

Ilizarov'un Sirküler Eksternal Fiksasyon Sistemi

Bölüm IV: Sisteminin Biyomekanik Özellikleri

(Circular external fixation system of Ilizarov
Part IV: Biomechanic properties of the system)

KÜRÜM, B¹., BİLGİLİ, H²., YARDIMCI, C³.

¹ Araş. Gör.; Kırıkkale Üniversitesi, Veteriner Fakültesi, Cerrahi Anabilim Dalı, Kırıkkale

² Doç. Dr.; Ankara Üniversitesi, Veteriner Fakültesi, Ortopedi ve Travmatoloji Bilim Dalı, Dışkapı-Ankara

³ Araş. Gör.; Ankara Üniversitesi, Veteriner Fakültesi, Ortopedi ve Travmatoloji Bilim Dalı, Dışkapı-Ankara

Veteriner Cerrahi Dergisi (2002), 8 (3-4), 107-115

ÖZET

Tüm kırık fiksasyon sistemleri kırık iyileşmesi için gereken ideal koşulları sağlamayı amaçlarlar. Bu koşullar, fiksatöre ve dokuya bağlı olarak farklılık gösterir. Fiksatöre bağlı faktörler, fiksatörlerin modüler yapısı sayesinde operatör tarafından kontrol edilebilir. Ilizarov'un sirküler eksternal fiksatörü (ISEF) pek çok komponentten oluşur ve bu komponentlerin tümü fiksatöre ait mekanik özellikleri etkiler. Halkaların çapı, sayısı, kullanılan tel sayısı, tellerin çapı, tele uygulanan gerilim kuvveti gibi faktörlerin her biri fiksatör stabilitesi ile direkt ilişkilidir ve fiksatör direncini değiştirir. Bu kriterlerden, halka çapı arttıkça direnç azalırken, tel sayısı, çapı ve gerilimi arttıkça fiksatör direnci artmaktadır. Halka sayısının artırılması ile, fiksatörün tüm yük modlarındaki direnci artar. Kullanılan tellerin zeytinli olması fiksatör direncini direkt olarak etkiler. Bu çeşit teller bükülme direncini belirgin şekilde artırır. Hibrid fiksatör kullanımı ile, özellikle aksial ve torsiyonel fiksatör direnci artırılır. Hibrid fiksatörlerin temel kullanım amacı ise, ekstremitenin proksimalinde uygulama kolaylığı sağlamalarıdır.

Bu derlemenin amacı ISEF'ne ait temel biyomekanik özellikleri ve bunu etkileyen faktörleri meslektaşlarımıza açıklamaktır.

Anahtar Kelimeler: Ilizarov, sirküler, eksternal fiksatör, halkalı fiksatör, biyomekanik.

SUMMARY

The common aim of all fracture fixation system is to provide optimal conditions for fracture healing. These

conditions vary according to the fixator and the tissue involved. Factors about the fixator can be controlled by the operator because of the modular structure of the fixator. Ilizarov's circular external fixation (ICEF) is composed of many components and each component effects the mechanical properties of the fixator. Factor such as the diameter and number of rings, the number and diameter of wires and tension applied to the wires are directly related to the stability of the fixator and can change the stiffness of the fixator. As the diameter of the rings increased the stiffness decrease and as the number of wires, diameter and tension increases, the stiffness increases. By increasing the number of rings, the stiffness of the fixator in all loading modes increase. The olive wire formation directly effects the fixator stiffness. These kinds of wires remarkably increase the bending stiffness. By using the hybrid fixator, especially axial and torsional fixator stiffness are increased. The basic usage reason for the hibrid fixators is their facilitated application to the proximal parts of the extremity.

The aim of this review is to explain the biomechanical behavior of the ICEF and the factors effecting this system to our colleagues.

Key Words: Ilizarov, circular, external fixator, ring fixator, biomechanics.

GİRİŞ

Geçtiğimiz otuz yıl içinde, kırık kemiğin anatomik reduksiyonunu takiben rijit fiksasyonu ile primer kemik iyileşmesinin sağlanması ortopedik cerrahide "altın standart" olarak kabul edilmiştir (20, 63, 71). Oysa yakın zamanda, kırık stabilizasyonunun alternatif yöntemleri ilgi çekmiş ve tartışılmaya başlanmıştır (35, 45-47).

Ilizarov'un geliştirdiği sirküler eksternal fiksatör (ISEF) ile tanımladığı distraksiyon osteogenezisi ve yeni kemik biyolojisi, geleneksel kırık iyileşmesi teorisinin yeniden gözden geçirilerek tartışılmasını sağlayacak ölçüde devrimsel olmuştur (40-43). ISEF özellikle segmental diafizal, çok parçalı eklem içi kırıklar, nonunion, malunion, kemik defektlerin onarımı ve ekstremité kısıllıklarının giderilmesinde kullanılır (26). Bu sistemin ekipman fiyatlarının veteriner tıp alanı için kabul edilebilir düzeye inmesi ile yöntem kedi ve köpeklerde kullanılmaya başlamıştır (11, 12, 14, 17, 18, 29-32, 38, 51, 53-57, 66, 67, 74, 75, 79, 80, 85).

Teknolojinin ve bilgi birikiminin hızlı gelişimine bağlı olarak, veteriner ortopedi alanında pek çok yeni kırık fiksasyon sistemi geliştirilmiştir. Buna karşın, henüz kırık iyileşmesi için kusursuz koşulları sağlayacak biyomekanik ortamın (fiksatör ya da implantın) ne olduğu konusu net olarak ortaya konamamıştır (26). Çok rijit sistemlerde nonunion, kaynama gecikmesi veya kemikte oluşan tüm yüklerin fiksatör/implant tarafından taşınması neyle oluşan osteoporosis gibi problemlerle veya çok esnek sistemlerde malunion ve nonunion gibi problemlerle karşılaşmaktadır (23, 26).

Tüm fiksasyon teknikleri için aynı biyomekanik prensiplerin geçerlidir ve hekimlerin kemik ve implant sistemleri ile ilgili temel biyomekanik prensipleri bilmeleri başarılı

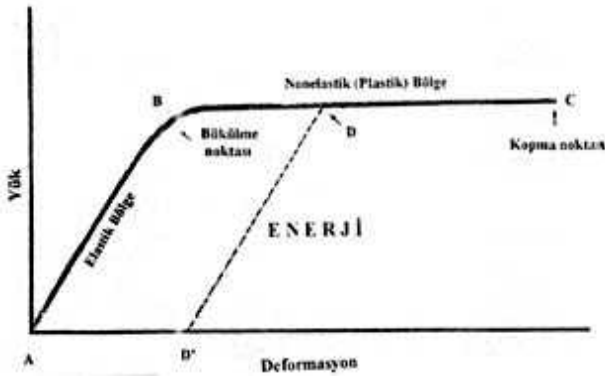
uygulamalar yapabilmeleri için gereklidir. Bu derlemede ISEF'nün temel biyomekanik özellikleri ile bunu etkileyen ana unsurlar detaylı şekilde incelenecektir.

Temel Biyomekanik Prensipler

Mekanik, bir sistemi etkileyen dinamik kuvvetlerin sistemin şekli ve hareket doğrultusunda oluşturdukları değişimleri inceler. **Biyomekanik** ise, mekanik prensiplerin biyolojik sistemlerdeki etkilerini araştırarak, kemik gibi canlı materyallerin yapı ve doku özelliklerini, internal, eksternal ve fizyolojik olmayan kuvvetlerin biyolojik sistemlerdeki etkilerini, modern teknolojik ürünlerin ve implantların biyolojik sistemlere uygulanabilirliğini ortaya koyar.

Kuvvet (kuvvet = kütle X ivme), biyolojik sistemlerde **“yük”** olarak adlandırılır ve bir kemik üzerine etkideğinde, kemikte deformasyon ya da şeklinde bir değişim oluşturur (77). Düşük şiddetli bir kuvvet kemik üzerine etkideğinde, kemiğin şeklinde kalıcı bir değişim oluşturmaz. Orta şiddette bir kuvvet ise, etkideği sürece kemiğin şeklinde değişim oluşturabilir ancak bu deformasyon kalıcı değildir. Kuvvetin şiddeti yeterince yüksek ise, kemikte kalıcı deformasyon (kırık) şekillenir. Etkiyen kuvvetin yönü, büyüklüğü, etki hızı, etkideği kemiğin doku özelliği, kütlesi ve biçimi oluşacak durumu etkiler (24, 39, 61, 62, 76-78).

Yapılan araştırmalarda bütünlüğü bozulmamış kemik üzerinde kontrollü kuvvetler oluşturulması ile kemik dokunun mekanik özellikleri belirlenmiştir. Bu araştırmalarda, kemik üzerinde sürekli artırılarak, kemik kırılana kadar devam eden kuvvetler oluşturulmuş ve kemikte oluşan deformasyon değerlendirilerek **“yük-deformasyon”** grafikleri çizilmiştir (Şekil 1). Bir yük deformasyon eğrisi ile, kemik ya da implant gibi bütün bir sistemin mekanik davranışları (direnc=stiffness, dayanıklılık=strength ve enerji absorpsiyon kapasitesi) saptanabilir (61, 76, 77).



Şekil 1. Sağlam bir kemiğe ait yük-deformasyon eğrisi (Nordin M, Frankel VH'den)

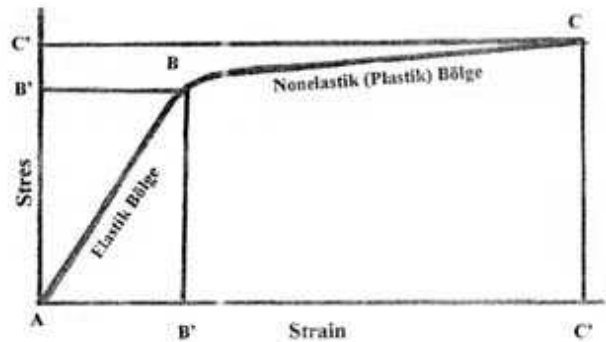
Figure 1. A load-deformation curve for a whole bone (from Nordin M, Frankel VH)

Kemik üzerinde yeterli bir kuvvet oluşturulur ise, belirli bir noktadan sonra bazı deformasyonlar oluşur. Kuvvet uygulaması sonlandırıldığında kemiğin orijinal şekline dönebildiği alan yük-deformasyon eğrilerinde **“elastik bölge”** olarak adlandırılır. Bu bölgede şekillenen defor-

masyonlar ise **“elastik deformasyon”** olarak tanımlanır. Kuvvet uygulanmaya devam edilirse bir noktadan sonra osteonlarda bazı değişimler olur ve bu noktadan sonra kuvvet uygulaması sonlandırılırsa dahi kemik orijinal şekline dönemez. Bu nokta **“bükülme noktası”**dır. Bükülme noktasından sonra uygulanan kuvvet kemik üzerinde kalıcı deformasyonlar şekillendirir. Bu alan da yük-deformasyon eğrilerinde **“plastik alan”** olarak tanımlanır ve oluşan deformiteye de **“plastik deformite”** denilir. Plastik alanda kuvvet uygulaması devam ettirilirse, kemikte yıkımlanma şekillenir ve sonuç olarak kemik kırılır. Grafik üzerinde kemiğin kırıldığı nokta **“son kopma noktası”** olarak gösterilir (62) (Şekil 1).

Bir yük deformasyon eğrisine bakılarak kemik ya da kemik implant sistemlerinin mekanik davranışları izlenebilir (61, 76, 77). Bu grafikte izlenebilecek kriterler; sistemin dayanıklılığı, sistemin direnci ve sistemin kırılmadan önce absorbe ettiği enerji miktarıdır. Sistemin dayanıklılığı, sistemi son kopma noktasına ulaştırmak için uygulanması gereken kuvvettir. Sistemin direnci ise sistemin şekil değişikliğine gösterdiği karşı koyma gücüdür. Direnç, sistemin bükülme noktasına ulaştırılması için uygulanması gereken kuvvet olarak da tanımlanır. Yük-deformasyon grafiğinin elastik bölgedeki eğimi sistemin direncini (direnc = uygulanan kuvvet / uzunluktaki değişme) ifade eder (24, 61, 76, 77) (Şekil 1).

Yük-deformasyon grafiklerinin değerlendirilmesi yerine, sistem üzerinde oluşturulan yüke sistemin yanıtını biçim ve büyüklüğü standardize ederek, sadece yüke karşı boyuttaki değişimi gösteren grafiklerin kullanımı düşünülebilir. Bu grafikler **“stres-strain”** olarak isimlendirilirler ve sistemi oluşturan materyalin mekanik özelliklerinin biçim ve boyut özellikleri standardize edilerek değerlendirilmesini sağlarlar. Kısaca stress-strain grafiğinin, yük-deformasyon grafiğinin normalize edilmiş türevi olduğu söylenebilir (62) (Şekil 2).



Şekil 2. Kortikal kemiğe ait standardize edilmiş stress-strain eğrisi (Nordin M, Frankel VH'den)

Figure 2. An idealized stress-strain curve for a cortical bone (from Nordin M, Frankel VH)

Kemik üzerine dışarıdan bir kuvvet etkideği zaman, kemiğin orijinal şekli değişir ve kemik üzerinde etki oluşturan kuvvete denk bir kuvvetle bu değişime karşı koyar (etki-tepki prensibi) (24, 61, 76, 77). Kemiğin her nokta ve düzleminde oluşan bu iç kuvvet **stress** olarak

tanımlanır (stress = kuvvet / materyalin kesit alanı newton/m² veya pascal) (24, 39, 61, 62, 76-78).

Kemikte oluşan boyut farklılığının, kemiğin orjinal boyutuna oranı ise "strain" olarak isimlendirilip (strain = uzunluktaki değişim / orjinal boyut). Kemiğin bir noktasında oluşturulan stress, aynı noktada bir strain oluşumuna yol açar ve bu ilişki stress-strain grafiğinde gösterilir (Şekil 2). Yük-deformasyon eğrileri üzerinde gösterilen önemli noktalar ve alanlar stres-strain eğrileri için de geçerlidir. Kemiğe elastik bölgede yüklenmesi kalıcı olmayan deformasyon oluşturur. Bükülme noktasına ulaşıldıktan sonra yüklenmenin devam etmesi durumunda kemikte kalıcı iç hasar şekillenir. Yüklenmenin devam etmesi durumunda kemik son kopma noktasına ulaşır ve kırılır. Test edilen kemik ya da materyalin direnci, elastik bölgedeki eğime eşittir. Materyalin direnci elastik modulus ya da elastikliğin Young modülü olarak da adlandırılabilir (24, 61, 76-78).

Bir eksternal fiksatorre ait mekanik özellikler uygulandığı kemiğin sağaltım sürecini ve kemik kaynamasına ilişkin olayları etkiler (2, 3, 27, 33, 40, 44, 52, 60, 69, 70, 84, 86).

Kullanımı çok yaygın olan iki tip eksternal fiksator vardır:

1. Geniş çaplı, sert, yivli pinlerin kullanıldığı unilateral veya bilateral fiksatorler,
2. Küçük çaplı, yivli olmayan düz tellerin kullanıldığı sirküler veya semisirküler fiksatorlerdir.

Monoplanar fiksatorlerin avantajı yumuşak doku trans-fiksasyonunun çok az olmasıdır. Ilizarov tekniğinde ise, kemiğin karşı tarafındaki yumuşak dokularda da zedelenme riski vardır. Ancak küçük çaplı tellerin kullanımı, kemik ve yumuşak doku reaksiyonunu en aza indirmektedir.

ISEF sisteminin sahip olduğu biyomekanik özellikler kırık iyileşmesi için gereken ideal koşulları sağlar ve buna ek olarak distraksiyon osteogenezisi ile kemik dokunun uzatılarak rejenerasyonunu olanaklı kılar (4, 10, 15, 16, 27, 30, 41, 44, 58). Bu fiksatorde kemiğin fikse edilmesi amacıyla pinlerin yerine küçük çaplı (1, 2-2 mm) gerdirilmiş Kirschner telleri (K teli) kullanılır (3, 5, 10, 12, 30, 33, 40-42, 66, 67, 70). İlk bakışta, küçük çaplı gerdirilmiş bir telin çoğu konvansiyonel fiksatorde kullanılan pinlere oranla daha az stabilite sağlayacağı düşünülebilir (3, 6, 7, 59). Buna karşın uygun değerde gerdirilmiş bir adet 1, 6 mm çaplı K telinin sağladığı direnç, 4 mm çaplı bir konvansiyonel pinin sağladığı dirence eşittir.

Gasser ve ark. (34) K teli ile pinlerin biyomekanik davranışlarını sirküler ve diğer üç boyutlu fiksatorleri kullanarak test ettiklerinde, bu iki farklı sistemin yük-deformasyon davranışında büyük bir temel farklılık saptamışlardır. Bu testte, yarım pin kullanılan eksternal fiksatorler doğrusal bir yük-deformasyon grafiği oluşturup plastik formda deforme olmuşlardır. Küçük çaplı gerdirilmiş tellerin kullanıldığı ISEF sisteminde ise yükün uygulanmasını takiben doğrusal olmayan bir yük deformatiyon grafiği ve sonunda elastik formda deformatiyon şekillenmiştir (3, 34, 50). Bu verilerden

çıkan anlam şudur; konvansiyonel bir uni/biplanar fiksator bükülme noktasından önce uygulanan yüke, yükün artırıldığı oranda karşı koyar. ISEF sisteminde ise, bu direnç yükün artış oranından fazla olmaktadır ve sonuç olarak fiksatorün yük artışından daha fazla stabilite sağladığı anlamına gelir. Tanımlanan bu mekanik özellik ISEF'in uni/biplanar konvansiyonel fiksatorlerden en önemli farkıdır. ISEF kemik-fiksator sisteminde oluşan bükülme ve torsiyonel kuvvetleri dağıtarak kırık ya da osteotomi hattında oluşturacakları yıkıcı etkileri en az düzeye indirir. Buna karşın aksial yüklenmelerde, kırık veya osteotomi hattında mikrosiklik hareketlere fiksator stabilitesini bozmadan izin verir. Kemik fragmentleri arasında (kırık/osteotomi hattı) oluşan bu tip hareketler kallus dokusunun oluşumunu uyarır (70). Deneysel (35, 52, 64, 82) ve klinik çalışmalar (46-48) ortaya koymuştur ki, kırık/osteotomi hattında oluşturulan aksiyel düzlemli mikro hareketler kırık iyileşmesini hızlandırmaktadır.

Standart uni/bilateral fiksatorler ile ISEF'nin karşılaştırmasının yapıldığı çalışmalardan (1, 33, 34, 44, 59, 69), Paley ve ark. (69), insanlarda ekstremite uzatmaları için kullanılan 5 fiksatorün biyomekanik özelliklerini karşılaştırmışlardır. Testte kullanılan fiksatorlerin üç tanesi unilateraldir (Orthofix, Wagner ve Oxford) ve 6mm lik 4 adet yarım pin ile kullanılmışlardır. ISEF sistemi olarak, 4 halkalı, her halkada 1, 5 mm'lik 4 adet gerdirilmiş K teli uygulanmış bir sistem ve distal blokta 4 halka ile 1, 8 mm'lik K telleri, proksimal blokta 4 adet yarım pin kullanılan bir hibrid fiksator kullanılmıştır. Bu sistemlerin aksial, torsiyonel, craniocaudal (CC) ve mediolateral (ML) bükülme karakteristikleri tablo 1'de verilmiştir. Test sonucunda unilateral fiksatorlerin tümü sirküler fiksatorlerden daha büyük bir direnç değeri göstermişlerdir. Hibrid ISEF, unilateral fiksatorlerin tümünden daha büyük bir makaslama direnci ortaya koyarken standart ISEF için bu değer en küçüktür. Sirküler fiksatorler aksial hareketlere daha fazla izin vermişlerdir. Standart ISEF'in aksial direnci hibrid fiksatorün yarısı kadardır (69) (Tablo 1).

Tablo 1. Fiksator direncinin farklı yük modlarında değerlendirilmesi (1: en düşük, 5: en yüksek) (Paley D, Fleming B, Catagni M'den)

Table 1. Evaluation of fixator stiffness for different load mods (1: least rigid, 5: most rigid) (from Paley D, Fleming B, Catagni M)

Fiksatorün Tipi	Aksial Direnç	Torsiyonel Direnç	AP Bükülme	ML Bükülme	Ortalama Değer
Orthofix	5	4	5	4	4.5
Wagner	4	2	2	4	3.0
Oxford	3	2	3	1	2.3
Ilizarov	1	4	4	1	2.8
Hibrid Ilizarov	2	1	1	3	1.5

Ilizarov fiksatorünün biyomekanik özelliklerini köpek tibialarında distraksiyon osteogenezisi (DO) çalışırken sezgisel olarak fark etmiştir. Ilizarov fiksatorde kullandığı yuvarlak çerçevelerin ilgili eklemlerin hareket

aralığını daraltmadığını böylece, sağaltım sürecinde, eklemlerin fizyolojik fonksiyonlarının devamlılığının sağlandığını ve ekstremitelere tam yük verilebildiğini bildirmiştir (40). Geçen on yıl içinde ISEF sistemine ilişkin çok sayıda in vivo ve in vitro çalışma yapılmıştır (1, 3, 4, 21, 25, 34, 40, 44, 49, 59, 68, 69, 70, 72, 73, 81). Ancak bu çalışmaların sonuçlarını birbirleri ile karşılaştırmak güçtür, çünkü farklı araştırmacılar farklı konfigürasyonları farklı metotlar ile test etmişlerdir. Ayrıca test sonuçlarının insanlar için konfigüre edilmiş fiksatorlerden alındığı ve bu nedenle veteriner alanda hayvanlar için tam örtüşmeyeceği akılda tutulmalı fakat temel biyomekanik prensiplerinin değişmezliği de bilinmelidir.

Fiksatorün Biyomekanik Özelliklerini Etkileyen Faktörler

I. Halka Çapı: Fiksator oluşturulurken kullanılan halkaların çapı, fiksatorün biyomekanik davranışını belirleyen temel kriterdir (34, 50, 83). Halka çapındaki artış, halka üzerinde yer alan tel uzunluğunun artışına ve stabilitede azalmaya yol açar. Bu azalma en belirgin aksial stabilitede olmak üzere tüm yük modlarında görülür (21, 34).

Bronson ve ark (21, 22), bir tek halka üzerinde yaptıkları testlerde, halka çapını 120 mm'den 160 mm'ye çıkardıklarında aksial direncin % 30 azaldığını saptamışlardır. Aynı örnekte, torsiyonel ve bükülme direnci sadece % 10 azalmıştır. Halkanın çapı oluşan aksial yükün değeri küçük olduğunda daha da önem kazanmaktadır. Gasser ve ark (34) halka çapındaki 4 cm'lik küçülmenin 1000 N'luk yükte % 77, 500 N'luk aksial yükte ise % 86 aksial direnç artışına neden olduğunu ortaya koymuşlardır. Yük arttıkça fiksatorün direnci artmaktadır. Bu veriler fiksatorün yük-deformasyon grafiğinin eğrisel olduğunu kanıtlar. Tellerin yol açtığı bu davranış özelliği self tensioning effect olarak isimlendirilir (34).

Ilizarov kullanılacak halkaya karar verirken, halka iç sınırı ile deri arasında 2 cm'lik aralık kalacak şekilde seçim yapılmasını önermiştir (10, 11, 14, 66). Bu aralık postoperatif dönemde oluşabilecek ödem ve tel dibi bakımı içindir. Halka seçimi yapılırken ilgili bölgenin anatomisi de göz önüne alınmalıdır (5, 13, 28, 50, 70).

II. Halkaların Yapıldığı Materyalin Kompozisyonu: ISEF halkaları, paslanmaz çelik, alüminyum ve karbon kompozit malzemeden imal edilmektedir. Söz edilen materyaller karşılaştırıldığında aksial ve bükülme direncinde % 5'lik bir farklılık saptanabilmiş olmasına karşın, karbon fiber halkalar kullanıldığında torsiyonel dirençte bir farklılık gözlenmemiştir (49). Çelik halkalar düşük değerli yüklenmelerde, karbon fiber halkalardan biraz daha rijit bulunmuşlardır. Yüksek değerli yüklenmelerde (>1437 N) çelik halkalar tipik plastik davranış göstererek rijiditelerini hızla kaybetmişlerdir. Tam tersi olarak karbon fiber halkalar yüksek değerli yüklenmelerde, elastik formda deforme olarak rijiditelerini korumuşlardır. Buna karşın alüminyum ve karbon fiber halkaların çelik halkalarla karşılaştırılabilir bir rijiditeye sahip olmaları için daha kalın olmaları gerekmektedir. Ancak alüminyum ve karbon fiber halkalar eş kütleli sahip çelik halkalardan hafiftirler ve kısmen radyolüsent

olmaları da bir ek avantajdır (49, 60). Karbon fiber halkaların metal halkalardan pahalı olduğu bilinmelidir. Karbon fiber halkalar kullanılırken, K tellerinin direkt olarak halkaların üzerine tuturulmasında kaplamalarını bozacağı göz önüne alınmalı ve pul kullanılmalıdır (58).

Olçay ve ark. (66), Etal 174 (% 94, 5 alüminyum, % 1, 5 magnezyum, % 4, 5 bakır) alaşımı kullandıkları duralüminyum halkalarla, köpeklerde yaptıkları deneysel çalışmalarla, bu alaşımın köpek tibial kırıklarında güvenle kullanılabileceğini ortaya koymuşlardır. Etal halkalar aynı boyutlardaki paslanmaz çelik halkalardan % 50 hafif olma avantajına da sahiptirler.

III. Halka Blok Yapılarının Konfigürasyonu: Bir diğer önemli dışsal biyomekanik faktör her bir kemik segmentini fiks eden halka sayısı ve halkaların fikzasyon seviyesidir. Her bir kemik segmentinin en az iki seviyeden (ikili blok yapısı) sabitlenmesi, her segmentin bir tek halka ile sabitlendiği yapıya (tekli blok yapısı) göre önemli ölçüde stabil olmaktadır (21, 26).

Fiksatorün kurulumunda olgunun tipi önemlidir. İki adet tekli blok ile kurulacak bir fiksator ekstremitelere uzatması ve angular deformite düzeltilmesi için yeterlidir (17). Çünkü bu formda oluşturulan bir fiksator, çevre doku traksiyonu ve ekstremitelere oluşacak kuvvetleri nötralize edecek stabiliteye sahiptir (71). İki halkalı, iki bloktan oluşturulan bir fiksator genelde kırık sağaltımında kullanılır (10, 30). Bu formdaki bir fiksatorde her bloktaki halkaların arasının açılması stabiliteyi artırır. Proksimal bloğun proksimal halkası üst ekleme ve distal halkası da kırık ya da osteotomi hattına olabildiğince yakın yerleştirilmelidir. Distal blokta ise proksimal halka kırık/osteotomi hattına ve distal halkada alt ekleme olabildiğince yakın olmalıdır (5). Halkaların aralarının bu şekilde açılması, en önemli farkı, CC ve mediolateral ML bükülme değerlerinde artış şeklinde oluşturur (21). Gasser ve ark. (34) ikili iki blok kullanılan bir fiksatorde stabilitenin, orta iki halkanın kırık/osteotomi hattına olabildiğince yakın olduğu durumda stabilitenin en fazla olduğunu göstermişlerdir.

IV. K Tellerinin Sayısı: Fiksasyonda kullanılacak K teli sayısının artırılması fikzasyon stabilitesini artırır (70). Orbay ve ark (68) tekli iki blok konfigürasyonlu bir fiksatorde aksial ve torsiyonel rijiditenin direk olarak kullanılan tel sayısına bağlı olduğunu göstermişlerdir. Tek halkalı bloklarda, tipik olarak halkaya iki adet K teli yerleştirilir (10, 66). Ek olarak tel yerleştirilecek ise bunların zeytinli tel olması ve postlar ile halkanın karşıt yüzüne sabitlenmesi önerilir. Zeytinli tel kullanımı bükülme kuvvetlerine direnci daima artırır (66). Bronson (21), ikili blok yapılarında, her halkada iki tel olacak şekilde toplam 4 tel kullanılmasının, iki halkada toplam 3 tel kullanımına göre % 27 daha stabil olduğunu bildirmiştir. Coulhon ve ark. (26), oblik kırık modelinde fiksatorün kompresyon ve distraksiyon direncinin kullanılan tel sayısından çok, kırık fragmentleri arasında oluşturulan kompresyon kuvveti ile doğrusal ilişkili olduğunu saptamışlardır. Bunun anlamı, kırık fragmentlerine en yakın iki halkanın, fiksatorün diğer halkalarındaki teller yerleştirilip, sabitlenip, gerdirilmeden önce sabitlenerek kırık uçlarına kompresyon yaptırılmasıdır.

Olca ve ark ise kırık uçlarına yaptırılan kompresyon kuvvetinin 2. haftadan itibaren azalıp (% 14 azalma) 8. haftada neredeyse tamamen (% 99, 6) kaybolduğunu bulmuşlardır (65).

V. K Tellerinin Çapı: Tellerin direnç ve dayanıklılıkları çapları arttıkça artar (20). ISEF sisteminin aksial elastikiyeti küçük çaplı teller kullanılmasıyla ileri gelmektedir (70). Kullanılacak tellerin çapı, vücut ağırlığı ilgili ekstremitelere verildiğinde plastik deformasyon şekillenmesini ve telin kırılmasını engelleyecek ölçüde kalın olmalıdır (70). Tel çapı en fazla olarak torsiyonel stabiliteyi etkiler (21, 73). İnsan hastalarda en sık olarak 1, 5-1, 8 ve 2 mm çaplı pinler kullanılır (5, 33, 42, 50, 70). Kedi (32) ve köpeklerde ise 1-1, 6 mm ve 2 mm çaplı teller yeterli olmaktadır (11, 14, 17, 30, 32, 66). Bir adet gerilmiş 1, 8 mm'lik tel aynı ölçüde gerilmiş 1, 5 mm'lik telden % 50 daha dirençlidir (49). Podolsky ve Chao (73), 1, 5 ve 1, 8 mm'lik teller kullanarak eş konfigürasyonlu fiksatorleri test etmişlerdir. Test sonucunda 1, 8 mm'lik tellerin kullanıldığı fiksatorün tüm biyomekanik parametrelerinin diğer fiksatöre göre %10-20 daha iyi olduğu görülmüştür.

VI. Tellere Uygulanan Gerilim: Tellere uygulanan direnç arttıkça, tüm direnç değerleri artmakla birlikte, en dikkat çekici artış özellikle düşük değerli yüklemelerde aksial direnç parametresinde gözlenir (21, 50, 70). Tel gerilimindeki artış stabiliteyi artırır, ek olarak tellerin transversal kaymalarını ve kemik fragmentlerinin yüklenme anında aksial kaymalarını azaltır.

Tellerin kendini gerdirme özellikleri (self tension effect) sebebi ile pin gerilimi ile fiksator direnci arasındaki ilişki doğrusal değildir (4, 34, 50). Gerdirilmemiş bir tel üzerinde aksial bir kuvvet oluşturulduğunda öncelikle bir deformasyon oluşur. Uygulanan kuvvet artırıldığında teldeki gerilim ve direnç artar, bu sırada oluşan grafik non lineer özelliindedir. Yük uygulanmaya devam edilirse bir süre sonra sonra grafik doğrusal özellik kazanır ve bükülme noktasına kadar bu formunu korur (3, 50). Telin üzerinde aksial bir yük oluşturulmadan önce gerdirilmesi durumunda, özellikle yükün düşük değerli olduğu aralıkta fiksatorün aksial direnci artar (3). İnsan hastalarda sık kullanılan bir fiksator konfigürasyonunun bükülme değeri 120 kgf/mm² dir. 1, 5 mm çaplı telin bükülme değeri 210 kgf ve 1, 8 mm çaplı telin bükülme değeri 305 kgf olarak ölçülmüştür. Kullanılan tellerin bükülme değerlerinin % 50'sinden fazla bir kuvvetle gerdirilmemeleri önerilir (1, 5 mm için 105 kgf ve 1, 8 mm için 150 kgf). Bu uygulamada amaçlanan tellerin kırılma ve plastik deformasyona indirme olasılıklarını en aza indirmektir (70). Kummer (50) 1, 5 mm lik teller için 90 kgf ve 1, 8 mm lik teller için de 130 kgf gerilme değerlerinin ideal olduğunu söylemiştir. Gasser (34), 1, 8 mm çaplı tellerin kullanıldığı bir fiksatorde tel gerilimini 60 kgf den 120 kgf çıkarmanın aksial direnci % 10 artırdığını ortaya koymuştur. Bronson (21) ise, tek bir halka üzerinde telleri 90 ve 130 kgf ile gererek yaptığı testlerde gerilimler arasında çok önemli bir stabilite farklılığı olmadığını ortaya koymuştur. Tüm çalışmalar gözden geçirildiğinde paslanmaz çelik teller için Kummer'in önerdiği değerlerin uygun olduğu anlaşılmıştır (34, 50).

Kedi ve köpekler söz konusu olduğunda ise, tellerin ne kadarlık bir güç ile gerdirileceği henüz ortaya konmamıştır. Ancak bu değerlerin, kullanılan halka çaplarının ve hareket sırasında ekstremitelerde oluşan yüklerin farklılığı göz önüne alındığında, insanlar için önerilen değerlerden farklı olacağı açıktır (32). Ferretti ve Thommassini'nin önerdiği değerler tablo 2'de gösterilmiştir (Tablo 2). Tarafımızdan köpeklerde ve buzağılarda yapılan çalışmalarda; tam halkalarda 2 mm'lik tellere 70 kgf'lik bir gerilme uygulandı ve herhangi bir sorun ile karşılaşmadı (11, 12, 66, 67).

Tablo 2. Küçük hayvanlarda, vücut ağırlığı temel alınarak kullanılması önerilen tel çapları (mm) ve gerilimleri (kgf) (Ferretti A, Thommassini MD'den)

Table 2. Suggested wire diameters (mm) and tensions (kgf) for use in dogs and cats based on body weight (from Ferretti A, Thommassini MD)

	1-5 kg	5-10 kg	10-20 kg	20 kg'dan Fazla
Telin çapı	1.0	1.0	1.2	1.5
Telin gerilimi	0	20-30	30-60	60-90

Fiksator uygulanırken, aynı halka üzerindeki iki telden birinin diğerinden önce gerdirilmesi halkada bir deformasyon oluşturur ve ikinci tel gerdirildiğinde ilk gerdirilen tel gevşer. Özellikle geniş çaplı halkalar kullanılıyor ise, fiksatorün rijiditesinin bozulmaması için bir halkadaki iki telin aynı anda gerdirilmesi ile bu etki en aza indirilmeye çalışılmalıdır (4, 5). Tam olmayan halka ya da postlar kullanılıyor ise tellerin 50 kgf den fazla bir kuvvetle gerdirilmesi halkada deformasyon veya postlarda bükülme ile sonuçlanabilir (1, 4, 5).

VII. Teller Arasındaki Açımın ve Kemiğin Halkaya Göre Pozisyonunun Etkisi: Ilizarov sisteminin biyomekanik etkileyen tellerin oryantasyonuna ilişkin iki kriter vardır;

1. Kemiğin halkanın merkezinde olup olmadığı,
2. Halkadaki tellerin keşişme açıları,

Podolsky ve Chao (73), kemik segmentinin halkanın merkezinde dışarda (eksentrik) yerleştirildiği durumlarda aksial ve torsiyonel dirençte büyük bir artış gözlemlenmiştir. Buna karşın Fleming ve ark (33) eksentrik yerleşimde aksial ve bükülme direncinde artış ancak tersine olarak torsiyonel dirençte bir azalma saptamışlardır. Artan direnç değerleri keşişen tellerden her birinin bir tarafında, kemik ile halka arasındaki mesafenin kısalmasıyla bağlıdır. Çünkü, direnç tel uzunluğunun doğrusal olmayan ters fonksiyonudur (33, 50).

Bir halka üzerindeki teller arasındaki açı da ISEF sisteminin biyomekanik profilini etkiler. Stabiliteyi en üst düzeye çıkarmak ve makaslamayı en alt düzeyde tutmak için, anatomik yapılar izin verdiği sürece, tellerin birbirleri ile dik açı oluşturduğu 90/90 keşişimi kullanılmalıdır (10, 70). Ancak anatomik yapılar (damar, sinir ve tendolar) genelde bu ideal durumun uygulanmasını sınırlarlar (42, 50, 70). Orbay ve ark. (68), ML pin açısının 90° den 45°'ye düşmesi durumunda, (AP geçişi

tel sabit iken) AP bükülme direncinin azaldığını saptamışlardır. Fleming ve ark. (33) Orbay'ın sözü edilen bulgusuna ek olarak bu değişimin, ML bükülme, torsiyonel ve aksial kompresyon direncini değiştirdiğini bulmuşlardır. Podolsky ve Chao (72) ise, 45/135 yerleşiminin daha az aksial ve daha fazla torsiyonel direnç oluşturduğunu, diğer yük modlarında ise farklılık olmadığını ortaya koymuşlardır.

VIII. Kullanılan Tel Tipinin Etkisi: Zeytinli, boncuklu veya stoplu şeklinde isimlendirilen teller, ortasında damla benzeri şişkinlik oluşturulmuş özel tellerdir (82). Bu şişlik direk kemik korteksi ile temas eder (8). Zeytinli teller, kemik fragmentlerinin tel boyunca kaymasını (translasyon) en aza indirirken (10, 66), bükülme direnci ve stabiliteyi artırır (50, 70). Orbay ve ark. (68), tellerin 60° altındaki açılarla kesiştiği durumlarda fiksatörde ortaya çıkan makaslama kuvvetlerine karşı yetersiz direnç probleminin zeytinli tel kullanımı ile çözülebileceğini ispatlamışlardır. Aynı şekilde oblik kırıklarda, interfragmenter kompresyon sağlamak ve fizyasyon stabilitesini artırmak için bu tip teller kullanılmalıdır (68). Coulhon ve ark. (26), bu veriye paralel olarak, oblik osteotomi hattı oluşturulmuş test örneklerini 90/90 keşişimli zeytinli teller ile fikse ettiklerinde eş çaplı düz tellere göre 2-5 kat fazla kompresyon ve distraksiyon direnç değerleri ölçmüşlerdir.

IX. Tel-Yarım Pin (Hibrid) Konfigürasyonları: Ilizarov metodunda, alternatif bir yöntem olarak, K telleri ile konvansiyonel unilaterale fiksatörlerde kullanılan yarım pinler kullanılabilir. Bu şekilde, kemik segmentlerinin kontrolü ve fiksatörün stabilitesi artırılabilir (12, 36, 69, 81). Ancak temel amaç daha fazla fiksatör stabilitesi sağlamak değildir. Sadece bazı olgularda yarım pin kullanımı uygulama kolaylığı sağladığı için tercih edilebilir. Hibrid konfigürasyonda, yarım pin kullanılan seviyelerde, ekstremitenin yalnız bir tarafında transfizyasyon yapılmaktadır ki bu şekilde doku hasarı azalmaktadır (9). Paley ve ark. (69), femur kırıkları için tasarlanmış Cattagni-Cattaneo hibrid SEF sistemini değerlendirmişlerdir. Bu fiksatör proksimal femoral segmenti yarım pinler ile distal femoral segmenti ise gerdirilmiş K telleri ile sabitlemektedir. Hibrid konfigürasyon ISEF sisteminin tipik mikroaksial hareketlerine izin verirken, makaslama kuvvetlerine karşı daha fazla direnç gösterir (69). Green (36, 37) paslanmaz çelik yarım pinler yerine titanyum yarım pinler kullanılması gerektiğini savunmuştur. Titanyum esneklik katsayısı çelikten fazla olan bir materyaldir (37, 73). Bu esneklik özelliği ISEF sisteminde aksial hareketlerin sağlanması için istenen bir özelliktir (24, 37). Titanyum pinlerin aynı zamanda pin yolu enfeksiyonlarını da azaltacağı savunulmaktadır (36, 37). Yeterli sayıda yarım pin kullanılmaması durumunda, gerdirilmiş K telleri üzerinde, oluşması istenenden fazla aksial yük oluşur. Caulhon ve ark. (25), insanlarda, yeterli bir stabilite için her segmentte 3 adet yarım pin kullanılması gerektiğini bildirmişlerdir. Küçük segmentli kırıklarda hibrid fiksatör kullanan Bronson ve ark (22), tek halka üzerinde 2 adet 5 mm çaplı yarım pin ve 1, 8 mm'lik K teli kullanımının 4 adet 1, 8 mm'lik K teli kullanımından belirgin ölçüde fazla stabilite sağladığını saptamışlardır. Caulhon ve ark.

(25), tek halka üzerinde 2 veya daha iyisi 3 adet yarım pin kullanılması gerektiğini savunmuşlardır. Bu verilerden çıkan sonuç hibrid fizyasyonda her segmentte stabil bir fizyasyon için 3 adet yarım pin kullanılması gerektiğidir.

SONUÇ

ISEF sisteminin temel biyomekanik özelliği oluşan aksial yükün değerine bağlı olarak karşı koyma kuvveti oluşturmasıdır. Düşük değerli aksial yüklenmelerde oldukça elastik özellik gösteren ve kemik iyileşmesini uyaran aksial siklik mikro hareketlere olanak tanıyan fiksator, yük değerinin artması ile sertliğini artırır ve kırık/osteotomi hattında yıkıcı kuvvetlerin oluşumunu engeller. Bu ifade kırık iyileşmesi için gereken optimum koşulları ifade etmektedir. Kırık sağaltımında iyileşme için gereken rijiditenin düzeyi her zaman tartışma konusu olmuştur ve çok rijit fizyasyonun faydaları da tartışma konusu haline gelmiştir. Ilizarov metodu ile ortaya konulan kallus dokusunun aksial mikro hareketler ile dinamize edilmesinin kırık iyileşmesine olumlu etkisi artık göz ardı edilemez duruma gelmiştir. Ancak rijit olmayan bir fizyasyonun kırık iyileşmesini bozarak mal/non-union ile sonuçlanacağı da kesindir. Bu sebeple kırık fikse edilirken fiksator yeterince rijit kurulmalıdır. Fiksator stabilitesini etkileyen faktörler operatör tarafından çok iyi bilinmeli, temel biyomekanik prensipler daima hatırlanmalıdır.

Bu derlemede, ISEF sistemini kullanan meslektaşlarımıza, sisteme ait biyomekanik özellikler ve bunları etkileyen faktörler açıklanarak, uygulama sırasında dikkat edilmesi gereken biyomekanik kurallar detaylıca belirtilmiştir.

KAYNAKLAR

- Allard R.N., Birch J.G., Samchukov M.L. (1992):** An analysis of the parameters affecting the wire tensions of an Ilizarov ring drop-wire construct. 3rd Annual ASAMI Scientific Meeting, Abstract.
- Aro H.T., Chao E.Y.S. (1983):** Bone-healing patterns affected by loading, fracture fragment stability, fracture type and fracture site compression. Clin Orthop, 293, 8-17.
- Aronson J., Harrison B., Boyd C.M. (1988):** Mechanical induction of osteogenesis: The importance of pin rigidity. J Pediatr Orthop, 8, 396-401.
- Aronson J., Harp J.H. (1992):** Mechanical consideration in using tensioned wires in a transosseous external fixation system. Clin Orthop, 280, 23-29.
- ASAMI Group (1991):** Basic Principles of Operative Technique. In: Operative Principles of Ilizarov. Bianchi-Maiocchi A, Aronson J (eds). Milan, Italy, pp 65-72.
- Behrens F., Johnson W.D., Koch T.W. (1983):** Bending stiffness of a unilateral and bilateral fixator frames. Clin Orthop, 178, 103-110.
- Behrens F., Johnson W. (1989):** Unilateral external fixation: Methods to increase and reduce frame stiffness. Clin Orthop, 241, 48-56.

- 8. Bianchi-Maiocchi A. (1991):** Instruments and Their Use. In: Operative Principles of Ilizarov. Bianchi-Maiocchi A, Aronson J (eds). Milan, Italy, pp 9-32.
- 9. Bianchi-Maiocchi A., Aronson J. (1994):** Indications. In: Advances in Ilizarov Apparatus Assembly. Bianchi-Maiocchi A (ed). Milan, Italy, Medical Plastic Srl, pp 3-4.
- 10. Bilgili H., Olcay B. (1998):** Circular external fixation system of Ilizarov. Part I. History, components, indications and principles of system. Turkish Journal of Veterinary Surgery, 4, 62-67.
- 11. Bilgili H., Yıldırım M., Olcay B. (1999):** The complication of pin track infection caused by using Ilizarov's circular external fixator on tibia of dogs. Turkish Journal of Veterinary Surgery, 5, 41-44.
- 12. Bilgili H., Kürüm B., Olcay B. (1999):** Researches on treatment options for long bone fractures in calves by Ilizarov technique. Vet J Ankara Univ, 46, 299-308.
- 13. Bilgili H., Çakır A., Olcay B. (1999):** An atlas for the safe insertion of transcortical wires using Ilizarov's circular external fixation system in a tibia model for dogs. Turkish Journal of Veterinary Surgery, 5, 109-113.
- 14. Bilgili H., Kürüm B., Olcay B. (2000):** The use of Ilizarov's circular external fixation system in 4 dogs. 25th WSAVA Congress, Congress Book page 502, 25-29 April 2000 Amsterdam-Netherlands.
- 15. Bilgili H., Kürüm B., Olcay B. (2000):** Fracture Treatment with Ilizarov Technique. 1st Ilizarov Course. Course Book page 40-45, 15-17 September 2000, Afyon-Turkey.
- 16. Bilgili H., Kürüm B., Olcay B. (2000):** Circular external fixation system of Ilizarov. Part II. Distraction osteogenesis. Turkish Journal of Veterinary Surgery, 6, 95-100.
- 17. Bilgili H., Kürüm B. (2001):** Correction of the antebrachium deformity by using two different applications of Ilizarov Technique in 2 dogs. 7th Federation of European Companion Animal Veterinary Association Congress (FECAVA), Congress Book page 12-13, 25-28 October 2001, Berlin-Germany.
- 18. Boudreau R.J., Boulay J.P. (1996):** Distraction osteogenesis using the Hoffman adjustable connecting rod in 3 dogs with premature radial growth arrest. Proceedings of the 23rd Annual Meeting of the Veterinary Orthopedic Society, March 1996, pp 21.
- 19. Briggs B.T., Chao E.Y.S. (1982):** The mechanical performance of the standart Hoffman-Vidal external fixation apparatus. J Bone Joint Surg Am, 64, 566-573.
- 20. Brinker W.O., Hohn R.B., Prieur W.D. (1984):** Manual of Internal Fixation for Small Animals., Springer-Verlag, pp 1-32.
- 21. Bronson D.G. (1995):** Effect of individual components on the mechanical stability of the Ilizarov external fixation device. Master thesis, University of Texas, Southwestern Medical Center, Dallas-USA.
- 22. Bronson D.G., Samchukov M.L., Birch J.G. (1995):** Small bone fragment segmental fixation with the Ilizarov apparatus: A mechanical evaluation of various methods. 5th Annual ASAMI Scientific Meeting, Abstract pp 6.
- 23. Brunner U.H., Cordey J., Schweiberer L. (1994):** Force required for bone segment transport in the treatment of large bone defects using medullary nail fixation. Clin Orthop, 301, 147-155.
- 24. Carter D.R., Spengler D.M. (1982):** Biomechanics of Fracture. In: Bone in Clinical Orthopedics. Sumner-Smith G (ed). WB Saunders Co, Philadelphia, pp 305-334.
- 25. Caulhon J.H., Li F., Bauford W.L. (1992):** Rigidity of half pins for the Ilizarov external fixators. Bull Hosp Jt Dis, 52, 21-26.
- 26. Caulhon J.H., Li F., Ledbetter B.R., Gill C.A. (1992):** Biomechanics of the Ilizarov fixator for fracture fixation. Clin Orthop, 280, 15-22.
- 27. Chao E.Y.S., Aro H.T., Lewallen D.G. (1989):** The effect of rigidity on fracture healing in external fixation. Clin Orthop, 241, 24-35.
- 28. Çakır A., Bilgili H., Kürüm B., Olcay B. (2000):** Safe anatomical pin passing level of the radius and ulna for Ilizarov's Technique. 1st Ilizarov Course. Course Book page 19-23, 15-17 September 2000, Afyon-Turkey.
- 29. Elkins A.D., Morandi M., Zembo M. (1993):** Distraction osteogenesis in the dog using the Ilizarov external ring fixator. J Am Anim Hosp Assoc, 29, 419-426.
- 30. Erler K., Bilgili H., Ateşalp S., Başbozkurt M., Gür E. (1999):** Promotion of the distraction osteogenesis by percutaneous injection of allogenic demineralised bone matrix and autogenous bone marrow: An experimental study in tibia of dog. Türkiye Klinikleri Journal of Medical Research, 17, 33-40.
- 31. Ferretti A., Faranda C., Monelli M. (1987):** Ilizarov's method: A new treatment for radial-ulnar deviations and dysmetria. Veterinaria, 1, 57-60.
- 32. Ferretti A. (1991):** The Application of the Ilizarov Technique to Veterinary Medicine. In: Operative Principles of Ilizarov. Bianchi-Maiocchi A, Aronson J (eds). Milan, Italy, pp 551-570.
- 33. Fleming B., Paley D., Kristiansen T. (1989):** A biomechanical analysis of the Ilizarov external fixator. Clin Orthop, 308, 68-72.
- 34. Gasser B., Boman B., Wyder D. (1990):** Stiffness characteristics of the circular Ilizarov device as opposed to conventional external fixation. J Biol Eng, 112, 15-21.
- 35. Goodship A.E., Kenwright J. (1985):** The influence of induced micromovement upon the healing of experimental tibial fractures. J Bone Joint Surg Br, 67, 650-655.
- 36. Green S.A. (1991):** The Ilizarov method: Rancho technique. Orthop Clin North Am, 22, 677-688.
- 37. Green S.A., Harris L.N., Wall D.M. (1992):** The Rancho mounthing method for the Ilizarov method: A preliminary report. Clin Orthop 280, 104-116.
- 38. Hay C.W., Manley P. (1996):** Use of the Wagner apparatus to lengthen the antebrachium of a growing dog. J Small Anim Pract 37, 543-548.

- 39. Hulse D., Hyman B. (1993):** Fracture Biology and Biomechanics. In: Textbook of Small Animal Surgery. Slatter D (ed). WB Saunders Co, Philadelphia, pp 1595-1603.
- 40. Ilizarov G.A. (1989):** The tension-stress effect on the genesis and growth of tissues. Part I. The influence of stability of fixation and soft-tissue preservation. Clin Orthop, 238, 249-281.
- 41. Ilizarov G.A. (1990):** Clinical application of the tension-stress effect for limb lengthening. Clin Orthop, 250, 8-26.
- 42. Ilizarov G.A. (1992):** Componentes and Biomechanical Principles of Application. In: Transosseous Osteosynthesis. Ilizarov GA (ed), Springer-Verlag, Berlin, pp 63-136.
- 43. Ilizarov G.A. (1992):** Theoretical and Clinical Aspects of the Regeneration and Growth of Tissue. In: Transosseous Osteosynthesis. Ilizarov GA (ed), Springer-Verlag, Berlin, pp 1-62.
- 44. Juan J.A., Prat J., Vera P.P. (1992):** Biomechanical consequence of callus development in Hoffmann, Wagner, Orthofix and Ilizarov External Fixators. J Biomech, 25, 995-1006.
- 45. Kenwright J., Goodship A.E., Kelly D.J. (1986):** Effect of controlled axial micromovement on healing of tibial fractures. Lancet, 8517, 1185-1187.
- 46. Kenwright J., Goodship A.E. (1989):** Controlled mechanical stimulation in the treatment of tibial fractures. Clin Orthop, 241, 36-47.
- 47. Kenwright J., Richardson J.B., Cunningham J.L. (1991):** Axial movement and tibial fractures: A controlled randomized trial of treatment. J Bone Joint Surg Br, 73, 654-659.
- 48. Kershaw C.J., Cunningham J.L., Kenwright J. (1993):** Tibial external fixation, weight bearing and fracture movement. Clin Orthop, 293, 28-36.
- 49. Kummer F.J. (1990):** Technical note: Evaluation of new Ilizarov rings. Bull Hosp Jt Dis, 50, 88-90.
- 50. Kummer F.J. (1992):** Biomechanics of the Ilizarov external fixator. Clin Orthop, 280, 11-14.
- 51. Langley-Hobbs S.J., Carmichael S., Peard M.J. (1996):** Management of antebrachial deformity and shortening secondary to a synostosis in a dog. J Small Anim Pract, 37, 359-363.
- 52. Lanyon L.E., Bourn S. (1979):** The influence of mechanical function on the development and remodeling of the tibia. J Bone Joint Surg Am, 61, 263-273.
- 53. Latte Y. (1990):** Un cas de radius curvus traité par la méthode d'Ilizarov. Point Vét, 21, 805-816.
- 54. Latte Y. (1991):** A specific vet Ilizarov apparatus for the treatment of fractures, delayed union, nonunion and mal union. Proceedings of the 18th Annual Meeting of the Veterinary Orthopedic Society pp 51.
- 55. Latte Y. (1993):** Studies of 63 cases treated by Ilizarov apparatus: Indication, results, complications. Proceedings of the 20th Annual Meeting of the Veterinary Orthopedic Society pp 12.
- 56. Latte Y. (1994):** Application de la methode d'Ilizarov en chirurgie orthopedique veterinaire. Prat Med Chir Anim Comp, 29, 545-570.
- 57. Latte Y. (1995):** Bilan de 75 applications de la methode d'Ilizarov: Deuxieme partie. Prat Med Chir Anim Comp, 30, 141-160.
- 58. Lewis D.D., Bronson D.G., Samchukov M.L., Welch R.D., Stallings J.T. (1998):** Biomechanics of circular external skeletal fixation. Vet Surg, 27, 454-464.
- 59. McCoy M.T., Chao E.Y.S., Kasman R.A. (1983):** Comparison of mechanical performance in four types of external fixators. Clin Orthop, 180, 23-33.
- 60. Nele U., Maffuli N., Pintore E. (1994):** Biomechanics of radiotransparent circular external fixators. Clin Orthop, 308, 68-72.
- 61. Nordin M., Frankel V.H. (1980):** Biomechanics of Whole Bones and Bone Tissue. In: Basic Biomechanics of Tissues and Structures of the Musculoskeletal System. Lea & Febiger, Philadelphia, pp 15-59.
- 62. Nordin M., Frankel V.H. (1981):** Biomechanics of Bone. In: Basic Biomechanics of Tissues and Structures of the Musculoskeletal System. Lea & Febiger, Philadelphia, pp 3-29.
- 63. Nunamaker D.M., Perren S.M. (1979):** A radiological and histological analysis of fracture healing using prebending and compression plates. Clin Orthop, 138, 167-174.
- 64. O'Sullivan M.E., Bronk J.T., Chao E.Y.S. (1994):** Experimental study of the effect of weight bearing on fracture healing in the canine tibia. Clin Orthop, 302, 273-283.
- 65. Olçay B., Şengül H. (1990):** Eksternal fiksasyon aparatını yardımıyla kırık hattına uygulanan kompresyon miktarının biyomekanik olarak tayini üzerine klinik çalışmalar. 2. Ulusal Veteriner Cerrahi Kongresi, 1-2 Ekim 1990 Mersin/Alata, Tebliğ Kitapçığı 172.
- 66. Olçay B., Bilgili H. (1996):** Experimental studies for treatments of tibia fractures in dogs by circular external fixator (Ilizarov apparatus). The Journal of the Faculty of Veterinary Medicine University of Yüzüncü Yıl, 7, 15-19.
- 67. Olçay B., Bilgili H., Kürüm B. (1999):** Treatment of communitive diaphyseal metacarpus fracture using the Ilizarov's circular external fixation system in a calf. Israel Journal of Veterinary Medicine, 54, 122-127.
- 68. Orbay G.L., Frankel V.H., Kummer F.J. (1992):** The effect of wire configuration on the stability of the Ilizarov external fixator. Clin Orthop, 279, 299-302.
- 69. Paley D., Fleming B., Catagni M. (1990):** Mechanical evaluation external fixators using limb lengthening. Clin Orthop, 250, 50-57.
- 70. Paley D. (1991):** Biomechanics of the Ilizarov External Fixator. In: Operative Principles of Ilizarov. Bianchi-Maiocchi A, Aronson J (eds). Milan, Italy, 33-41.
- 71. Perren S.M. (1979):** Physical and biological aspects of fracture healing with special reference to internal fixation. Clin Orthop, 138, 175-196.

72. Podolsky A., Chao E.Y.S. (1990): Biomechanical performance of Ilizarov external fixators. Trans Orthop Res Soc, 15, 416.
73. Podolsky A., Chao E.Y.S. (1993): Mechanical performance of Ilizarov circular external fixators in comparison with other external fixators. Clin Orthop, 293, 61-70.
74. Radasch R.M., McDonald D.E., Lewis D.D. (1996): Management of comminuted radius/ulna and tibia/fibula fractures using circular external fixators in the dog: Technique and preliminary results. Proceedings of the 24th Annual Meeting of the Veterinary Orthopedic Society, March 1996, pp 37.
75. Robertson J.J. (1983): Application of a modified Kirschner device in the distraction mode as a prevention of antebrachial deformities in early physal closure. J Am Anim Hosp Assoc, 19, 345-351.
76. Schwarz P.D. (1991): Biomechanics of fracture and fracture fixation. Semin Vet Med Surg, 6, 1-10.
77. Schwarz P.D. (1991): Fracture Biomechanics of the Appendicular Skeleton: Fracture Etiology and Assesment. In: Mechanism of Surgical Disease in Small Animals. Bojrab MJ (ed). Lea & Febiger, Philadelphia, pp 1009-1026.
78. Smith G.K. (1985): Biomechanics Pertinent to Fracture Etiology, Reduction and Fixation. In: Textbook of Small Animal Orthopedics. Newton CD, Nunamaker DM (eds). Lippincott Co, Philadelphia, pp195-230.
79. Stallings J.T., Lewis D.D., Beale B.S. (1996): An introduction to distraction osteogenesis and the principles of Ilizarov. Proceedings of the 23rd Annual Meeting of the Veterinary Orthopedic Society, March 1996, pp 21.
80. Thommassini M.D., Betts C.W. (1991): Use of the "Ilizarov" external fixator in a dog. Vet Comp Orthop Trauma, 4, 70-76.
81. Waanders N.A., Lawton J.N., Steen H. (1993): Clinical estimation of Ilizarov fixator axial stiffness based on wire and half-pin contribution. Bull Hosp Jt Dis, 53, 10-12.
82. Wolf J.W., White A.A., Punjabi M.M. (1981): Comparison of cyclic loading versus compression in the treatment of long-bone fractures in rabbits. J Bone Joint Surgery, 63, 805-810.
83. Wolfson N., Galpin R.D., Hearn T.C. (1992): Control of interfragmentary micromotion in Ilizarov distraction osteogenesis. Bull Hosp J Dis, 52, 36-38.
84. Wu J.J., Shyr H.S., Chao E.Y.S. (1984): Comparison of osteotomy healing under external fixation devices with different stiffness characteristics. J Bone Joint Surg Am, 66, 1258-1264.
85. Yanoff S.R., Hulse D.A., Palmer R.H. (1992): Distraction osteogenesis using modified external fixation devices in five dogs. Vet Surg, 21, 480-487.
86. Yasui N., Kojimoto H., Sasaki K. (1993): Factors affecting callus distraction in limb lengthening. Clin Orthop, 293, 55-60.

ARAŞTIRMA ÖZETİ

Köpekte Lens Cerrahisi 1.Bölüm:Endikasyonlar, Operasyon Yöntemleri ve İntraoperatif Komplikasyonlar

(Zur Linsen Chirurgie beim Hund Teil 1:
Indikationen, Operationsverfahren und
intraoperative Komplikationen)

Zahn K., Köstlin R.

Bu çalışmada lens ekstraksiyonu amacıyla yapılan dört değişik operasyon tekniğinin karşılaştırılması amaçlandı. Toplam 192 köpekte tek bir cerrah tarafından uygulanan 230 göz operasyonu (38 köpekte bilateral operasyon) değerlendirmeye alındı. Endikasyonları 140 katarakt (dört travmatik), 73 lens luksasyonu ve 17 subluksasyon oluşturdu. Elektoretinografik olarak retina dejenerasyonu veya akut uveitis tanısı konan katarakt hastaları ve ileri derecede sekonder korneal değişiklikler veya buphtalmus gösteren lens luksasyonu olgularına operasyon uygulanmadı. 95 gözde intrakapsüler lens ekstraksiyonu yöntemi (ICLE), 76 olguda nukleus ekspresyonu (ECLE), 57 olguda phakoemulsifikasyon (PHAKO) ve iki olguda disizyon/aspirasyon (D/A) yöntemleri uygulandı. ICLE ve ECLE yapılan olgularda pre ve post operatif bulgular retrospektif, buna karşın PHAKO ve D/A uygulanan olgularda prospektif olarak değerlendirildi. PHAKO'da en sık rastlanan intra operatif komplikasyonlar arka lens kapsulasının yırtılması, lens parçalarının geride kalması ve iris kanamaları idi. Daha ender olarak corpus vitreum prolapsusu ve korneal ödem gözlemlendi. ECLE'de aynı şekilde en sık olarak arka lens kapsulasının yırtılması ve hyphema görüldü. 11 olguda PHAKO'da komplikasyonlar nedeniyle yöntem değişikliği yapılması gerekti ve lens ekstraksiyonu ECLE (n=3) veya ICLE (n=11) yöntemiyle yapıldı. PHAKO'da 12 olguda ve ECLE'de 21 olguda arka kapsulada ancak intra operatif olarak tespit edilebilen nedeniyle arka kapsula fenestrasyonu yapılmasına gereksinim duyuldu. ICLE'de en sık karşılaşılan intra operatif komplikasyon corpus vitreum prolapsusu, hyphema ve korneal ödem idi. 34 olguda vitrektomi yapılması gerekti. Dört travmatik katarakt olgusunda 2 olguda PHAKO, bir olguda ICLE ve bir olguda D/A uygulandı. D/A yöntemi, operasyon tekniği açısından ancak yumuşak lenslerde mümkün oldu. Lens luksasyonunda ICLE uzun bir korneal ensizyon ile en uygun seçenek olarak değerlendirildi. Ayrıca başlangıçtaki komplikasyonlara rağmen PHAKO da önerilmektedir. Bu teknik nerdeyse tamamen kapalı bulbus üzerinde çalışılarak ECLE'ye göre daha dikkatli girişimleri mümkün kılmaktadır ve bununla daha iyi post operatif sonuçlar elde edilebilmektedir. PHAKO'da yıkama solüsyonuna Heparin ilavesi (20 IU/ml) vazgeçilmez olarak değerlendirildi.