden olabilir. Bu nedenle delik açma işlemi sırasında gerektiğinde serum fizyolojik ile saha soğutulmalıdır. Kontrolsüz kırılmalar vidalar çıkartıldıktan sonra da gözlenebilir. Boş kalan vida deliğinin orjinal bir şekilde dolması yaklaşık 12 hafta sürebilmektedir. Bu nedenle vida çıkarımı sonrasında kemiğe kontrolsüz yüklenme uygulanmamalıdır.

Kendinden yiv açabilen vidaların kullanımı sıklıkla kazanmıştır. Cerrahi süreyi kısaltmaları, kemik dokusuna daha iyi tutunmaları, kilitli plaklarla birlikte kullanıldıklarında tek korteks gönderilebilmeleri ve vidanın geri gelme komplikasyonunun daha az görülmesi gibi avantajlarının yanı sıra, gönderimleri sırasında daha yüksek bir torka ihtiyaç duyulması nedeniyle vida kırılma riskinde artış söz konusudur. Aynı durum delik açabilen vidalar için de geçerlidir(7).

Internal tespitite kemik uçları arasında maksimum kompresyon interfragmanter tespit ile sağlanır. Bu amaçla interfragmanter kompresyon ya da lag vidası tekniği sıklıkla kullanılır. Bu teknikte sık yapılan hataların başında yakın ve uzak korteks delik açma işlemi gelmektedir. Eğer tam yivli olmayan vida kullanılacaksa yakın ve uzak kortekse vidaya uygun çapta delik açılabilir. Tam yivli vida kullanımında ise yakın kortekste delik çapı vida ile uyumlu olmalı, uzak kortekste ise bir küçük boy delik çapı tercih edilmelidir. Yakın ve uzak kortekste uygun olmayan çaplarla açılan delikler yeterli kompresyonun

gerçekleştirilememesine neden olacaktır. Ayrıca kırık tipine göre lag vidasının yerleşimi de oldukça önemlidir. Yanlış yönlimde vida gönderimi ile kompresyon elde edilemeyeceği gibi, yüklenme altında redüksiyon kaybı da görülebilir. Lag vidası uygulamasında eğer vida kırık yüzeye dik olarak gönderilirse interfragmanter kompresyon maksimum düzeydedir. Ayrıca bu şekilde bükme ve eğme kuvvetlerine karşı maksimum dayanım da elde edilmiş olur. Ancak aksiyel yüklenmelere karşı maksimum direnç ise vidanın kemiğin uzun eksenine dik yerleştirilmesi ile sağlanır. Eğer lag vidası plaktan bağımsız uygulanacaksa kemiğin uzun eksenine dik yerleştirilmelidir. Bir nötralizasyon plağı ile birlikte uygulanacaksa, lag vidasının mümkünse plak üzerinden kırık hattına dik olarak yerleştirilmesi önerilmektedir. Lag vidasının ideal uygulama şekli plak üzerinden yapılan tespittir. Eğer sadece lag vidası ile osteosentez yapılacaksa kırık hattının uzunluğu kemiğin diafizyel çapının en az 3 katı uzunluğunda olmalıdır (**Resim 1**)(4).

Vidaların kilitli ya da kilitli olmamasına göre farklı mekanik özellikleri mevcuttur. Kilitli vida-plak uygulamalarında, özellikle eğme ve makaslama kuvvetleri ile plak üzerine, vidaların plaktan ayrılmasına yol açan yüklenmeler etki edebilir. Bu durumda vidalar plaktan sıyrılabilir(**Resim 2**). Kilitli vida-plak uygulamalarında ise iki implant bir bütün (kompozit bir ünite) olarak hareket ettiği için yüklenmelere karşı dayanıklılık artar ve komplikasyon oranı azalır. Ancak hem kilitli, hem de kilitli vida uygulamalarında tekrarlayıcı yüklenmelerle yorulmuş kırıklar oluşabileceği de unutulmamalıdır.

Konvansiyonel prensiplere göre uygulanacak bir kilitli vida-plak tespitinde kırık hattının proksimal ve distalinde tespit edilmesi gereken korteks sayısı ile ilgili öneriler söz konusudur. Buna göre kilitli uygulamalarda kırık hattının bir tarafında ön kol için en az 5, humerus ve tibia için en az 6, femur için en az 7 korteks tespit edilmelidir. Ancak günümüzde sıklıkla kullanılan kilitli vida-plak uygulamalarında bu kural



Resim 2: Distal metafizo-diafizyal bölgede parçalı femur kırığına kilitli kompresyon plağı ile tespit uygulanmış bir olgunun ameliyat sonrası 8. ay radyografilerinde (A ve B) kırık hattına yakın olan kilitli vidalarda makaslama kuvvetlerinin ve kaynama gecikmesinin etkisiyle geri gelme ve varus dizilim bozukluğu gözleniyor. Tespit yetersizliği daha uzun boyda sabit açılı anatomik bir distal femur plağı ve kilitli vidalar ile revize edilmiş (C ve D).

geçerli değildir. Bu konu ile ilgili detaylı bilgi ilerleyen kısımlarda aktarılacaktır.

Kilitli vidalarda vida başlarına ait irritasyon sorunu yaşanabilir. Vida çevresinde zamanla oluşabilecek osteoporoz vidanın gevşemesine, geri gelmesine hatta ilişkili bölgede kırıklara yol açabilir. Yeterli kompresyon yapılmadığı takdirde implant yetmezliği ve refraktürlerle karşılaşılabilir. Plaklarda daha seyrek olmakla birlikte vidalarda da yük kalkması sıkıntısı yaşanabilir. Ayrıca vida başlarının gönderim sırasında uygun şekilde sıkılmaması sonucunda vida başı bozulması vida çıkarmasını zor ve komplike bir hale getirebilir.

Vidaların kırık yüzeyinde kompresyon yapabilmesi ve plak-kemik birleşme bölgesinde yeterli bir tespit sağlayabilmesi vidanın tutunma gücüne bağlıdır. Tespitin uygulandığı kemiğin dansitesi ve kalitesi tutunma gücünü belirleyen önemli biyolojik faktördür. Tutunma gücünü belirleyen diğer faktörler ise vidanın tipi, büyüklüğü, çapı, diş alanı ve yüzeyidir. Kortikal ve kansellöz vidaların uzunlukları, yiv çapı, diş alanı ve yapısı farklıdır. O yüzden tespit uygulanacak kemiğin anatomik yapısına ve yoğunluğuna göre doğru vida seçimi yapılmalıdır.

Plak Komplikasyonları

Plak tespitine ait ilk uygulamalar geçtiğimiz yüzyılın başlarına denk gelse de teknik anlamdaki gelişmeler 1958 yılında AO (Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthese fragen), ardından da ASIF (Association for the Study of Internal Fixation) gruplarının öncülüğünde başlatılmıştır(8). Konvansiyonel plak uygulamaları ile açık redüksiyon ve interfragmanter kompresyon eşliğinde rijit anatomik tespit prensibi günümüzde de halen bazı kırıklar için kullanılan bir tekniktir. Anatomik

kırık redüksiyonu ve mutlak stabil tespit için kırık hattında geniş bir açılım gereklidir. Her ne kadar nazik ve dikkatli bir cerrahi teknik de uygulansa, zaten travma nedeniyle hasarlanmış olan kırık bölgesinde açık redüksiyonun kırık hematomunu boşaltması ve geniş bir yumuşak doku diseksiyonu ihtiyacı nedeniyle kırık bölgesinin beslenmesi bozulabilir. Sonuçta kırık iyileşme problemleri ve enfeksiyon sorunları yaşanabilir. Konvansiyonel uygulamalar ile gözlenen iyileşme komplikasyonları nedeniyle 1980'li yıllarda farklı cerrahi teknikler ve kırık hattının beslenmesini bozmayan plak sistemleri geliştirilmeye başlanmıştır. Konvansiyonel dinamik kompresyon plaklarının (DCP; dynamic compression plate) yerini, sınırlı temas halinde olan dinamik kompresyon plakları (LC-DCP; limited contact dynamic compression plate) almaya başlamıştır. LC-DCP plakları dizaynları sayesinde plak yüzeyinin kemik korteksine olan temasını %50 oranında azaltmış ve bu sayede periosteal dolaşım korunmaya çalışılmıştır. Ancak tespitin stabilitesi için bu tip plaklarda da plağın kemiğe sıkıca tutunması gerekmektedir. Noktasal temas sağlayan plak sistemleri (PC-Fix; point contact fixator) de bu amaçla geliştirilmiş plak sistemlerindendir(8,9). 1990'ların ikinci yarısında biyolojik tespit prensibi şekillenmiş ve bu amaçla geliştirilen anatomik sabit açılı, kilitli vida-plak sistemlerinin kullanımı güncellik kazanmıştır. İlk geliştirilen sistem olan LISS (Less Invasive Stabilization system), kilitli vida-plak konseptini minimal invaziv girişimle perkütanöz olarak gerçekleştiren biyolojik tespit prensipleri ile birleştirmiştir(10). 2000'li yılların başlarından itibaren de kemik anatomisine uygun sabit açılı kilitli kompresyon plakları (LCP; Locking Compression Plate) aktif olarak kullanılmaya başlanmıştır(7,9). Plak sistemlerindeki bu tarihsel sürece paralel olarak cerrahi uygulama metodları da gelişmiş, mutlak anatomik ve rijit tespit prensiplerinin yanı sıra periosteal dolaşımı ve yumuşak doku hasarlanmasını minimize eden daha

az invaziv plak uygulama prensipleri ve biyolojik tespit konsepti güncellik kazanmıştır.

Kilitli plaklar, konvansiyonel plaklarda yaşanabilecek implant ilişkili komplikasyonların önlenmesi açısından avantajlı implantlardır. Bu plaklar konvansiyonel plak uygulamalarında olduğu gibi mutlak stabilitenin eşlik ettiği anatomik tespit prensibi ile, köprü plaklama ve göreceli tespit prensibi ile ya da iki yaklaşımın aynı anda kombinasyonu şeklinde uygulanabilir(7,8,10). Metafizyel ve diafizyel bölgedeki parçalı-kompleks kırıklarda kemiğin orjinal uzunluğunu, açılanmasını ve rotasyonunu dikkate alarak kırık hattının proksimal ve distalinde eklem dizilimini restore eden bir tespit, konvansiyonel yaklaşımın aksine, kırık hattında tam anatomik bir redüksiyon gerçekleştirilmeden göreceli bir stabilite ile de elde edilebilir. Göreceli tespit kırık hattında kırık iyileşmesini engellemeyecek düzeyde mikrohareketlere izin verir. Kırık hattının stabilitesi, kırık hattındaki gerinim gücünü, gerinim gücü de kırık hattındaki iyileşme tipini ve potansiyelini belirler. Gerinim (strain), yüklenme altında kırık uçları arasındaki boşlukta meydana gelen göreceli mesafe değişiminin kırık hattı aralığına oranını ifade eder. Kırık hattındaki gerinim %2'den az olduğunda primer kırık iyileşmesi, %2-10 arasında olduğunda ise sekonder kırık iyileşmesi gerçekleşir. Eğer gerinim %10'un üzerinde ise kırık hattında kemikleşme olmaz ve fibröz doku gelişimi nedeniyle kaynama sorunları ortaya çıkar(11).

Kilitli vida-plak sistemleri günümüzde neredeyse tüm kırıklar için kullanılabilir olsalar da, konvansiyonel plaklama tekniğinin halen geçerliliğini koruduğu birtakım endikasyonlar vardır. İntertrokanterik femur kırıklarında dinamik kalça vidası (DHS) tespiti, parsiyel eklem içi kırıklarda destek (Buttres) plaklama, diafizyel ön kol kırıkları, malleoler ayak bileği kırıkları ve normal kemik kalitesine sahip basit diafizyel kırıklar konvansiyonel plaklamanın tedavide yeterli olduğu kırıklardır(10). Ayrıca mutlak stabilitenin gerekli olduğu kaynamama olgularında, kilitli plaklar kullanılsa bile rijit anatomik bir tespit gerçekleştirmek gerekir.

Kilitli plakların üzerinde hem kilitli vida gönderimine izin verecek yivli delikler, hem de kiltsiz vida gönderimine uygun standart delikler mevcuttur. Kiltsiz standart vidalar kilitli plağın kemiğe oturması ve yaklaştırılması için kullanılabilir. Ayrıca oval vida delikleri olan kilitli plaklarda konvansiyonel dinamik kompresyon plaklarında olduğu gibi kiltsiz vidalarla plak üzerinden kemik uçlarına kompresyon yapabilme imkanı da mevcuttur. Kilitli vidalar ise plağın açılma anlamında stabilite kazanmasına ve kemik doku ile ilişkisinde plağın stabilitesinin artmasına destek olurlar. Ayrıca kilitli vidalar bir eksternal fiksatördeki shanz vidaları gibi işlev gördükleri için plağın kemik dokusuna tutunma gücünü periosteal bir hasarlanma olmaksızın arttırmaktadırlar. Kilitli ve kiltsiz vidalar aynı tespit içerisinde kullanılacaksa, kiltsiz vidalar önce yerleştirilmelidir. Ardından kilitli vida tespiti uygulanmalıdır. Aksi takdirde kilitli vida tespitinin ardından kiltsiz vidalarla plakla kemik arasındaki mesafeyi azaltmak adına bir çekirme işlemi yapılamaz(Şekil 5)(10).



Resim 5: Sadece kilitli vidalarla tespit uygulanmış olan tibia distal metafiz kırığı olgusunda plak-kemik arası mesafe fazlalığı.

Uzun kemiklerin metafizlerinde kemiğin ağırlıklı yapısı spongioz karakterdedir. Metafizyel bölgedeki kırıklarda hastanın kemik kalitesi de düşükse, konvansiyonel plak uygulamaları ve intramedüller çivi tespiti sıkıntı yaratabilir. Özellikle metafizyel bölgenin eklem içi uzanımlı parçalı kırıklarında kırık bölgesinde deformite yaratacak kuvvetlerin büyüklüğü çok fazladır. Böylesi kırıklarda kilitli plaklarla uygulanacak köprü plaklama cerrahisi kırık hattında kaynamayı engellemeyecek kadar mikrohareketlere izin vererek göreceli bir stabilite ile



Resim 6: Eklem içine uzana parçalı distal femur metafiz kırıklı bir olguda LIS plağı ile uygulanan tespit sonrasında gözlenen koronal plan deformitesi.

kırık iyileşmesinde avantaj yaratabilir(7,8,10). Ayrıca eklem içine uzanan kırıklarda sabit açılı kilitli plak tespiti erken harekete izin verebilmesi açısından da üstün özellikler taşır.

Kompleks parçalı kırıklar genellikle kırık bölgesinin etrafındaki yumuşak dokularda da kompleks yaralanmalara yol açar. Modern kilitli vida-plak uygulamalarında minimal invaziv tekniklerle kırık hattını açmadan gerçekleştirilecek biyolojik tespit uygulamaları yumuşak doku ve kemik beslenmesini

bozmayacak ve iyileşme sürecini olumlu yönde etkileyecektir(8).

Osteoporotik kırıklar ve kemik kalitesinin düşüklüğü ortopedik cerrahide tespit sorunlarına yol açan bir problemdir. Kilitli vidalarla uygulanacak konvansiyonel plaklama cerrahisi osteoporotik kırıklarda yüksek oranda tespit yetersizliği riski taşır. Vidalarda gevşeme ve geri gelme sorunları sıktır. Kilitli vida-plak uygulamalarında ise vidalar plağa kilitlendikleri için bir bütün olarak hareket etmekte ve vida sıyrılması gibi komplikasyonlar çok daha nadir görülmektedir. Ayrıca kilitli vidalar yiv özellikleri nedeniyle osteoporotik kemiklerdeki ince kortekslerde daha iyi bir tutunum sergilemektedir(8,10). Ancak osteoporotik kırıklarda kilitli vidalar da kullanılsa çift korteks tespiti önerilmektedir(12).

Kilitli vida-plak tespitinin avantajlı olduğu bir diğer kırık tipi de periprotetik kırıklardır. Özellikle protezi de içine alan kırık hatlarında kilitli vidaların tek korteks uygulanabilmesi nedeniyle yeterli stabilite elde etme konusunda avantajlı oldukları söylenebilir. Çok sayıda tek korteks geçen kilitli vidalarla istenilen stabilite elde edilebilir (8,10).

Kilitli vida-plak sistemleri kullanılarak kompleks kırıklarda minimal invaziv yaklaşımla gerçekleştirilecek biyolojik tespit kullanılan implantlara ve spesifik cerrahi tekniğe ilişkin komplikasyonları da beraberinde getirmektedir. Bu komplikasyonların çoğu cerrahi prensiplere sadık olunmamasıyla, implant ve cerrahi tekniğe ait endikasyon ve sınırlamaların iyi bilmemesiyle ilişkilidir. Kilitli plaklar kullanılmadan önce mutlaka kırık ya da tespit bölgesinin anatomisi, kırık tipi, yumuşak dokuların durumu, kemik kalitesi ve eldeki mevcut implantların özellikleri değerlendirilmelidir. Ayrıca cerrahi öncesi mutlak, göreceli ya da kombine tespit uygulamalarından hangisinin tercih edileceği de planlanmalıdır.

Kilitli vidalar plak üzerindeki yivli deliklere genellikle sabit bir açı ile yerleştirilirler. Bu amaçla plak üzerindeki deliğe vidalanan matkap kılavuzları aracılığıyla delme işlemi gerçekleştirilir. Vidanın, plağın izin verdiği açı dışında farklı bir yönelimde gönderilmesi kilitli vidanın plağa tam oturmamasına, vida yivlerinin bozulmasına, vida başının çıkıntılı ve belirgin olarak kalmasına, hatta vidanın kırılmasına yol açabilir. Bu nedenle vida gönderimi sırasında delik açma işlemi mutlaka matkap kılavuzları aracılığıyla gerçekleştirilmelidir. Son zamanlarda farklı açılarda gönderilen vidalar ve üzerlerine gönderim sonrası sıkıştırma yapabilen ve kilitleyen sistemler de geliştirilmeye başlanmıştır(9). Matkap kılavuzlarından yerleştirimi sırasında minimal invaziv bir teknik uygulanıyorsa skopi bağımlılığı gündeme gelmektedir. Bu sorunu ortadan kaldırmaya yönelik bir takım cerrahi modifikasyonlar tarif edilmiştir(13,14). Ayrıca kilitli vida gönderiminin mümkün olduğunca tork ayarı olan bir tornavida ile yapılması önerilmektedir(8). Torklu tornavidalarla sıkma işleminin yapılması vida başlarında yalama sorununun da önüne geçer. Kilitli vidalarla ilgili yaşanabilecek bir diğer sorun da kırılmadır. Vidalar kilitlendikleri yerden ayrılmayacakları için kontrolsüz ve aşırı aksiyel yüklenmeler ile plak altında boyun kısmından kırılabilir.

Eklem içine uzanım gösteren parçalı metafizyel kırıklarda dizilim problemleri tecrübeli olmayan ellerde sık görülen bir komplikasyondur. Distal femur, proksimal ve distal tibia anatomisine uygun dizayn edilmiş kilitli plaklarda subkondral vidalar koronal planda eklem hattına paralel gönderilecek şekilde tasarlanmışlardır. Ancak bu kırıklarda metafizyel bölgedeki parçalanma nedeniyle kemiğin koronal plandaki uzunlamasına dizilimi dikkate alınmadan gerçekleştirilecek tespitlerde dizilim bozukluğu (varus-valgus açılanması) ile karşılaşılabilir (**Şekil 6**). Ayrıca böylesi kırıklarda vidaların eklem penetrasyonu, uygunuz vıda gönderimi nedeniyle vıda yönelimlerinde çakışma ve özellikle distal femur tespitlerinde interkondiler çentiğe vıda penetrasyonu da gözlenebilecek komplikasyonlardandır (9).

Kilitli vıda-plak uygulamalarında özellikle indirekt redüksiyon ve biyolojik tespit yöntemi kullanılacaksa tespit işleminden önce mutlaka kırık redüksiyonu sağlanmış olmalıdır. İmplant, ufak manipülasyonlar dışında kırık redüksiyonu sağlayacak bir araç değildir. İndirekt kırık redüksiyonuna yardımcı olacak birçok araç mevcuttur (LISS sistemindeki çekirme aparatları, Whirlybird vb.) Eğer uygulama sırasında böylesi bir araç yoksa bir Kirschner teli ya da schanz çivisi kırık fragman redüksiyonuna yardım amacıyla kullanılabilir. Tespite önce kilitli bir vıda ile başlanırsa plak redüksiyon amaçlı zaten kullanılamayacaktır. Bu nedenle herhangi bir aparat kullanılmadan vıda aracılığıyla redüksiyon yapılacaksa öncelikle kilitli konvansiyonel vidalar ile çekirme yapılmalıdır. Ekstremitte uzunluğu manuel traksiyon, femoral distraktör ya da bir eksternal fiksator kullanılarak sağlanabilir. Redüksiyonda sıkıntı yaşıyorsa tespiti komplike hale getirmemek için direkt redüksiyon ve insizyonu uzatmak tercih edilecek bir yöntem olmalıdır. Bu durumda yumuşak doku ve periost hasarlanmasına, doku devitalizasyonuna azami dikkat göstermek gereklidir. Ayrıca plağın sagittal planda kemik ile uyumuna da dikkat edilmelidir. Bu planda plak kemiğin ortasına hizalanmamışsa kilitli ve kilitli vidalar optimal bir tespit sağlayamayacaktır.

Kilitli plak uygulamalarında tercih edilmesi gereken plak uzunluğu ve kullanılacak vıda sayısı ile ilgili çok sık hata yapılmaktadır. Kilitli vıda-plak sistemlerinin kullanıldığı köprü plaklama tekniğinde plak uzunluğu, vıda ve tespit edilecek korteks sayıları konvansiyonel plaklama tekniğinden oldukça farklıdır. Özellikle parçalı-kompleks kırıklarda uzun plak ve az vıda prensibi, kırık hattında göreceli stabilite ile elde edilecek sekonder iyileşme için öncelikli bir kuraldır. Metafizyel-diafizyel bölgenin eklem içi uzanımlı parçalı kırıklarında ise metafizyel-diafizyel bölgede sekonder kırık iyileşmesini amaçlayan biyolojik tespit prensipleri geçerli iken, periartiküler bölgede fazla vıda sayısı ile rijit anatomik bir tespit uygulanmalıdır (7,9). Bu konuda uygulama sırasında iki önemli faktör göz önünde bulundurulur. Bunlardan bir tanesi plak uzunluğunun kırık hattı uzunluğuna oranıdır (plate-span width). Parçalı kırıklarda bu oran 2-3'ten, basit kırıklarda ise 8-10'dan fazla olması önerilmektedir (7). Plağın uzun olması plak üzerindeki yüklenmeleri azaltır ve plak ile ilgili yetmezlik sorunlarının önüne geçer. Ayrıca uzun plak kullanımı ile kullanılacak vıda sayısı da azalacaktır. Diğer faktör ise kullanılacak vıda sayısı-



Resim 7: Kilitli plak uygulamalarında göz önünde bulundurulması gereken iki önemli faktör plak uzunluğu ve plak-vida yoğunluk oranıdır. Parçalı bir uzun kemik kırığında plak boyunun kırık hattı uzunluğunun en az 2-3 katı olması gerekmektedir. Plak-vida yoğunluk oranı ise 0.5'ten küçük olmalıdır. Eklem yakın bölgelerde ise tespit daha rijit olması istendiği için oran 0.5'in üstüne çıkabilir.

nın plaktaki delik sayısına oranlanması ile elde edilen plak-vida yoğunluğudur. Bu oran 0.5'in altında olması önerilmektedir (7). Eklem içi uzanımlı parçalı kırıklarda ise periartiküler bölgede plak-vida yoğunluk oranı rijit ve stabil bir tespit elde etmek amacıyla 0.5'in üzerinde olabilir. Kırık hattında ise plak-vida yoğunluğu 0 olmalıdır (**Şekil 7**). Kilitli vıda-plak uygulamalarında bir diğer önemli nokta da vidaların geçecekleri korteks sayılarıdır. Kilitli uygulamalarda en az 2 monokortikal vıda uygulaması yeterli dense de yapılmış olan biyomekanik çalışmalar iyi kemik kalitesi varlığında en az 3 monokortikal tespit güvenilir olduğunu göstermektedir (9,12). Osteoporotik kemiklerde ise bikortikal 3 vıda gönderimi tercih edilmelidir (12).

Plak kırılması, konvansiyonel plak uygulamalarında olduğu gibi kaynama gecikmesi ya da kaynamama sorunlarından kaynaklanabilir (**Şekil 8**). Ancak kilitli plak uygulamalarında tespit yönteminin çok sıkı olması da plak kırılmasına yol açabilen bir durumdur. Bu nedenle plak üzerinden gönderilen kilitli vidaların kırık hattına yakınlığına dikkat edilmelidir. Basit kırıklarda kırık hattına denk gelen en az 3 vıda deliği yeterli esnekliğin elde edilebilmesi ve aksiyel planda plağa etki eden stres yüklenmelerinin azaltılması için boş bırakılmalıdır. Kompleks kırıklarda ise kırık hattına yakın vıda yerleştirilebilir ve bu sayede yeterli stabilite elde edilerek kırık hattında kontrolsüz hareketler nedeniyle oluşabilecek kırık iyileşme komplikasyonlarının önüne geçilmiş olur (9).

İndirekt redüksiyon ve biyolojik tespit uygulamalarında cerrahi insizyon doğru seçilmez ve implant yerleşimine dikkat edilmezse damar-sinir yaralanmaları oluşabilir. Ayrıca kilitli plaklar kemik korteksine uzak bir yerleşimde tespit edilirlse tendon ve yumuşak doku irritasyonlarına da yol açabilirler. Böylesi komplikasyonlar tecrübesizlik, kilitli plak prensiplerinin bilinmemesi ve endikasyon sorunları nedeniyle yaşanmaktadır.

Her ne kadar ameliyat sonrasında kilitli vida-plak uygulamalarında yük verdirme süresinin daha kısa olduğu ifade edilse de, tam yüklenmeye radyografik kırık kaynama bulguları gözlenmeden önce başlanmamalıdır. Kısmi yük verdirme süresi ise eklem içi uzanımlı kırık varlığına, kırık paternine, tespit kalitesine ve hastaya ait faktörlere göre değişkenlik gösterir.

Ortopedi ve Travmatoloji'de kemik uçlarının tespiti için farklı özelliklerde çok sayıda implant seçeneği bulunmaktadır. Teknolojik gelişmeler ışığında her geçen gün bu implantlara yenileri eklenmekte, cerrahi teknikler de bu doğrultuda gelişmektedir. Tüm bu yeniliklere ve gelişmelere rağmen implant ilişkili sorunların önüne geçilebilmiş değildir. Ameliyat sırasında ve sonrasında ortaya çıkabilecek komplikasyonların bir kısmı kullanılan implant malzemesi ya da doku uyumsuzluğu ile ilgilidir. Ancak önemli bir kısım komplikasyon da tespit malzemelerinin kullanımındaki teknik hatalardan kaynaklanmaktadır. İmplantların mekanik özellikleri, sınırları, teknik uygulama detayları hakkında bilgili ve özenli olunarak implant ilişkili mekanik komplikasyonların önüne geçilebilir.

KAYNAKLAR

- Özkurt B, Tabak AY. Metalik biyomateriyaller ve metallozis. TOTBİD Dergisi 2011; 10(2): 83 – 86.
- Ceyhan T, Köse N. Ortopedide biyomalzeme kullanımı: genel bilgiler ve tanımlar. TOTBİD Dergisi 2011; 10(2): 79 – 82.
- Pekşen C, Doğan A. İmplant dayanımı. TOTBİD Dergisi 2011; 10(2): 122 – 128.
- Koval KJ, Frankel VH, Kummer F, Green S. Complications of fracture fixation devices. In Ed: Epps CH Jr. Complications in orthopaedic surgery (3rd Edition). Philadelphia: Lippincott Company, 1995: 131 – 154.
- Jacobs AM, Oloff LM. Podiatric metallurgy and the effects of implanted metals on living tissue. Clin Podiatry 1985; 2(1): 121 - 141.
- Kubba R, Taylor JS, Marks KE. Cutaneous complications of orthopedic implants: a two-year prospective study. Arch Dermatol 1981; 117(9): 554 - 560.
- Gautier E, Sommer C. Guidelines for the clinical application of the LCP. Injury 2003; 34(Suppl 2): B63 – 76.
- Tan SL, Balogh ZJ. Indications and limitations of locked plating. Injury 2009; 40(7): 683 – 691.
- Cronier P, Pietu G, Dujardin C, Bigorre N, Ducellier F, Gerard R. The concept of locking plates. Orthop Traumatol Surg Res 2010; 96S: s17 – s36.
- Szypryt P, Forward D. The use and abuse of locking plates. Orthop Trauma 2009; 23(4): 281 – 290.
- Egol KA, Kubiak EN, Fulkerson E, Kummer FJ, Koval KJ. Biomechanics of locked plates and screws. J Orthop Trauma 2004; 18(8): 488 – 493.
- Fulkerson E, Egol KA, Kubiak EN, Liporace F, Kummer FJ, Koval KJ. Fixation of diaphyseal fractures with a segmental defect: a biomechanical comparison of locked and conventional plating techniques. J Trauma 2006; 60(4): 830 – 835.
- Güven M, Ünay K, Çakıcı H, Özturan EK, Özkan NK. A new screw fixation technique for minimally invasive percutaneous plate osteosynthesis. Acta Orthop Belg 2008; 74: 846 – 850.
- Güven M, Ceviz E, Demirel M, Ozler T, Kocadal O, Onal A. Minimally invasive osteosynthesis of adult tibia fractures by means of rigid fixation with anatomic locked plates. Strategies Trauma Limb Reconstr 2013; 8(2): 103 – 109.

Intramedüller Çivi Komplikasyonları

Dr. Oğuz Şükrü POYANLI
Dr. Ömer Kays ÜNAL

Giriş

Intramedüller (İM) kırık tespit uygulamalarının ilk örnekleri, Bernardino de Sahagun'nun 16. yy'da Meksiko'ya yaptığı gezide Aztek'li şifacıların uzun kemik kırığı tedavisinde ağaç dallarını İM yerleştirdiğine dair gözlemlerine dayanmaktadır(1). Zaman içerisinde özellikle Gerhard Küntscher'in çalışmaları ile İM osteosentez giderek popülerite kazanmıştır. Küntscher, kırık sahasındaki yumuşak doku bütünlüğünün ve periostal dolaşımın korunmasının kırık iyileşmesi açısından önemini ve İM tespitin bunu sağlamada oldukça etkili olduğunu sıklıkla belirtmiştir(2). Ayrıca İM çivilemenin halen günümüzde kabul gören prensiplerini belirlemiştir. Aksiyel deplasmanı, kısalığı ve malrotasyonu engellemek için sıkı implant-korteks temasının gerekli olduğunu belirterek rijit çivileri geliştirmiştir. Bu sistemin mekanik gücünü arttırmak için daha kalın çivilerin kullanılması gerektiğini belirterek esnek oyma tekniğini geliştirmiştir. Günümüzde İM çivileme özellikle uzun kemiklerin birçok kırık tipinde sıklıkla kullanılan bir yöntemdir.

Doğru endikasyonda ve tekniğine uygun bir şekilde uygulandığında İM çivileme minimal invaziv, biyolojik, kırık redüksiyonu ve fiksasyonu için güvenli bir yöntemdir. Ancak her cerrahi girişimde olduğu gibi İM çivileme yönteminin de çeşitli komplikasyonları mevcuttur. Karşılaşılan kimi komplikasyonların sıklığı ve ciddiyeti çoğunlukla spesifik kırık tipine ve bölgesine bağlıdır. Bunun yanında uzun kemiklerin İM çivileme cerrahisinde karşılaşılan bir çok komplikasyon benzer önlem ve stratejiler ile önlenabilmektedir. İM çivileme cerrahisinde karşılaşılan mekanik komplikasyonlar; dizilim kusuru, implant kırığı, geç kaynama, kaynamama ve nörovasküler yaralanmalar olarak sayılabilir.

Dizilim Kusuru

Kırık redüksiyonu ve tespitinde uzunluk, rotasyon ve dizilimin sağlanamaması her üç planda da deformiteye sebep olmaktadır. Dizilim kusuru primer veya sekonder oluşabilmektedir.



Resim 1: Yetersiz tespitte bağlı tibia dizilim bozukluğu.

Primer dizilim kusuru operasyon sırasında veya sonunda redüksiyon kaybı ile oluşan dizilim bozukluğu olup cerrahin müdahalesi ile düzeltilebilecek bir deformitedir. Primer dizilim kusuru genellikle uygun olmayan giriş noktası veya kırığın yetersiz redüksiyonuna bağlı gelişmektedir. Bazı bölgelerde oluşan kırıklar ve bazı kırık paternleri dizilim kusuruna yatkındır. Özellikle metafizer bölge kırıklarında bu tür komplikasyonlar sıklıkla görülmektedir(3-6) midshaft and distal tibia fractures with the Expert Tibia Nail (ETN; Synthes GmbH, Switzerland. Metafizer bölgedeki geniş spongios alan çivi tarafından doldurulamaz ve kırık ile oluşan deformite çivi ile düzeltilemez. Aynı zamanda yetersiz tespit varsa düzeltme de korunamaz (**Resim 1**). Değişik serilerde proksimal tibia metafiz kırıkları tedavisinde çivi ile fiksasyon sonrası oluşan dizilim kusuru için %84'lere varan oranlar bildirilmiştir(3,4,7) midshaft and distal tibia fractures with the Expert Tibia Nail (ETN; Synthes GmbH, Switzerland. Distal tibia metafiz kırıkları için bu oran %8-23 arasında değişmektedir(3,6,7).

Proksimal femur kırıkları için de benzer oranlar bildirilmiştir. (5) Ricci ve ark. yaptıkları çalışmada, İM çivileme uygulanan femur kırıklarının takiplerinde gelişen dizilim kusurunun sebeplerini instabil ve proksimal bölge kırıkları olarak belirlemişlerdir. Dizilim kusuru %9 oranında saptanmış ve bu hastaların %30'unda proksimal femur kırığı olduğu belirtilmiştir(5). Kırık paterni olarak segmental veya çok parçalı



Resim 2: Kısa metafizer parça içerisinde merkezde olmayan çivi.

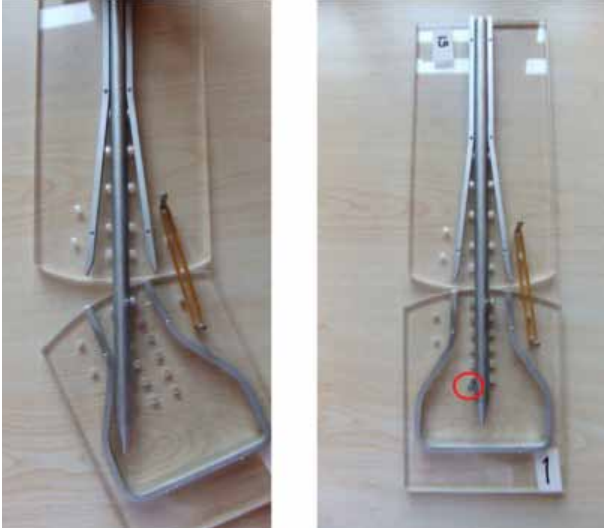
kompleks kırıklar dizilim kusuru için risk faktörü olarak bildirilmektedir(5,7).

Çivileme uygulanacak kırıklarda dizilim kusurunu önlemek için polar vida uygulanması oldukça etkin bir yöntemdir. İlk kez Krettek tarafından tanımlanan yöntemde polar vida ile çivi medulla içinde yönlendirilerek deformite düzeltilebilir. Aynı zamanda implantın medulla içerisindeki stabilitesi de artırılabilir(8). Diafizometafizer kırıklarda çivileme sonrasında metafizer parça deplase olabilmektedir. Redüksiyonun sağlanabilmesi için çivi kısa metafizer parça içinde tam santralize olmalı ve üç nokta prensibine göre çivi ile metafizer parça arasında temas olmalıdır. Çivi distal veya proksimal kısa metafizer parça içinde santralize edilemez veya çivinin giriş deliği tam santralde yerleştirilemez ise metafizer parça deplase olabilir (**Resim 2**).

Çivi distal parça içerisinde santralde ve çivi giriş deliği doğru yerde olsa bile deplasman oluşabilmektedir. Çivi kilitlendikten sonra eğer üç nokta desteği sağlanamaz ise yumuşak dokudaki tansiyon önlenemez ve redüksiyon korunamaz. Üç



Resim 3: Polar vida çivi için 3. destek noktasını oluşturur.



Resim 4: Distal metafizer destek noktası olmayan çiviler için 2. polar vidanın yerleşimi

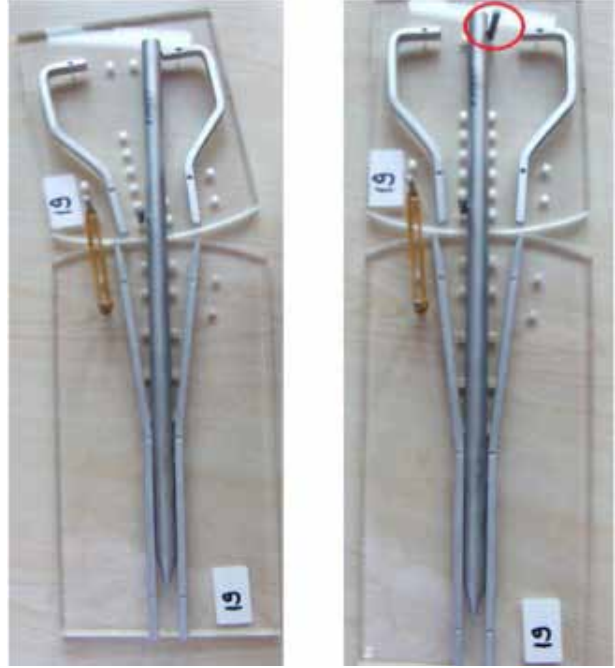
nokta desteği ancak meduller kanal daraltılarak elde edilebilir. Bu noktada çivinin uygun yerleşimi için medüller kanalını daraltmak, bu işlem için de polar vidaları medüller kanal içinde doğru yerleştirmek gerekmektedir. Çivinin giriş noktasının doğru olduğu ve kısa parça içerisinde santralize olduğu durumda redüksiyon için 1 polar vida yeterlidir. Polar vida metafizer parça içerisinde konkav tarafa ve kırığa yakın bölgeye yerleştirilir. Polar vida, çiviye yerleştirirken ve kaynama döneminde yumuşak doku tansiyonuna karşı koyar ve redüksiyonu korur. Çivinin medulla içerisinde birinci destek noktası istmus, ikinci destek noktasıda çivi giriş deliği veya çivinin ucunun distal metafiz içindeki saplanma noktasıdır. 3. destek noktasını da polar vida oluşturur (**Resim 3**).

Çivi boyu kısa ise veya ucu distal metafiz içerisinde sabit bir destek noktası bulamaz ise tek polar vida destek noktası olarak yetersiz kalabilir. İkinci bir polar vida ile kanal daraltılmalı ve 3. destek noktası oluşturulmalıdır. Bu durumda 2. polar vida metafizer parça içerisinde konveks taraftan ve çivinin ucuna yakın olarak yerleştirilmelidir (**Resim 4**).

Çivi giriş noktası çok geniş ise buradaki destek noktası yine kaybolur ve yumuşak doku tansiyonu nedeniyle metafizer parça deplase olur. Bu durumda kırığın konveks tarafına çivi giriş deliğine yakın noktadan ikinci bir polar vida yerleştirilir ve kanal daraltılarak kırık hattının redüksiyonu sağlanıp korunabilir (**Resim 5**).

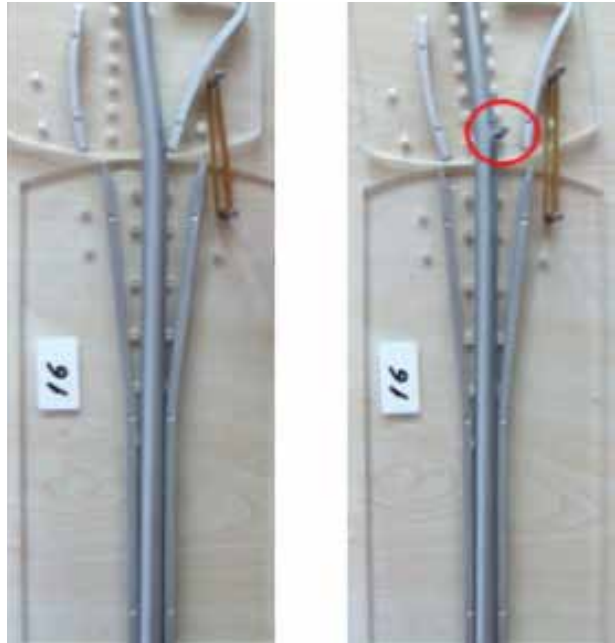
Sagittal plan deformitelerinde metafizer parçanın anterior deplasmanının engellenmesi için de aynı prensipler geçerlidir. Sagittal planda metafizer parçada konkav tarafa ve kırığa yakın olarak konulacak 1 adet polar vida redüksiyonu sağlayabilmektedir (**Resim 6**).

Son dönemde polar vida yerine İM çivi yerleşimi sırasında geçici Kirschner teli yerleştirilerek redüksiyonun sağlanması ve tespit yapıldıktan sonra tellerin çekilmesi uygulanan diğer bir yöntemdir (**Resim 7**).



Resim 5: Giriş deliği geniş olan çiviler için 2. polar vida yerleşimi.

Radyolojik olarak alt ekstremitte mekanik aks'ı diz eklemleri ile ilişkilidir ve mekanik aks kullanılarak kırıktan kaynaklı koronal plan deformiteleri saptanıp düzeltilir. Operasyon sırasında mekanik aks'ı değerlendirmek için kablo tekniği tanımlanmıştır(9). Koter kablosu femur başından ayak bileği ortasına doğru yerleştirilerek mekanik aks oluşturulur. Normalde mekanik aks diz eklemleri ortasının 10 ± 7 mm medialinden geçmelidir.



Resim 6: Sagittal plan deformitesi için polar vida yerleşimi.



Resim 7: Polar Kirschner teli uygulanan IM çivileme.

Özellikle çok parçalı veya segmental femur kırıklarında uygulanan çivileme işlemi sonrası rotasyonel deformite sıklıkla görülebilen bir durumdur. Hafif düzeydeki rotasyonel deformiteler tolere edilebilirken, 15° ve üzeri açılanmalar ciddi problemler yaratabilmektedir(10). Literatürde femur çivisi uygulaması sonrası %22-43 oranında 10° 'den fazla rotasyon deformitesi saptanmıştır(11). Kortikal basamaklanma ve çap farkı bulgusu çivileme sonrasında rotasyonel deformitenin önlenmesi için değerlendirilebilir. Tanımı Krettek tarafından yapılan değerlendirmede, ön-arka plandaki skopi görüntülemesindeki kortikal kalınlık farkının varlığı değerlendirilir(9). Krettek operasyon sırasında rotasyonel deformitenin değerlendirilmesi ve engellenmesi için trokater minörlerin değerlendirilmesini de önermektedir. Kırık femurun ön-arka plandaki görüntülemesinde sağlam tarafa göre daha belirgin trokanter minör görüntüsü bacağın eksternal rotasyonuna, daha silik minör görüntüsü ise internal rotasyonuna işaret etmektedir(12).

Çivi giriş yeri doğru anatomik dizilimin sağlanması için kritik öneme sahiptir. Uygun olmayan giriş deliği çivinin yerleşimi sırasında dizilim kusuru oluşmasının en önemli sebeplerindendir (**Resim 8**). Kişiden kişiye değişen anatomik varyasyonlar ve farklı implant dizaynları standart çivi uygulamalarında dahi dizilim kusuru oluşmasına sebep olabilmektedir. Ostrum ve ark. yaptıkları çalışmada, lateral trokanterik girişli çivilerin uygun giriş noktalarından farklı noktalarda uygulanmaları sonrası varus dizilimine sebep olduklarını göstermişlerdir(12). Bu nedenle operasyon öncesi hastanın sağlam ekstremitesinde şablonlama yapılması son derece önemlidir. Tüm çivi uygulamaları için giriş noktasının yerleşimi net olarak ortaya konmuştur (**Tablo 1**).

Sekonder dizilim bozukluğu ise ameliyat sonrası takiplerde kırık uçlarındaki progresif kaymaya bağlı oluşan redüksiyon kaybıdır. Bu durumun sebebi genellikle implant tespitinde oluşan yetersizliktir (**Resim 9**).

Dizilim kusuru birçok faktöre bağlıdır. Bunlar; kemik kalitesindeki yetersizlik, instabil kırıkla beraber yetersiz tespit, erken dinamizasyon veya hastanın hareket kısıtlama progra-



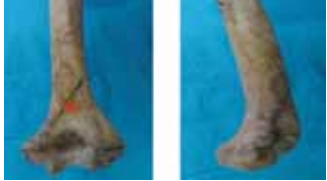
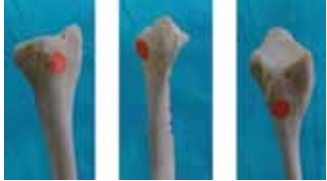
Resim 8: Segmenter bir tibia kırığında IM çivileme sonrası ayak bileği valgus dizilim bozukluğu.

mına uyumsuzluğudur. Femur kırıklarında statik kilitleme uygulanmayan vakalarda %10 oranında dizilim bozukluğu bildirilmiştir. Bu oran %50'den fazla korteks teması olan stabil kırıklar için de geçerlidir. Statik kilitleme, dizilim bozukluğunu engellerken, erken yük vermeye olanak sağlar(13). Ayrıca kaynama gecikmesi üzerine belirgin bir etkisinin olmadığı da gösterilmiştir. Tibia çivilerinde dizilim bozukluğu nadir de olsa bildirilmiştir. Özellikle distal tibia kırıklarında medüller çapın büyümesinden dolayı çivi yeterli derecede medullayı dolduramaz ve mekanik stabilite yetersiz olur. Stabilitedeki bu yetersizlik takiplerde sekonder dizilim bozukluğuna, tespit kaybına, yanlış kaynama ve kaynamamaya sebep olabilmektedir. Ameliyat sonrası bu bölgedeki stabilite kaybının sebebi olarak distal kilitlemenin tek vida ile yapılması sorumlu tutulmuş ve kilitlemenin en az iki vida ile farklı yönlerde yapılması önerilmiştir(14).

Alt ekstremitenin primer görevi yük taşıma ve mobilizasyon olmasından ötürü bu bölgede oluşan dizilim bozukluğu üst ekstremiteye göre daha ciddi problemler yaratmaktadır. Alt ekstremitede oluşacak 5° koronal plan deformitesi veya 10° 'den fazla bir sagittal plan deformitesi ciddi fonksiyon kayıplarına yol açmaktadır. Ayrıca özellikle de tibia kırıklarından sonra gelişen dizilim bozukluğu alt ekstremit eklemlerin dinamiklerini bozarak eklem kırıkdağının erken dönemde dejenerasyona uğramasına sebep olmaktadır(15).

Özet olarak dizilim bozukluğunun engellenmesi için statik kilitleme ve farklı açılarda çoklu kilitleme önerilmektedir.

Tablo 1: Çivi giriş noktaları

Kırık tipi	Çivi giriş noktası	
Humerus (antegrad)	Anatomik boyun üzerinde, koronal düzlemde tüberkülüm majus'un mediali, sagital düzlemde medüller kanal ortası	
Humerus (retrograd)	Tepe noktasını medial ve lateral epikondilden geçen çizgilerin, tabanını ise olekranon fossanın üzerinden geçen çizginin oluşturduğu üçgen	
Ulna (antegrad)	Olekranon çıkıntısının tepe noktası	
Radius (retrograd)	Lister tüberkülünün radiali	
Femur (antegrad piri-formis giriş)	Trokanter majorun mediali	
Femur (antegrad trokanterik giriş)	Koronal düzlemde trokanter major tip'inin hemen laterali, sagital düzlemde medullanın ortası	
Femur (retrograd)	Interkondiler çentiğin merkezinde, arka çapraz bağın femoral yapışma yerinin anterior ve laterali, lateral grafide Blumensaat çizgisinin anterior bitiş noktasından medüller kanalın merkezine doğru	
Tibia (antegrad)	Koronal planda medüller kanal düzleminde (tibial krestin 3mm medialinden), sagital planda anterior tibia metafizi ile tibia platosunun kesişme noktasının distali	



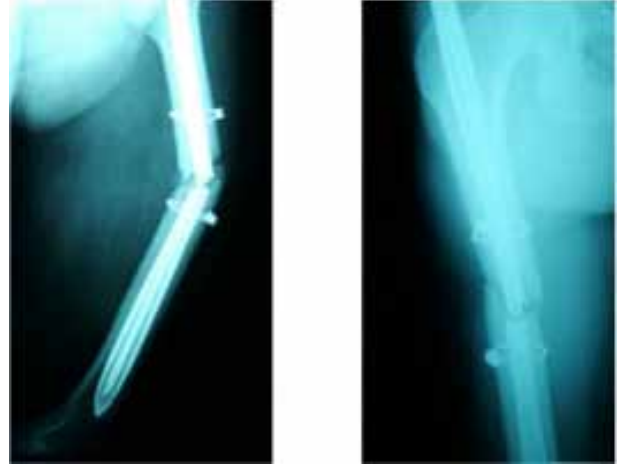
Resim 9: Ameliyat sonrası redüksiyon kaybı olan femur IM çivileme.

Kemik kalitesi iyi olmayan veya stabilizasyonun yetersiz olduğu düşünülen ve yük vermenin kısıtlanması gereken vakalar için ek stabilizasyon yöntemlerinin kullanılması önerilmektedir.

İmplant Kırıkları

Uygun biçimde redükte edilerek yeterli stabilizasyon sağlanan kırıkların iyileşme sürecinde implant yetmezliği gelişmesi beklenen bir durum değildir(4,13). Bu durum özellikle kaynamamış kırıklarda erken mobilizasyon veya periyodik tekrarlı hareketler sonucunda implantın taşıyabileceğinden fazla yüke maruz kalması ile ortaya çıkmaktadır. Beklendiği gibi implant yetmezliği sistemin en zayıf noktasında oluşmaktadır. Bu nokta kilit vidaları ile çivinin birleşim noktasıdır. Nadir de olsa çivinin kendisinde de kırık oluşabilmektedir(**Resim 10**).

Biyomekanik çalışmalar çivi sistemlerinin kırılma yüklenme noktalarının kilit vidalarının boyutları ile ilişkili olduğunu göstermektedir. Griffin ve ark. çeşitli boylarda kilit vida-



Resim 10: Ameliyat sonrası redüksiyon kaybı olan femur IM çivileme.

ları ile kitleme uygulanan tibia çivi sistemlerinin tekrarlayan yüklenmeler sonucunda vida kırılma oranlarını inceledikleri çalışma sonucunda; 4 mm çaplı tek vidanın kırılma noktasını 1200 tekrar olarak saptamışlardır(16). Bu döngü bir günlük tam yüklenme sonucu oluşan döngüden daha azdır. Vida çapı 5 mm'ye çıkarıldığında sistemin bir haftalık tam yüklenmeyi karşılayacak bir mukavemete kavuştuğu görülmüştür. Ayrıca distal kilit vida sayısının artırılmasının vidada kırılma oluşturacak kuvvetin artışı ile doğru orantılı olduğu belirtilmektedir. Retrograd çivilerde vida kırıklarına bağlı görülen önemli bir komplikasyonda çivinin eklem içine migrasyonudur (**Resim 11**). Bu durum diz eklemine erken dönemde harabiyeti ve ciddi diz ağrısı ile sonuçlanmaktadır. Bu komplikasyonun sebebi, distal kitlemenin düşük çaplı tek vida ile yapılması olarak belirtilmektedir. Bu komplikasyonun önlenmesi için vida çapı yüksek farklı yönlü iki veya daha fazla kilit vidası ile distal kitlemenin yapılması önerilmektedir(17).

Cochrane veritabanına göre yapılan bir çalışmada oymasız çivilerde kırılma oranı daha fazla olduğu gösterilmiştir(18). Bunun sebebi oymasız çivi sistemlerindeki yüksek gecikmiş kaynama veya kaynamama oranları olarak belirtilmiştir. Bu çalışmada ek olarak tek distal kilit vidası olan çivi sisteminin iki veya daha fazla kilit vidası olan sistemlere göre daha yüksek implant yetmezliği oranına sahip olduğu belirtilmektedir. Kneifel ve Buckley'in yayınladıkları çalışmada tek distal kilit sistemine sahip çivi sisteminin yetmezlik oranı %59.5, distalde iki vida kullanılan sistemde ise %5 olarak saptanmıştır(14). Yapılan bir diğer çalışmada da İM çivileme uygulanan tibia kırıklı vaka serilerinde implant yetmezlik oranı %5.8 saptanmış ve en sık implant yetmezliğinin proksimal vida da gerçekleştiği belirtilmiştir. Bu çalışmada implant yetmezliğinin sebebi, proksimalde tek vida ile kitleme yapılmasına bağlanmıştır. Ayrıca açık kırık ve çok parçalı kırıklarda kaynama gecikmesinin metal yorgunluğuna ve buna bağlı implant yetmezliğine sebep olduğu belirtilmektedir. Çivinin kendisinde oluşan yetmezlik için ise çivi çapının düşük olmasının önemli bir etken olduğu bildirilmiştir(19).



Resim 11: Retrograd çivinin eklem içine migrasyonu.

Geç kaynama, kaynamama veya patolojik kırıklarda olduğu gibi kısıtlı kaynama potansiyeline sahip kemiklerin tespitinde zaman içerisinde implant yetmezliği görülebileceği öngörülmelidir. Bu durum kaynama sürecindeki kemik ile implant arasında geçen bir yarış gibidir. Zaman içerisinde implantta yetmezlik saptandı ise bu durumun kaynama sürecindeki gecikmeden kaynaklandığı düşünülmelidir.

Literatürdeki biyomekanik çalışmalarda çivi sistemlerinde distal kilit sayısının ve vida boyutunun artırılması ile implant yetmezliği için daha fazla yüklenme kuvveti gerektiği belirtilmektedir(16). Ayrıca farklı açıda kilitleme sistemlerinin gelişimi ile çivi sistemlerinin yetmezliğe karşı dayanıklılığı da artmıştır(20). Uygulanacak İM çivileme sonrası implant yetmezliğini minimize etmek için medullayı dolduracak geniş çaplı çivi, proksimal ve distalde özellikle tibia kırıkları için 2 adet statik kilitleme vidasının uygulanması önerilmektedir(19).

Gecikmiş Kaynama ve Kaynamama

Biyolojiye fazla zarar vermeyen bir yöntem olmasından ötürü İM çivileme sonrası kaynamama oranı düşüktür. Kı-

rık redüksiyonu ve stabilizasyonunu kırık bölgesini açmadan yapmaya olanak sağlaması, yumuşak doku bütünlüğüne ve damarlanmaya çok az zarar vermesi İM çivileme yöntemine kırık kaynaması konusunda ciddi bir avantaj sağlamaktadır. Tedavi sürecinde klinik ve radyolojik olarak kaynama bulgularının olmasına rağmen beklenen sürede tam kaynama gözükmemesi geç kaynama olarak tanımlanırken bu sürecin sonunda hiçbir kaynama bulgusu olmaması kaynamama olarak tanımlanmaktadır(21). Kaynamama kendi içerisinde hipertrofik ve atrofik olarak ikiye ayrılır. Hipertrofik kaynamamada kırık uçlarındaki stabilizasyonun yetersizliğinden söz edilirken, atrofik kaynamama kırık hattındaki kanlanma yetersizliğini ifade eder(22).

Çivileme sonrası gecikmiş kaynama ile ilgili birçok veri tibia kırıklarına yöneliktir. Tibia kırıkları sonrası geç kaynama oranı %8-12 arasında değişmektedir(3,4,23). Femur da ise bu oran daha düşüktür (%5)(21). Farklı yayınlarda femurda çivileme sonrası kaynamama oranı ise %0,9-6 arasında değişmektedir ve antegrad-retrograd çivi uygulamaları arasında anlamlı bir fark bulunmamıştır(5,21). Yumuşak doku örtümünün ve kanlanmanın az olması tibia kırıklarında kaynamama oranlarının da yükselmesine neden olur. Tibia kırıkları sonrası kaynamama oranı literatürde %2,6-16 arasında değişmektedir(3,6,23). Humerus kırıklarında kaynamama oranı ise %3-13 arasında olup, femur kırıklarından daha fazladır(24). Humerus kırıklarında kaynamama oranları açısından çivi ile plak-vida fiksasyonu arasında fark saptanmamıştır(25).

Kırık kaynamasını geciktiren birçok faktör mevcuttur. Bu faktörlerin bilinmesi kırığın ameliyat sonrası kaynamasını takipte önemlidir. Açık kırıklar, yumuşak doku ve kan dolaşımının bozulması ve geç dönemde enfeksiyon riski taşıması nedeniyle geç kaynama/kaynamama açısından önemli bir etkidir(3,4). Hak ve Josten'in yaptıkları çalışmalarda tütün mamülleri kullanımının da önemli bir faktör olduğu belirtilmiştir(4,26). Endosteal dolaşımı bozmasına rağmen çivilerin oymalı olarak uygulanmasının kemik iyileşmesine üzerine pozitif bir etkisi olduğu ve oyma işlemi yapılmadan uygulanan çivilerde kaynama gecikmesi ve kaynamama oranının daha fazla görüldüğü belirtilmiştir(18).

Kırığın lokalizasyonuna göre de kaynama gecikmesi veya kaynamama oranları değişmektedir. Attal ve ark. yaptıkları çalışmada tibia kırıklarında gecikmiş kaynama sorununun en sık orta diyafiz kırıklarında (%16,7), daha sonra distal diyafiz kırıklarında (%10,5), ardından da proksimal diyafiz kırıklarında (%5,9) görüldüğünü bildirmişlerdir(3). Bu durumun yumuşak doku örtümü ile doğrudan ilişkili olduğu vurgulanmıştır. Kaynama gecikmesi veya kaynamama üzerine etkili olan bir diğer faktör de kırık uçlarının komprese edilmeyip distraksiyonda tespit uygulanmasıdır(23).

Kaynama gecikmesi veya kaynamama olgularında yaklaşım hastadan hastaya değişmektedir. Öncelikle metabolik ve endokrin bozukluklar saptanmaya çalışılmalıdır. Vitamin ve mineral eksikliği veya kaynamayı baskılayacak medikal problemler kaynama sürecini olumsuz yönde etkilemektedir. Brinker ve arkadaşlarının yaptıkları çalışmada, femur kaynamama



Resim 12: İM çivileme sonrası derin femoral arter pseudoanevrizması

vakalarının %84'ünde metabolik veya endokrin patolojiler saptanmıştır(27). 1. En sık görülen metabolik bozukluklar; D vitamini eksikliği, kalsiyum dengesizliği, hipogonadizm, tiroid ve paratiroid hormon bozukluklarıdır. Metabolik bozukluğu olan hastalar için ilgili bölümlerle görüşerek ortak bir tedavi stratejisi oluşturulmalıdır.

Kaynama gecikmesi olan olgularda dinamizasyon tartışmalı bir konudur. Dinamizasyon, kırığın kaynama sürecini hızlandırmak için kırık uçlarındaki kompresyonu arttırmaya yönelik yapılan müdahalelerdir. Eski dönemlerde bu amaçla dinamizasyon rutin olarak yapılmaktaydı(28). Ancak bu yöntem İM çivileme yapılan tüm olgularda kaynamayı sağlayamamakta, hatta çeşitli komplikasyonlara da sebep olabilmektedir. Wu ve arkadaşlarının ameliyat sonrası 4. ayda yapılan dinamizasyon işlemi sonrası kaynama oranını %58 olarak saptamışlar ve statik kilit vidasının çıkarılmasından sonra %21 oranında 2 cm veya daha fazla kısalma olduğunu bildirmişlerdir(29). Tibia çivisi sonrası dinamizasyon yapılan olgularda da benzer oranlar saptanmıştır(30). Dinamizasyon kaynama gecikmesi olan olgularda sık uygulanan bir yöntemdir. Ancak dinamizasyon planı yapılmadan önce takipler sırasında angülasyon ve kısalık gibi komplikasyonların oluşabileceği bilinmelidir.

İM çivileme sonrası kırık iyileşme sürecinde kaynamanın olmadığı kesin olarak ortaya konan olgularda, çivi çıkarılarak yeniden oyma işlemi sonrası çivi değişimi son derece etkili bir yöntemdir. Kırık sahasının yeniden oyulması fibröz dokuları uzaklaştırarak kaynama için kemik stimülasyonunu sağlamak-tır(31).

Bu konu ile ilgili en iyi sonuçlar Shroeder tarafından yayınlanmıştır. İM çivileme sonrası kaynamama saptanan 42 femur shaft kırığını içeren kohort çalışmasında 36 vakada tam kaynama (%86) saptandığı bildirilmiştir(32).

Bu konu ile ilgili yapılmış diğer bir çalışmada kaynama oranı %53 (10/19) olarak saptanmış ve 9 kaynama olmayan vakanın 8'inde ek revizyon ameliyatlarına rağmen yine de kaynama görülmediği bildirilmiştir(33) whereas in 47 percent, one or more additional procedures were required. Eight of the nine fractures that did not unite with exchange nailing united after a subsequent procedure (bone grafting, compression

plating, or nail dynamization. Hak ve ark.'nın yaptıkları çalışmada çivi değişimi sonrası %78 oranında kaynama saptanmıştır(26). Bu çalışmada sigara içmeyen tüm vakalarda kaynama saptandığı ve sigara içen vakaların 2/3'ünde kaynama olduğu görülmüştür.

Sonuç olarak İM çivileme sonrası kaynama gecikmesi veya kaynamama olgularının büyük çoğunluğunda yeniden oyma ve çivi değişimi ile başarılı biçimde kaynamanın sağlandığı belirtilmektedir. Çivi değişimi sonrası kaynama görülmeyen hastalar için ek cerrahi girişimler de (debritman, kemik grefti) uygulanabilir. Yapılacak işleme karar verilme aşamasında hasta bütünsel bir şekilde değerlendirilmeli ve en uygun yöntem tercih edilmelidir.

Nörovasküler Yaralanmalar

Kapalı uygulama ve az yumuşak doku hasarlanması nedeniyle yüksek başarı oranına sahip olan İM çivileme yönteminin en katastrofik komplikasyonlarından birisi iyatrojenik nörovasküler yaralanmadır. Geniş disseksiyonlar yapılmamasından ötürü perkütan çivi yerleştirmesi sırasında arter, ven ve sinir yaralanma riski mevcuttur. Birçok yayında kemiğe komşu bu yapıların işlem sırasında yaralanabildiği gösterilmiştir(20, 24,34). Bu konuda en net tanımlanmış komplikasyon retrograd çivinin proksimal vida yerleştirmesi sırasında oluşan nörovasküler yaralanmadır. Riina ve arkadaşları vidanın trokanter minörün proksimaline yerleştirilmesi ile derin femoral arter yaralanma riskinin azaldığını bildirmişlerdir(34). Ancak Shuler ve arkadaşları anjiyografi sonuçlarına göre arteriyel damarların trokanter minör düzeyinde ve proksimalinde de mevcut olduğunu, bu nedenle proksimal vida yerleşimi için güvenli bir bölgenin bulunmadığını bildirmişlerdir(35). Distal kilitleme vidası yerleştirilmesi sırasında derin femoral ve yüzeysel femoral arter yaralanmaları da bildirilmiştir(36). Bir diğer vasküler komplikasyon da pseudoanevrizmadır. Literatürde bu konu ile ilgili vaka serileri bildirilmiştir(37). Operasyon sonrası operasyon bölgesinde gelişen ani şişlik, insizyon bölgesinde kanama, analjeziklere cevap vermeyen ağrı ve hemogram düşüklüğü pseudoanevrizma açısından uyarıcı bulgulardır (**Resim 12**).

Vaka serilerinde humerus çivisi uygulaması sırasında %2-3 oranında radial sinir zedelenmesi bildirilmiştir(24). Ayrıca lateralden mediale kilitlemeye proksimalde aksiller sinir, distalde ise radial sinir yaralanması olan vakalar bildirilmiştir(38,39). Distal kilitleme için anteroposterior kilitleme önerilmekte ancak bu sefer de muskulokütan sinir risk altındadır(39). İyatrojenik bu tür yaralanmalardan kaçınmak için vida uygulanacak bölgenin minimal açılarak künt diseksiyon ile kemiğe ulaşıp vidanın yerleştirilmesi önerilmektedir.

Elastik Çivileme Komplikasyonları

Pediyatrik kemik kırıklarında alçılardan plak vida osteosentezine kadar birçok yöntem tedavi amacıyla kullanılmakta-



$$TAM = (X_{ap} \times \frac{D_{gerçek}}{D_{ap}}) + (X_{lat} \times \frac{D_{gerçek}}{D_{lat}})$$



$$Kalkar TAM = (X_{ap} \times \frac{D_{gerçek}}{D_{ap}}) + (X_{lat} \times \frac{D_{gerçek}}{D_{lat}})$$

Resim 13: TAM ve kalkar TAM ölçümü (Dgerçek: Lag vidasının çapı)

dır. Ancak son dönemde elastik İM çivileme ile tedavi giderek popülarite kazanmıştır. Minimal invaziv bir yöntem olması, uzun süreli alçı immobilizasyonu gerektirmemesi, buna bağlı erken hareket ve yük verme ile eklem hareket açıklığının daha kolaylıkla sağlanması ve hastanede kalış süresini kısaltması sık tercih edilme nedenlerindendir (40).

Elastik İM çivileme yönteminde görülen birçok komplikasyon mevcuttur. Femur kırıklarında uygulanan çivileme sonrasında belirgin çivi uçları, yumuşak doku enfeksiyonları, osteomyelit, kırık redüksiyonun bozulması, yanlış kaynama, geç kaynama, kaynamama, kompartman sendromu gibi komplikasyonlar bildirilmiştir (41). Nisar ve arkadaşları yaptıkları çalışmada çivi uçlarının belirgin olarak hissedilmesini %15 en sık görülen komplikasyon (%15) olarak bildirmişlerdir (42). Ağrının şiddeti, cilt lezyonu oluşması ve kırığın kaynama miktarına göre cerrahi olarak çivi uçları kesilebilir veya çivi tamamen çıkarılabilir. Kırık redüksiyonunun bozulması genellikle büyük çocuklarda, instabil kırık olgularında, uygun ebatta çivi kullanılamamasına bağlı olarak ve ameliyat sonrası yeterince immobilizasyon sağlanamaması durumlarında ortaya çıkmaktadır. Literatürde %13 civarında görülmektedir. Bu tür olgularda sebebe bağlı olarak cerrahi veya konservatif yöntemler ile tedavi uygulanabilir (42).

Tibia kırıklarında en sık görülen komplikasyon yanlış kaynamadır. Literatürde %11'e varan oranlar bildirilmiştir (43). Lascombe, tibia kırıklarında görülen bu komplikasyonu tibianın triangüler yapısına bağlı olarak kırık uçlarındaki dizilimin sağlanamamasına ve redüksiyonun korunmasının zorluğuna bağlamış ve çivileme sonrasında 3 haftalık immobilizasyon önermiştir (41). Kaynamama nadir görülen bir komplikasyon olup (%0-8) genellikle açık kırıklar sonrası gözlenmektedir (44).

Humerus kırıkları sonrası komplikasyon nadir olmakla beraber en sık kaynama gecikmesi ve radial sinir yaralanması bildirilmiştir. Diafiz kırıklarında çivi yerleştirilmesi sırasında tekrarlayan girişimlerin radial sinir yaralanmasına sebep olduğu bildirilmektedir (41).

Ön kol kırıklarında ise en sık görülen komplikasyon çivi uçlarının belirgin olması ve bu sebeple yaşanan irritasyondur.

Literatürde %8 olarak bildirilen bu durumun oluşmaması için çivi uçlarının 2 cm'den daha uzun bırakılmaması gerekmektedir (41). Özellikle ulna kırıklarında kırık uçlarının distraksiyonda fiksasyonuna bağlı kaynamama vakaları da bildirilmiştir (45). Çivilerin çıkartılması sonrasında yeniden kırık görülebilecek bir diğer komplikasyondur. Çiviler operasyon sonrası 6. aydan daha önce çıkartılmamalıdır (41).

Petrokanterik Kırıklar

Petrokanterik kırıklarda çivi uygulamaları sonrasında görülen komplikasyonlar açısından ileri yaş, kötü kemik kalitesi, kompleks kırıklar, yetersiz redüksiyon ve eksantrik implant yerleşimi önemli predispozan faktörlerdir. Bu bölge kırıklarının tedavi sürecinde en sık karşılaşılan komplikasyonlar; proksimal vidaların migre olması ve femur başından çıkması, kaynamama, Z efekti, implant çevresi kırıklar ve avasküler nekrozdur (46). Yetersiz redüksiyon ve eksantrik implant yerleşimi sıklıkla karşılaşılan komplikasyonlar olup cerraha bağlı faktörlerdir. Çivi yerleştirilmeden önce kırığın tam olarak redükte edilmesi ve giriş yerinin doğru olması mutlak koşuldur.

Petrokanterik kırıklar için intramedüller ve ekstremiteler tespit sonrasında görülen en sık komplikasyon lag vidasının femur başından çıkmasıdır (46). Tip-apeks mesafesinin (TAM) (Resim 13). 25 mm'den fazla olmaması gerektiği vurgulanırken, kötü kemik kalitesi ve instabil çok parçalı kırıkların da bu komplikasyona zemin hazırladığı belirtilmektedir (46). 45 mm'den daha fazla TAM olan vakalarda lag vidasının femur başından çıkma riski %60'tır (47). Son dönemde kalkar referanslı TAM ölçümüne uygun yerleştirilen vidaların aksiyel ve torsiyonel kuvvetlere daha dayanıklı olduğu belirtilmektedir (Resim 13). (46) Kashigar ve arkadaşları kalkar TAM değerinin 20.98 mm'nin altında ölçülen 77 hastalık serilerinde hiç lag vidası migrasyonu görmediklerini bildirmişlerdir (48). İnstabil petrokanterik kırıklarda vida stabilitesi açısından TAM kadar önemli bir diğer nokta da vidanın femur boynundaki yerleşimidir. Özellikle genç hastalarda posteromedial korteks ve kalkar bölgesinin desteklenmesi açısından lag vidasının posterior ve inferior yerleşimi önerilmektedir (49).



Resim 14: İntertrokanterik kırık nedeniyle çivi uygulaması sonucu Z efekti

Pertrokanterik ve femur boyun kırıkları sonrası avasküler nekroz (AVN) gençlerde daha sık görülürken ileri yaşta da ortaya çıkabilir(50). Barquet ve arkadaşlarının yayınladıkları sistematik bir derlemede pertrokanterik kırıkların tespiti sonrasında ilk iki yılda AVN oranının %1.37 olduğu bildirilmiştir(51). Yapılan çalışmalara göre, kırık oluştuğu andaki deplasman miktarı, posterior parçalı kırık miktarı ve redüksiyon kalitesi avasküler nekroz gelişimi için belirleyici faktörler olarak belirtilmektedir(52).

Z veya ters Z efekti İM çivileme uygulanan pertrokanterik kırıklarda başa iki adet paralel proksimal kilit vidası gönderilen sistemlerin komplikasyonu olarak ifade edilmektedir. Z efekti fizyolojik yüklenme sonrası başa giden distal vidanın laterale kayması ve proksimal vidanın femur başını delmesi sonucu oluşmaktadır (**Resim 14**). Bu komplikasyon ilk kez Werner-Tutschku tarafından tanımlanmıştır(53). Etiyolojisi tam olarak belirlenmemiş olsa da muhtemel teori; rotasyonel ve torsiyonel olarak instabil kırıklarda vertikal yüklenme ile varus momentinin oluşmasıdır(54). Bunun yanında medial kalkan bölgesindeki parçalanma miktarının fazla oluşu, yetersiz redüksiyon ve çivi giriş deliğinin uygun olmayan yerleşimi de diğer faktörlerdir(55). Proksimal vidaların statik kilitlen-

Tablo 2: Femur boyun redüksiyon kriterleri(57)

Redüksiyon	Deplasman	Açılanma
Mükemmel	< 2 mm	< 5°
İyi	2 - 5 mm	5° - 10°
Orta	> 5 - 10 mm	> 10° - 20°
Kötü	> 10 mm	> 20°

diği sistemler ve helikal blade dizayn sistemleri kötü kemik kalitesine sahip hastalarda Z efektine karşı etkili oldukları iddiası ile geliştirilip kullanıma girmiştir. Ancak vaka serileri bu implantlarda da benzer komplikasyonların gelişebildiğini göstermektedir(56).

Kaynamama, pertrokanterik kırıklar içerisinde özellikle femur boyun ve subtrokanterik kırığı olan hastalarda sıklıkla görülmektedir. Femur boyun kırıkları için hastanın yaşı ne olursa olsun kırık hattının tam redüksiyonu biyolojik tespit için mutlak koşuldur. Femur boyun kırıkları için redüksiyonun kalitesini gösteren evreleme sistemi kalıcı açılanma ve deplasman miktarına göre Haidukewych tarafından tanımlanmıştır (**Tablo 2**)(57). Haidukewych yüksek oranda iyi mükemmel redüksiyona rağmen osteonekroz oranının %20, kaynamama oranının ise %8 olduğunu bildirmiştir.

Tam redüksiyonun yanında stabil tespit de mutlaka sağlanmalıdır. Biyolojik tespit sonrası kaynamama görülen femur boyun kırığı vakalarında kırık deplasmanı ve yetersiz redüksiyon kaynamamanın ana nedenleridir(58). Tespit materyali olarak kanüle vida veya kayıcı kalça çivisi kullanılmaktadır. İM çivileme femur boyun kırığı olan vakalar için genellikle aynı tarafta femur shaft kırığı da varsa tercih edilmektedir. Bu konu ile ilgili başarı oranları değişkendir. Bir kısım yayınlar iyi sonuçlar bildirirken, varusta yanlış kaynama bildiren yayınlar da mevcuttur(59). Bu bölgedeki kaynamama hem gençlerde hem de yaşlı popülasyonda ciddi sonuçlar yaratacak bir problemdir. Kaynamama beraberinde implantın aşırı yük altında sıklık hareketler sonrasında yıpranmasına ve en sonunda implant yetmezliğine sebep olmaktadır (**Resim 15**). Giannoudis ve arkadaşlarının yaptıkları çalışmaya göre, subtrokanterik kırık için İM çivileme sonrasında kaynamama ve implant yetmezliği distal kilit vidası ile başlamaktadır. Sistemin stabilitesinin bozulması ile ilerleyen dönemde proksimal lag vida deliğinin olduğu seviyede çivi kırığı gerçekleşir. Femur boyundan shaft'a doğru yük aktarımının bu bölgede olmasından dolayı implant yetmezliğinin özellikle bu bölgeden gerçekleştiği belirtilmektedir(60). Kaynamama ve devamında implant yetmezliği gelişen vakalarda günümüzde kabul gören tedavi; ölü kemik dokularının temizlenmesi ile kırık bölgesinin canlandırılması, greftleme ve yeniden tespit uygulanmasıdır.

İmplant çevresi kemik kırıkları özellikle eski tasarım kısa sefalomedüller çivilerde implantın distalinde gerçekleşen kırıklar şeklinde gözlenmekte idi. Bu durumun başlıca sebepleri; kalın ve esneme özelliği olmayan implantlar olmaları, distal vidanın medullanın periferine yerleştirilmesi ve çivinin çapı ile femurun uyumsuzluğu idi. Çivilerin daha esnek materyalden (titanyum) üretilmesi, çivinin çap kurvaturunun



Resim 15: Kaynamama sonrası implant yetmezliği.

femura uyumlu tasarlanması, distal kilit vidası yerleşiminin daha proksimal ve medulla merkezine taşınması, kilit vidalarının küçültülmesi şeklinde yapılan modifikasyonlar ile implant çevresi kırık oranı belirgin şekilde azaldı (61). 13.568 hastanın incelendiği 89 çalışmanın sistematik derlemesi sonucunda pertrokanterik kırık nedeniyle uygulanan İM çivileme sonrası implant çevresi kırık oranı %1.7 olarak saptanmıştır. Çalışma sonucunda eski jenerasyon çivilerde (%2.6), 3. jenerasyon gama çivilerine (%1.7) oranla daha fazla implant çevresi kırık saptandığı gösterilmiştir. Aynı zamanda kısa çivilerde (%1.7) uzun çivilere (%1.1) oranla daha fazla sekonder kırık saptanmıştır (62).

Pertrokanterik kırıklar çoğunlukla birçok komorbiditeye sahip ileri yaş grubundaki hastalarda görülmektedir. Diğer hastalıklarından dolayı hayat kalitesi düşük olan bu hastaların kırıkla beraber bağımsız yaşama potansiyelleri ileri derecede azalır. Pertrokanterik kırıklarda başarılı sonuç, hasta için en uygun tedavi modelinin iyi bir teknikle uygulanmasına ve düşük komplikasyon düzeyine bağlıdır. Haidukewych, ortopedik cerrahın bu tür kırıklar karşısında başarılı sonuçlar alabilmesi için 10 noktaya dikkat etmesini önermektedir (63).

1- Tip-Apex Mesafesi: İdeal fiksasyon için lag vidası ön-arka ve lateral planda merkezde yerleştirilmiş olmalıdır. Vida ucu tüm planlarda subkondral kemiğe en fazla 10 mm mesafede bulunmalıdır (**Resim 12**).

2- Lateral duvar kırığı: Pertrokanterik femur kırıklarında lateral duvarda da kırık mevcut ise kalça vidası kullanılmamalıdır. Eğer bu tür kırıklara kayıcı kalça vidası uygulanırsa, femur shaftının mediale, proksimal fragmanın laterale kayması ile deplasman ve implant migrasyonu görülebilir.

3- İnstabil kırıklar: Ters oblik kırıklar, transtrokanterik kırıklar, geniş posteromedial fragmanı olup kalkar desteği olmayan kırıklar ve subtrokanterik bölgeye uzanan kırıklar gibi instabil kırıklarda İM çivilerin kullanılması uygundur. İM çivi-

ler ağırlık merkezine daha yakın yerleştirilmesi ve kaldıraç kolunu kısaltması nedeniyle kalkar bölgesinden iletilen yüksek kuvvetlere daha dayanıklıdır.

4- Femur'un anterior eğimi: Yaş ile birlikte femur medulla çapı ve anterior eğimi artar. Çapı yüksek çivi kullanımı distalde çivinin anterior kortekse sıkışmasına, buna bağlı distal kilit vidasının bu bölgede artmış stress yapmasına ve çivi yerleştirme işlemi sırasında femurun iyatrojenik kırıklarına sebep olabilmektedir. Ameliyat sırasında çivinin ilerletilmesi sırasında herhangi bir zorlanma var ise yan grafi ile kontrol önerilmektedir. Uygulanacak çivinin de eğiminin çapı 2 metreden daha küçük bir çemberin parçası olacak şekilde tasarlanmış olmasına dikkat edilmelidir.

5- Trokanter medialinden giriş: Kalın yumuşak doku, drape ile örtüm, oyucuyu yerleştirirken zorlama gibi sebeplerden dolayı trokanterik giriş deliği trokanterin laterale kayabilmektedir. Bu durum çivi yerleşimi sonrası proksimal fragmanın varus pozisyonuna veya lag vidasının yüksekte kalmasına sebep olabilmektedir. Bu komplikasyonların önlenmesi için oyucunun trokanter tepe noktasının bir miktar medialine yerleştirilmesi önerilmektedir.

6- Tam redüksiyon sonrası oyma: Basit femur diafiz kırıklarının aksine trokanterik kırıklarda oyma ve çivi yerleştirme işlemi kırığı redükte etmez. Kırığın operasyona başlamadan manipulasyon ile, eğer başarılı olmaz ise mini açık teknikler ile tam redüksiyonu sonrasında oyma işlemine başlanması önerilmektedir.

7- Çivinin el ile gönderilmesi: Trokanterik bölgenin spongios kemik dokusu oyma sonrası çivinin yerleştirilmesi sırasında dikkatli olunmasını gerektirmektedir. Çivinin çekiç ile çakılarak gönderilmesi giriş deliğini genişleterek redüksiyon kaybına veya iyatrojenik femur kırığına sebep olabilmektedir. Çivinin nazik rotasyonel hareketler yapılarak el ile yerleştirilmesi önerilmektedir. Bu noktadaki herhangi bir zorlanmada çekiç kullanılmamalıdır. Skopi eşliğinde kontrol edilerek gerekiyorsa, özellikle genç hastalar için, çivi çapından 1 mm büyük oyucu ile diafiz oyulmalıdır.

8- Varus deformitesinin önlenmesi (trokanter tepe noktası-femur baş merkez ilişkisi): Proksimal fragmanın varusta olması femur boynunun daha horizontal olmasına ve kaldıraç kolunun uzamasına sebep olmaktadır. Ayrıca başa giden vidaların superior yerleşimi ve ilerleyen dönemde başı delerek migrasyonu gibi komplikasyonlara sebep olabilmektedir (**Resim 14**). Femur baş merkezi ile trokanter tipi genellikle aynı planda bulunmaktadır. Buna göre baş merkezi trokanter tipinin altında ise varus, üzerinde ise valgus deformitesi mevcuttur. Bir diğer yöntemde de ameliyat öncesinde sağlam tarafın trokanter tipi ile femur başı merkezinin ilişkisi değerlendirilerek ameliyat sırasında muhtemel varus deformitesi belirlenebilir.

9- İnstabil kırıklarda uzun çivi ve distal kilitleme: Pertrokanterik kırıklar için kısa çivi ve diafiz için proksimal kilitleme subtrokanterik bölgede deforme edici stres yaratarak

implant çevresi kemik kırıklarına yol açabilmektedir. Stabilité açısından bir şüphe mevcut ise uzun olan çivi tercih edilerek en distalden kilitlenmelidir. Deplase olmamış stabil kırıklarda dahi uygulanan kısa çiviler ileri aşamada subtrokanterik kırıklara sebep olabilmektedir. Özellikle büyük kalkar fragmanı olan, subtrokanterik bölgeye uzanım gösteren instabil kırıklar, ters oblik kırıklar veya femurun uzunluğunun korunması istenen osteoporotik/metastatik kırıkların tedavisinde uzun çivilerin kullanılması önerilmektedir (64).

10- Çivileme sırasında distraksiyondan kaçınma: Özellikle transvers ve ters oblik kırıklar için distraksiyonda tespit sık karşılaşılan bir durumdur. Distraksiyonda tespit edilen bir kırıkta kemik korteks yük taşımadığı için günlük aktiviteler ile oluşan bütün yük implant tarafından taşınmaktadır. Zaman içerisinde kaynamama ve implant yetmezliği beklenen bir durumdur. İmplant tespiti sırasında traksiyon sonlandırılarak skopi eşliğinde kırık uçları kontrol edilmeli ve distraksiyon olmadığı teyit edildikten sonra tespit yapılmalıdır.

KAYNAKLAR

- Farill J. Orthopedics in Mexic. J Bone Joint Surg Am 1952 Jul;24 A(3):506–12.
- Kaynamama sonrası implant yetmezliği Küntscher G. Elimination of infection in the field of bone surgery. Bull la Société Int Chir Jan;31(6):572–8.
- Attal R, Hansen M, Kirjavainen M, Bail H, Hammer TO, Rosenberger R, et al. A multicentre case series of tibia fractures treated with the Expert Tibia Nail (ETN). Arch Orthop Trauma Surg 2012 Jul;132(7):975–84.
- Josten C, Marquass B, Schwarz C, Verheyden A. Intramedullary nailing of proximal tibial fractures. Complications and risk factors. Unfallchirurg 2010 Jan;113(1):21–8.
- Ricci WM, Bellabarba C, Lewis R, Evanoff B, Herscovici D, Dipasquale T, et al. Angular malalignment after intramedullary nailing of femoral shaft fractures. J Orthop Trauma 2001 Feb;15(2):90–5.
- Vallier HA, Cureton BA, Patterson BM. Randomized, prospective comparison of plate versus intramedullary nail fixation for distal tibia shaft fractures. J Orthop Trauma 2011 Dec;25(12):736–41.
- Freedman EL, Johnson EE. Radiographic analysis of tibial fracture malalignment following intramedullary nailing. Clin Orthop Relat Res 1995 Jun;315(1):25–33.
- Hannah A, Aboelmagd T, Yip G, Hull P. A novel technique for accurate Poller (blocking) screw placement. Injury 2014 Jun;45(6):1011–4.
- Krettek C, Miclau T, Grün O, Schandelmaier P, Tschern H. Intraoperative control of axes, rotation and length in femoral and tibial fractures. Technical note. Injury [Internet]. 1998 Jan;29 Suppl 3:C29–39.
- Bråten M, Tveit K, Junk S, Aamodt A, Anda S, Terjesen T. The role of fluoroscopy in avoiding rotational deformity of treated femoral shaft fractures: an anatomical and clinical study. Injury 2000 Jun;31(5):311–5.
- Fang C, Gibson W, Lau TW, Fang B, Wong TM, Leung F. Important tips and numbers on using the cortical step and diameter difference sign in assessing femoral rotation--should we abandon the technique? Injury 2015 Jul;46(7):1393–9.
- Ostrum RF, Marcantonio A, Marburger R. A critical analysis of the eccentric starting point for trochanteric intramedullary femoral nailing. J Orthop Trauma Jan;19(10):681–6.
- Brumback RJ, Toal TR, Murphy-Zane MS, Novak VP, Belkoff SM. Immediate weight-bearing after treatment of a comminuted fracture of the femoral shaft with a statically locked intramedullary nail. J Bone Joint Surg Am 1999 Nov;81(11):1538–44.
- Kneifel T, Buckley R. A comparison of one versus two distal locking screws in tibial fractures treated with unreamed tibial nails: a prospective randomized clinical trial. Injury 1996 May;27(4):271–3.
- van der Schoot DK, Den Outer AJ, Bode PJ, Obermann WR, van Vugt AB. Degenerative changes at the knee and ankle related to malunion of tibial fractures. 15-year follow-up of 88 patients. J Bone Joint Surg Br 1996 Sep;78(5):722–5.
- Griffin L V, Harris RM, Zubak JJ. Fatigue strength of common tibial intramedullary nail distal locking screws. J Orthop Surg Res 2009 Jan;4:11.
- Moed BR, Watson JT. Complications of Retrograde Intramedullary Nailing of the Femur. Tech Orthop 2001;16(4):361–71.
- Duan X, Al-Qwbani M, Zeng Y, Zhang W, Xiang Z. Intramedullary nailing for tibial shaft fractures in adults. Cochrane database Syst Rev 2012 Jan;1:CD008241.
- Ruiz AL, Kealey WD, McCoy GF. Implant failure in tibial nailing. Injury 2000 Jun;31(5):359–62.
- Strecker W, Suger G, Kinz L. Local complications of intramedullary nailing. Der Orthopäde 1996 Jun;25(3):274–91.
- Ricci WM, Bellabarba C, Evanoff B, Herscovici D, DiPasquale T, Sanders R. Retrograde versus antegrade nailing of femoral shaft fractures. J Orthop Trauma Jan;15(3):161–9.
- Mückley T, Bühren V. A New Titanium Nail For Femur: Concept and Design. In: Leung KS, Taglang G, Schnettler R, editors. Practice of Intramedullary Nail. Heidelberg: Springer; 2006. p. 93.
- Gaebler C, Berger U, Schandelmaier P, Greitbauer M, Schawwecker HH, Applegate B, et al. Rates and odds ratios for complications in closed and open tibial fractures treated with unreamed, small diameter tibial nails: a multicenter analysis of 467 cases. J Orthop Trauma 2001 Aug;15(6):415–23.
- Rommens PM, Kuechle R, Bord T, Lewens T, Engelmann R, Blum J. Humeral nailing revisited. Injury 2008 Dec;39(12):1319–28.
- Ouyang H, Xiong J, Xiang P, Cui Z, Chen L, Yu B. Plate versus intramedullary nail fixation in the treatment of humeral shaft fractures: an updated meta-analysis. J Shoulder Elbow Surg 2013 Mar;22(3):387–95.
- Hak DJ, Lee SS, Goulet JA. Success of exchange reamed intramedullary nailing for femoral shaft nonunion or delayed union. J Orthop Trauma Jan;14(3):178–82.
- Brinker MR, O'Connor DP, Monla YT, Earthman TP. Metabolic and endocrine abnormalities in patients with nonunions. J Orthop Trauma 2007 Sep;21(8):557–70.
- Klemm K, Schellmann WD. [Dynamic and static locking of the intramedullary nail]. Monatsschrift für Unfallheilkun-

- de, Versicherungs-, Versorgungs- und Verkehrsmedizin 1972 Dec;75(12):568-75.
- 29) Wu CC. The effect of dynamization on slowing the healing of femur shaft fractures after interlocking nailing. *J Trauma* 1997 Aug;43(2):263-7.
 - 30) Wu CC, Shih CH. Effect of dynamization of a static interlocking nail on fracture healing. *Can J Surg* 1993 Aug;36(4):302-6.
 - 31) Pfeifer R, Sellei R, Pape HC. The biology of intramedullary reaming. *Injury* 2010;41(SUPPL. 2):S4-8.
 - 32) Shroeder JE, Mosheiff R, Khoury A, Liebergall M, Weil YA. The outcome of closed, intramedullary exchange nailing with reamed insertion in the treatment of femoral shaft nonunions. *J Orthop Trauma* 2009 Oct;23(9):653-7.
 - 33) Weresh MJ, Hakanson R, Stover MD, Sims SH, Kellam JF, Bosse MJ. Failure of exchange reamed intramedullary nails for ununited femoral shaft fractures. *J Orthop Trauma* Jan;14(5):335-8.
 - 34) Riina J, Tornetta P, Ritter C, Geller J. Neurologic and vascular structures at risk during anterior-posterior locking of retrograde femoral nails. *J Orthop Trauma* 1998 Aug;12(6):379-81.
 - 35) Shuler FD, Busam M, Beimesch CF, Block JJ. Retrograde femoral nailing: computed tomography angiogram demonstrates no relative safe zone for prevention of small diameter arterial vascular injury during proximal anteroposterior interlocking. *J Trauma* 2010 Nov;69(5):E42-5.
 - 36) Grimaldi M, Courvoisier A, Tonetti J, Vouaillat H, Merloz P. Superficial femoral artery injury resulting from intertrochanteric hip fracture fixation by a locked intramedullary nail. *Orthop Traumatol Surg Res* 2009 Sep;95(5):380-2.
 - 37) Unay K, Poyanli O, Akan K, Poyanli A. Profunda femoris artery pseudoaneurysm after surgery and trauma. *Strateg Trauma Limb Reconstr* 2008;3(3):127-9.
 - 38) Prince EJ, Breien KM, Fehring E V, Mormino MA. The relationship of proximal locking screws to the axillary nerve during antegrade humeral nail insertion of four commercially available implants. *J Orthop Trauma* 2004 Oct;18(9):585-8.
 - 39) Rupp RE, Chrisos MG, Ebraheim NA. The risk of neurovascular injury with distal locking screws of humeral intramedullary nails. *Orthopedics* 1996 Jul;19(7):593-5.
 - 40) Metaizeau JP. Stable elastic intramedullary nailing for fractures of the femur in children. *J Bone Joint Surg Br* 2004 Sep;86(7):954-7.
 - 41) Lascombes P, Haumont T, Journeau P. Use and abuse of flexible intramedullary nailing in children and adolescents. *J Pediatr Orthop* Jan;26(6):827-34.
 - 42) Nisar A, Bhosale A, Madan SS, Flowers MJ, Fernandes JA, Jones S. Complications of Elastic Stable Intramedullary Nailing for treating paediatric long bone fractures. *J Orthop* 2013 Jan;10(1):17-24.
 - 43) Goodwin RC, Gaynor T, Mahar A, Oka R, Lalonde FD. Intramedullary flexible nail fixation of unstable pediatric tibial diaphyseal fractures. *J Pediatr Orthop* Jan;25(5):570-6.
 - 44) Srivastava AK, Mehlman CT, Wall EJ, Do TT. Elastic stable intramedullary nailing of tibial shaft fractures in children. *J Pediatr Orthop* 2008 Mar;28(2):152-8.
 - 45) Ogonda L, Wong-Chung J, Wray R, Canavan B. Delayed union and non-union of the ulna following intramedullary nailing in children. *J Pediatr Orthop B* 2004 Sep;13(5):330-3.
 - 46) Tosounidis TH, Castillo R, Kanakaris NK, Giannoudis P V. Common complications in hip fracture surgery: Tips/tricks and solutions to avoid them. *Injury* 2015 Nov;46 Suppl 5:S3-11.
 - 47) Rubio-Avila J, Madden K, Simunovic N, Bhandari M. Tip to apex distance in femoral intertrochanteric fractures: a systematic review. *J Orthop Sci* 2013 Jul;18(4):592-8.
 - 48) Kashigar A, Vincent A, Gunton MJ, Backstein D, Safir O, Kuzyk PRT. Predictors of failure for cephalomedullary nailing of proximal femoral fractures. *Bone Joint J* 2014 Aug;96-B(8):1029-34.
 - 49) Güven M, Yavuz U, Kadioğlu B, Akman B, Kiliçoğlu V, Unay K, et al. Importance of screw position in intertrochanteric femoral fractures treated by dynamic hip screw. *Orthop Traumatol Surg Res* 2010;96(1):21-7.
 - 50) Min B-W, Kim S-J. Avascular necrosis of the femoral head after osteosynthesis of femoral neck fracture. *Orthopedics* 2011 May;34(5):349.
 - 51) Barquet A, Mayora G, Guimaraes JM, Suárez R, Giannoudis P V. Avascular necrosis of the femoral head following trochanteric fractures in adults: a systematic review. *Injury* 2014 Dec;45(12):1848-58.
 - 52) Crist BD, Ferguson T, Murtha YM, Lee MA. Surgical timing of treating injured extremities. *J Bone Joint Surg Am* 2012 Aug 15;94(16):1514-24.
 - 53) Werner-Tutschku W, Lajtai G, Schmiedhuber G, Lang T, Pirkel C, Orthner E. Intra- and perioperative complications in the stabilization of per- and subtrochanteric femoral fractures by means of PFN. *Unfallchirurg* 2002 Oct;105(10):881-5.
 - 54) Strauss EJ, Kummer FJ, Koval KJ, Egol KA. The "Z-effect" phenomenon defined: a laboratory study. *J Orthop Res* 2007 Dec;25(12):1568-73.
 - 55) Pires RES, Santana EO, Santos LEN, Giordano V, Balachevsky D, Dos Reis FB. Failure of fixation of trochanteric femur fractures: Clinical recommendations for avoiding Z-effect and reverse Z-effect type complications. *Patient Saf Surg* 2011 Jan;5:17.
 - 56) Frei H-C, Hotz T, Cadosch D, Rudin M, Käch K. Central head perforation, or "cut through," caused by the helical blade of the proximal femoral nail antirotation. *J Orthop Trauma* 2012 Aug;26(8):e102-7.
 - 57) Haidukewych GJ, Rothwell WS, Jacofsky DJ, Torchia ME, Berry DJ. Operative treatment of femoral neck fractures in patients between the ages of fifteen and fifty years. *J Bone Joint Surg Am* 2004 Aug;86-A(8):1711-6.
 - 58) Yang J-J, Lin L-C, Chao K-H, Chuang S-Y, Wu C-C, Yeh T-T, et al. Risk factors for nonunion in patients with intracapsular femoral neck fractures treated with three cannulated screws placed in either a triangle or an inverted triangle configuration. *J Bone Joint Surg Am* 2013 Jan 2;95(1):61-9.
 - 59) Ostrum RF, Tornetta P, Watson JT, Christiano A, Vafeek E. Ipsilateral proximal femur and shaft fractures treated with hip screws and a reamed retrograde intramedullary nail. *Clin Orthop Relat Res* 2014 Sep;472(9):2751-8.
 - 60) Giannoudis P V, Ahmad MA, Mineo G V, Tosounidis TI, Calori GM, Kanakaris NK. Subtrochanteric fracture non-unions with implant failure managed with the "Diamond" concept. *Injury* 2013 Jan;44 Suppl 1:S76-81.
 - 61) Bhandari M, Schemitsch E, Jönsson A, Zlowodzki M, Haidukewych GJ. Gamma nails revisited: gamma nails versus comp-

- ression hip screws in the management of intertrochanteric fractures of the hip: a meta-analysis. *J Orthop Trauma* 2009 Jul;23(6):460-4.
- 62) Norris R, Bhattacharjee D, Parker MJ. Occurrence of secondary fracture around intramedullary nails used for trochanteric hip fractures: a systematic review of 13,568 patients. *Injury* 2012 Jun;43(6):706-11.
63. Haidukewych GJ. Intertrochanteric fractures: ten tips to improve results. *J Bone Joint Surg Am* 2009 Mar 1;91(3):712-9.
64. Kanakaris NK, Tosounidis TH, Giannoudis P V. Nailing intertrochanteric hip fractures: short versus long; locked versus non-locked. *J Orthop Trauma* 2015 Apr;29 Suppl 4:S10-6.

Biyobozunur İmplantlarda Tespit Komplikasyonları

Dr. Budak AKMAN
Dr. Melih GÜVEN

Ortopedik cerrahide artrodez, osteotomi ve kırık tespiti uygulamaları için günümüzde sıklıkla kullanılan implantlar metalik implantlardır. Ancak bu implantların sorunsuz olduklarını söylemek güçtür. Ağrı, subkutanöz iritasyon ve yük kalkını (stress shielding) fenomeni nedeniyle kırık iyileştikten sonra vücuttan çıkartılmaları gerekebilir. Sert metalik tespit araçları genellikle mekanik yüklenmelerde kendi üzerlerine binen yükleri kemikle yeterince paylaşmazlar. Bunun sonucunda da kemik gücünde azalma ile birlikte implantın altında ve komşuluğundaki bölgelerde geçici bir osteoporoz görülebilir. Ayrıca tespit araçlarından metalik iyonların salınması, buna karşı oluşan lokal enflamatuvar cevap ve gelişen yabancı cisim reaksiyonları ile geç dönemlerde vida gevşemeleri söz konusu olabilir. Bu nedenle araştırmacılar son yıllarda metal implantlardaki bu dezavantajları gidermek için vücut ortamında eriyebilen yeni implantların üretimi için çalışmalar sürdürmektedirler(1-3).

Biyobozunur (biyoeriyebilir) malzemelere ait klinik çalışmaların çoğu alfa poliester ya da poliasitler olarak bilinen polimerlerin kullanımı üzerine odaklanmıştır. Ortopedide en çok kullanılanlar polilaktik asit (PLA), poliglikolik asit (PGA), polidioksanon (PDS) ve bunların kombinasyonlarıdır. (4) Polimerler büyük moleküller oluşturan alt birimlerin kovalent olarak bağlanması ile oluşurlar. Bu tekrarlayan alt birimler monomer olarak isimlendirilir. Yani bir polimer tekrarlayan monomerlerden oluşmaktadır. İki ya da daha fazla farklı monomer kombinasyonuna ko-polimer adı verilir. Bu kombinasyonlar polimerlerin biyomekanik özelliklerini iyileştirmek için geliştirilmişlerdir. İmplantı oluşturan polimer zincirleri lineer, dalı ya da çapraz bağlı olabilir. Bu zincirlerin dizilim şekilleri ile polimer amorf veya kristal özellik kazanır. Bir polimerin kristallliği onun biyomekanik ve çözünme özelliklerini etkiler. Örneğin kristallik oranı arttıkça polimerin su emilimi ve gaz geçirgenliği azalırken, çözünmeye karşı direnci artar(5). Biyobozunur implantların çoğu hem amorf, hem de kristal alanlar içeren yarı-kristal materyallerden yapılmışlardır. Bu yarı-kristal özellik bir implantın dayanıklılık ve çözünme oranları açısından dengeli olmasını sağlar(6).

Bozunma Süreçleri

Biyobozunur (biyoeriyebilir) terimi “vücut ortamında eriyebilen” anlamında kullanılmaktadır. Kemik su, tuz, enzimler, serbest radikaller gibi kimyasal aktif bir çevreye sahiptir. Bunların hepsi teorik olarak bozunma sürecini etkileyebilir. Temel olarak kemik uçlarının tespiti için kullanılan bozunabilir polimerler kimyasal ve enzimatik reaksiyonlarla çözünürler(7).

Kimyasal çözünme

Çoğu polimer kimyasal yolla çözünür. Bir polimerin üretim aşamasında yapılacak müdahaleler ile kimyasal çözünme değerleri değiştirilebilir. Polimerlerin çözünme oranları kendilerini oluşturan ko-polimerlerin oranlarının değiştirilmesi ile iyileştirilebilir. Hidroliz, biyolojik çevrede sentetik polimer çözünmesinin en sık görülen mekanizmasıdır(8). Başlangıçta su moleküllerinin polimerlerin içine girmesi ile polimer zincir ayrışması başlar, ardından polimerin zincir uzunluğu ve büyüklüğü azalır(9). Bir polimerin kimyasal olarak çözünmesi; polimerin moleküler ağırlığı, kristallliği, porozitesi, lokal faktörler (doku kanlanması, yük alma siklusu) ve imalat süreçleri gibi birçok faktöre bağlıdır. Polimer zincir uzunluğunun fazla olması vücutta çözünme süresini arttırır. Polimerlerdeki kristallik monomer zincirlerinin düzgün şekilde organize olması ile elde edilir. Kristallliği fazla olan polimerlerin hidrolizi daha yavaş olacağından vücutta erime süresi uzundur(7).

Enzimatik çözünme

Sentetik polimerlerin çözünmesi enzimatik olarak proteolitik ve glikolitik yolları içerir. Vücutta implante edilen sentetik polimerin çözünmesi, kimyasal süreç başladıktan sonra kırık hattındaki yarada bulunan makrofajlar, fagositler ve nötrofiller tarafından salınan enzimlerin etkisiyle enzimatik çözünme reaksiyonu şeklinde devam eder. Sonuçta metabolik son ürünler sitrik asit (krebs siklusu) siklusuna girerek karbondioksit (CO_2) ve suya (H_2O) dönüşürler ve zaman içinde vücuttan solunum ve idrar yolu ile atılırlar(3-10).

PGA'dan üretilmiş implantlar vücutta girdikten 2 hafta sonra başlangıç sertliklerinin %50'sini kaybederler. 4-6 hafta

sonra sertlik %100 oranında kaybolur. Ancak tamamen bozunmaları 6-12 ay civarındadır. PGA'nın makaslama gücü kaybı eğilme gücü kaybindan daha yavaştır. Böylelikle PGA'dan imal edilmiş implantların yüksek makaslama gücü gerekli olan eklem çevresi kansellöz kemik kırıklarında kullanımı daha yaygındır(9).

PLA'nın kullanımında olan 2 izomeri (D ve L izomer) mevcuttur. L-PLA yarı-kristal polimerdir ve PGA gibi yüksek gerilim gücü ve düşük uzama gücüne sahiptir. Elastiki modülüsü de yüksektir. Bu özellik L-PLA'nın yük taşıyan bölgelerde kullanımını arttırmıştır. D-PLA ise daha fazla amorf özellik taşır ve daha düşük sertliğe sahiptir. L-PLA'nın çözünme hızı D-PLA'dan daha yavaştır ve tam çözünmesi için 2 yıl civarında zaman gerekir(7).

Günümüzde piyasada ortopedik tespit materyalleri olarak kullanılabilecek polimerler PGA, PLA, kaprolakton, PDS ve trimetilen karbonat ve bunların ko-polimerleri şeklinde mevcuttur. Diğer polimerler tespit aracı olarak ortopedide henüz kullanılmamaktadır (Tablo 1) (8).

Tablo 1: Biyobozunur polimerlerin mekanik ve çözünme özellikleri bakımından seramik malzemeler ile karşılaştırılması

	Esneklik (GPa)	Sertlik (MPa)	Uzama miktarı (%)	Tam sertlik kaybı (ay)	Çözünürlük zamanı (ay)
Hidroksiapatit	80 - 110	500 - 1000	yok	> 12	> 24
Trikalsiyum fosfat	Yok	154	yok	1 - 6	< 24
PGA	7	340 - 920	15 - 20	1	6 - 12
L-PLA	2,7	80 - 500	5 - 10	3	> 24
DLPGA	2	40 - 55	3 - 10	1	1 - 12
PCL	0,4	20 - 40	300 - 500	> 6	> 24

(GPa: Gigapaskal, MPa: Megapaskal, PGA: Poliglikolik asit, LPLA: Poli L-laktik asit, DLPGA: D,L-laktik-ko-glikolik asit, PCL: ϵ -Kapolakton)

Uygulama Yöntemleri

Biyobozunur implantları kullanırken mekanik yetmezlikle karşılaşmamak için AO temel prensiplerine bağlı kalınmalıdır. Tespit işleminde kemik uçlarının anatomik redüksiyonunun ardından bölge geçici olarak K telleri veya klempeler ile tespit edilmelidir. Pin uygulamalarında aynı büyüklükteki matkap ucu ile iki korteksi de geçecek şekilde delik açılır ve boy ölçümü yapıldıktan sonra uygun pin tespit için yerleştirilir. Genelde rotastonel stabiliteyi sağlamak için iki pin kullanılmalıdır. Vida uygulamalarında ise vida çapından bir boy küçük matkap ucu ile 2 kortekse delik açıldıktan sonra yakın korteks vida başının gömülmesi için vida ile aynı ölçüdeki matkap ucu ile delinmelidir. Ayrıca vida yolunun tepelenmesi önerilir. Çakma setinde yer alan vida başına uygun tornavida ile aşırı kuvvet uygulamadan tespit gerçekleştirilmelidir. Vida başı cilt altında rahatsızlık verecek olursa testere ile kesilebilir. Uygulama sırasında kemik içinde vida kırılması olursa tekrar matkap ile delme ve tepleme yapılarak yeni bir vida uygulanmalıdır(2).

Kırık Tedavisinde Uygulama Alanları

Biyobozunur implantlar genel olarak dikiş, vida, plak, pin, ankor gibi farklı şekillerde üretilip primer tespit ya da destek için kullanılırlar. Ancak yukarıda bahsedilen avantajlarının yanısıra tespit güçleri ile ilgili endişeler bu materyallerin yaygın olarak kullanılmalarını sınırlamaktadır. Günümüzde en çok tercih edildikleri durumlar yük binmeyen küçük kemik ve eklem kırıkları, küçük-orta eklem artrodezleri, sütür ankor şeklinde rotator manşet tamirleri, interferans vidası olarak ön çapraz bağ cerrahisi ve diğer bağ tamirleri olarak sıralanabilir(11-12).

Literatürde biyobozunur implantların en sık kullanıldığı alan ayak ve ayakbileği cerrahileridir. Rokkanen ve arkadaşları(13) 1984-1994 yılları arasında yaklaşık 2500 hastada kırık tespiti için çeşitli biyobozunur implantları (vida, pin, plak) kullanmışlar ve serilerinde implanta bağlı mekanik komplikasyonları %3.7 olarak bildirmişlerdir.

Bucholz ve arkadaşları(14) medial malleol kırıkları için paslanmaz-çelik vida ve PLA vidası tespitlerini prospektif olarak karşılaştırmışlar ve ameliyat içinde ve sonrasında komplikasyonlar açısından iki grup arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olmadığını bildirmişlerdir. Noh ve arkadaşları(15) bimalleoler ayakbileği kırığı olan 109 hastadan oluşan prospektif ve randomize bir çalışmada, metalik ve biyobozunur implantları karşılaştırmışlardır. Ortalama 19.7 aylık takip sonucunda biyobozunur implantların bimalleoler kırık cerrahisinde güvenilir şekilde kullanılabileceğini belirtmişlerdir.

636 adet farklı travma vakasının (radius boyun kırığı, olekranon kırığı, malleol kırığı, femur boyun kırığı, talus kırığı) bulunduğu ve tespit amacıyla L-PLA'dan imal edilmiş plak, vida ve pinlerin kullanıldığı 1043 olguluk bir seride genel komplikasyon oranı %8.2, implanta bağlı mekanik komplikasyon oranı ise %4 olarak bildirilmiştir(16). Bu çalışmadaki yazarlar mekanik komplikasyonların çoğunun olekranon ve radius boyun kırıklarının tespiti sonrasında görüldüğünü ifade etmişlerdir.

Bazı çocuk kırıklarında biyobozunur implantların kullanımı, iyileşme süreci sonunda implant çıkarma ihtiyacını ortadan kaldırdığı için ilgi çekmektedir. Deneysel çalışmalarda implantların büyüme plağına matkap ucunun açtığı delikten daha fazla bir zarar vermediği ortaya koyulmuştur(17). Biyobozunur implantların kullanıldığı çeşitli çocuk kırıklarında, özellikle de distal humerusun büyüme plağını ilgilendiren kırıklarda, başarılı sonuçlar bildirilmiştir(18-19). Böstman ve arkadaşları(18) güçlendirilmiş PGA pin kullandıkları 71 hastanın büyüme plağını ilgilendiren farklı bölgelerin kırıklarını değerlendirmişlerdir. 15 ay takipli çalışmada %87 başarılı sonuç bildirmişlerdir. Uygulamaların %13'ünde ise takiplerde kırık tespit yetersizlikleri gördüklerini ifade etmişlerdir.

Rokkanen ve arkadaşları(20) ise biyobozunur pin ve vida ile tedavi uyguladıkları dirsek, ayakbileği, metakarp ve falanks kırıklarını içeren 140 çocuk hastadan oluşan bir seride %2.8 major redüksiyon kaybı, %1.4 minör redüksiyon kaybı, %1.4

yüzeyel enfeksiyon ve %2.1 geçici steril akıntı tespit etmişlerdir.

Metalik implantların kullanıldığı vakalarda görülen implant kırılması, kaynama gecikmesi, kaynamama, enfeksiyon, derin ven trombozu gibi komplikasyonlar biyobozunur implantlar için de geçerlidir. Uygun endikasyonlar ile kullanıldıkları zaman biyobozunur implantlar ile yapılan tespitlerden sonra komplikasyon oranları diğer metalik implantlarda görülen oranlarla benzerdir. Ancak metalik implantlardan farklı olarak biyobozunur implantlarda yabancı cisim reaksiyonunun ve aseptik enflamasyonun daha sık görüldüğü literatürde belirtilmektedir. Yabancı cisim reaksiyonları polimerlerin bozunması sonucu oluşan partiküllere vücudun verdiği cevaptır. Bu olayın kliniğe yansması polimerlerin çözünme hızına bağlı olarak değişir. PGA'nın çözünme hızı PLA'dan daha hızlı olduğundan PGA'dan imal edilmiş ürünlerde yabancı cisim reaksiyonu 3-6 hafta gibi kısa bir sürede görülürken, PLA'dan imal edilmiş ürünlerde bu süre 143 haftaya kadar uzayabilmektedir. Biyobozunur implantlarda enflamatuvar yanıt vakaların %10'undan daha azında görülür ve eğer apse formasyonu yoksa genellikle müdahale gerektirmez(4).

Güncel olarak kullanımda olan emilebilen implantların gücünün metal implantlarla mukayese edilemeyecek kadar zayıf olduğu bilinmelidir. Biyobozunur implantlar kompresyon, kuvvetli stabilizasyon ve ağır yük taşıma için uygun değildir ve daha çok nötralizasyon amaçlı kullanılmalıdır(2-13). Bu nedenle henüz piyasada femur ve tibia gibi yük taşıyan uzun kemiklerin kırıklarında tespit materyali olarak kullanılacak biyobozunur implantlar mevcut değildir. Günümüzde en sık yük taşımayan kemik bölgeleri, eklem içi kırık tespitleri, çocuk kırıkları, metakarp-metatars kırıkları ve tenodez cerrahileri için tercih edilen biyobozunur implantların kullanım öncesinde mutlaka yukarıda bahsedilen biyomekanik özellikleri göz önünde bulundurulmalıdır.

KAYNAKLAR

- 1) Seber S. Biodegradable fiksasyon malzemeleri. *Acta Orthop Traumatol Turc* 1997; 31:171-5.
- 2) Sevensan A, Seber S. Polimerler. *Totbid Dergisi* 2011; 10(2):96-102.
- 3) 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.
- 4) Ciccone WJ, Motz C, Bentley C, Tasto JP. Bioabsorbable implants in orthopaedics: New developments and clinical applications. *Journal of American Academy of Orthopaedic Surgeons* 2001; 9: 280-288.
- 5) Athanasiou KA, Agrawal CM, Barber FA, Burkhart SS. Orthopaedic applications for PLA-PGA biodegradable polymers. *Arthroscopy* 1998; 14: 726-737.
- 6) Bergsma JE, De Bruijn WC, Rozema FR, Bos RRM, Boering G. Late degradation tissue response to poly (L-Lactide) bone plates and screws. *Biomaterials* 1995; 16: 25-31.
- 7) Middleton JC, Tipton AJ. Synthetic biodegradable polymers as orthopaedic devices. *Biomaterials* 2000; 21: 2335-2346.
- 8) Eglin D, Alini M. Degradable polymeric materials for osteosynthesis:Tutorial. *European Cells and Materials*. 2008; 16:80-91.
- 9) William JC, Motz C, Bentley C, Tasto JP. Bioabsorbable implants in orthopaedics: New developments and clinical applications. *J Am Acad Orthop Surg* 2001; 9:280-288.
- 10) Rockwood DN, Woodhouse KA, Fromstein JD, Chase DB, Rabolt JF. Characterization of biodegradable polyurethane microfibers for tissue engineering. *J Biomed Sci Polym Ed* 2007; 18:743-758.
- 11) Böstman O, Vainionpää S, Hirvensalo E, Makela A, Vihtonen K, Törmälä P. Biodegradable internal fixation for malleolar fractures. A prospective randomized trial. *J Bone Joint Surg Br* 1987; 69:615-619.
- 12) Partio EK, Böstman O, Hirvensalo E, Vainionpää S, Vihtonen K, Patiala H. Self-reinforced absorbable screws in the fixation of displaced ankle fractures: A prospective clinical study of 152 patients. *J Orthop Trauma* 1992; 6:209-215.
- 13) Rokkanen P, Böstman O, Vainionpää S, Makela EA, Hirvensalo E, Partio EK, Vihtonen K, Pätälä H, Törmälä P. . Absorbable devices in the fixation of fractures. *J Trauma* 1996; 15:463-473.
- 14) Buchholz RW, Henry S, Henley MB. Fixation with bioabsorbable screws for the treatment of fractures of the ankle. *J Bone Joint Surg Am* 1994; 76:319-324.
- 15) Noh JH, Roh YH, Yang BG, Kim SW, Lee JS, Oh MK. Outcomes of operative treatment of unstable ankle fractures: a comparison of metallic and biodegradable implants. 2012; 21: 94(22): e166.
- 16) Juutilainen T, Hirvensalo E, Partio EK, Patiala H, Törmälä P, Rokkanen P. Complications in the first 1043 operations where self-reinforced poly-L-lactide implants were used solely for tissue fixation in orthopaedics and traumatology. *Int Orthop* 2002; 26:122-125.
- 17) Makela EA, Vainionpää S, Vihtonen K, Mero M, Helevirta P, Törmälä P, Rokkanen P. The effect of apenetrating biodegradable implant on the growth plate. An experimental study on growing rabbits with specialreference to polydioxanone. *Clin Orthop* 1989; 241-308.
- 18) Böstman O, Makela EA, Södergard J, Hirvensalo E, Törmälä P, RokkanenP. Absorbable polyglycolide pins in internal fixation of fractures in children. *J Pediatr Orthop* 1993; 13:242-245.
- 19) Makela EA, Böstman O, Kekomaki M, et al. Biodegradable fixation of distal humeral physeal fractures. *Clin Orthop* 1992; 283: 237-243.
- 20) Rokkanen PU, Böstman O, Hirvensalo E, Makela EA, Partio EK, Patiala H, Vainionpää S, Vihtonen K, Törmälä P. Bioabsorbable fixation in orthopaedic surgery and traumatology. *Biomaterials* 2001; 21: 2607-2613.

