



**TÜRKİYE CUMHURİYETİ
ANKARA ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**



**KEDİLERDE DİYAFİZER OBLİK TİBİA KIRIKLARININ
SİRKÜLER-SEMİSİRKÜLER EKSTERNAL FİKSASYON
SİSTEMLERİ İLE STABİLİZASYONUNUN MAKASLAMA
KUVVETİ ÜZERİNE ETKİLERİNİN BİYOMEKANİK
KARŞILAŞTIRILMASI**

Sencer UYGUR

**VETERİNERLİK CERRAHİSİ ANABİLİM DALI
DOKTORA TEZİ**

**DANIŞMAN
Prof. Dr. Ali BUMİN**

**ANKARA
2023**

**TÜRKİYE CUMHURİYETİ
ANKARA ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**KEDİLERDE DİYAFİZER OBLİK TİBİA KIRIKLARININ
SİRKÜLER-SEMİSİRKÜLER EKSTERNAL FİKSASYON
SİSTEMLERİ İLE STABİLİZASYONUNUN MAKASLAMA
KUVVETİ ÜZERİNE ETKİLERİNİN BİYOMEKANİK
KARŞILAŞTIRILMASI**

Sencer UYGUR

**VETERİNERLİK CERRAHİSİ ANABİLİM DALI
DOKTORA TEZİ**

**DANIŞMAN
Prof. Dr. Ali BUMİN**

**ANKARA
2023**

ETİK BEYAN

Ankara Üniversitesi

Sağlık Bilimleri Enstitüsü Müdürlüğü'ne,

Doktora tezi olarak hazırlayıp sunduğum “Kedilerde Diyafizer Oblik Tibia Kırıklarının Sirküler-Semisirküler Eksternal Fiksasyon Sistemleri İle Stabilizasyonunun Makaslama Kuvveti Üzerine Etkilerinin Biyomekanik Karşılaştırılması” başlıklı tez; bilimsel ahlak ve değerlere uygun olarak tarafımdan hazırlanmıştır. Tezimin fikir/hipotezi tümüyle tez danışmanım ve bana aittir. Tezde yer alan deneysel çalışma/araştırma tarafımdan yapılmış olup, tüm cümleler, yorumlar bana aittir.

Yukarıda belirtilen hususların doğruluğunu beyan ederim.

Öğrencinin Adı Soyadı:

Tarih:

İmza:

KABUL VE ONAY

Ankara Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü

Cerrahi Anabilim Dalında

Sencer UYGUR tarafından hazırlanan

“Kedilerde Diyafizer Oblik Tibia Kırıklarının Sirküler-Semisirküler Eksternal Fiksasyon Sistemleri İle Stabilizasyonunun Makaslama Kuvveti Üzerine Etkilerinin Biyomekanik Karşılaştırılması” adlı tez çalışması aşağıdaki jüri tarafından DOKTORA TEZİ olarak OY BİRLİĞİ/OY ÇOKLUĞU İLE KABUL/RET edilmiştir.

Tez Savunma Tarihi:

İmza

Unvanı Adı ve Soyadı

Üniversitesi

Jüri Başkanı

İmza

Unvanı Adı ve Soyadı

Üniversitesi

Raportör

İmza

Unvanı Adı ve Soyadı

Üniversitesi

Üye

İmza

Unvanı Adı ve Soyadı

Üniversitesi

Üye

İmza

Unvanı Adı ve Soyadı

Üniversitesi

Üye

Tez hakkında alınan jüri kararı, Ankara Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Yönetim Kurulu tarafından onaylanmıştır.

İmza

Unvanı Adı ve Soyadı

Sağlık Bilimleri Enstitüsü Müdürü

ÖZET

Kedilerde Diyafizer Oblik Tibia Kırıklarının Sirküler-Semisirküler Eksternal Fiksasyon Sistemleri İle Stabilizasyonunun Makaslama Kuvveti Üzerine Etkilerinin Biyomekanik Karşılaştırılması

Kedilerde tibia kırıkları genellikle yüksekten düşme ve trafik kazası sonucu şekillenmektedir. Bu kırıkların sağaltımında intramedullar pin, plak, eksternal fiksasyon, kilitli çivileme, tie-in konfigürasyonu ve bu sağaltım seçeneklerinin kombinasyonu gibi çeşitli yöntemler tanımlanmıştır. Eksternal fiksasyon yöntemi, beşeri ve veteriner hekimlikte osteosentez, eklem stabilizasyonu ve anguler deformitelerin sağaltımında sıklıkla kullanılmaktadır. Bu yöntem diğer yöntemlere göre, konfigürasyonun çok yönlü montajının yapılabilmesi, açık kırıklarda etkin yara sağaltımına olanak sağlaması, uygulanan ekstremitedeki vasküler yapının az düzeyde hasar görmesi nedeniyle daha avantajlı sayılmaktadır. Bu yöntemin değişik kullanım şekilleri tanımlanmış olsa da sıklıkla linear, sirküler ve hibrit eksternal fiksasyon sistemleri kullanılmaktadır. Klasik ilizarov sistemi ile yapılan osteosentez operasyonlarından olumlu sonuçlar alındığı bildirilse de insan temelli biyomekanik analizler 30° den daha oblik kırıklarda klasik ilizarov sisteminin makaslama kuvvetini önlemede diğer yöntemlere göre yetersiz olduğunu ortaya koymuştur. Yapılan bu analizler sonucu 30° den daha oblik kırıklarda makaslama kuvvetini en iyi şekilde önleyebilmek için paralelogram yapısı oluşturmak gerektiği bildirilmektedir. Bu tez çalışmasında, çalışmayla ilişkilendirilmeyen, farklı nedenlerle ex olan veya tıbbi gerekçelerle ötenazi yapılan 1-5 yaş aralığında, iskelet sisteminde metabolik bozukluğu olmayan, tibia kemiklerinde kırık veya çatlak bulunmayan, 3-6 kg aralığında 20 kediden alınan 40 adet tibia kemiğine 4 farklı eksternal fiksasyon konfigürasyonu yerleştirilerek biyomekanik testler uygulandı. Daha sonra tibia kemiklerinin koronal yüzeyine, kemik testeresi ile orta 1/3 diyafizer bölgeden 45° oblik osteotomi yapıldı. 4 gruptaki toplam 40 kemik, basınç kontrollü hidrolik pres cihazına vertikal olarak yerleştirildi ve sırasıyla 0 N, 5 N, 10 N, 20 N, 40 N, 60 N, 100 N ve 150 N aksiyal kompresyon uygulandı. Elde edilen veriler istatistiksel olarak değerlendirildi. Bu çalışmanın amacı, kedilerin 45° lik oblik tibia kırıklarında sirküler ve semisirküler eksternal fiksator sistemleri ile yapılan stabilizasyonların, makaslama kuvvetini önleme derecelerini ve sistemlere eklenen paralelogram yapının makaslama kuvveti üzerine etkilerini biyomekanik olarak karşılaştırmaktır. Sonuç olarak bu çalışma, sirküler İizarov halkalarının oluşturduğu konfigürasyonun, 135° semisirküler arkların oluşturduğu konfigürasyona göre makaslama kuvvetini daha iyi önlediğini ve sistemlere eklenen paralelogram yapının makaslama kuvvetini önlemede konfigürasyon stabilitesini arttırdığını ortaya çıkardı. Aynı zamanda paralelogram yapının konfigürasyonlara eklenmesinin oldukça pratik olması ve konfigürasyon dayanıklılığını arttırmasından dolayı tüm oblik kırıklarda uygulanabileceğini gösterdi.

Anahtar Sözcükler: Biyomekanik, Eksternal Fiksasyon, Kedi, Oblik Kırık, Makaslama Kuvveti

SUMMARY

Biomechanical Comparison of the Effects of Circular-Semicircular External Fixation Systems on the Shear Force of Diaphyseal Oblique Tibia Fractures in Cats

Tibia fractures in cats are usually occurred by high-rise syndrome and traffic accidents. Various methods have been described in the treatment of these fractures, such as intramedullary pin, plate, external fixation, interlocking nailing, tie-in configuration, and a combination of these treatment options. External fixation method is frequently used in human and veterinary medicine for osteosynthesis, joint stabilization and treatment of angular deformities. This method is considered more advantageous than other methods, as the configuration can be designed in multiple ways, allows wound management in open fractures, and causes minimal damage to the vascular structure. Although different types of this method have been defined, linear, circular and hybrid external fixation systems are frequently used. Although successful results were reported with the classical ilizarov system, human-based biomechanical analyzes revealed that the classical ilizarov system was inadequate compared to other methods in preventing shear force in oblique fractures greater than 30°. As a result of these analyzes, it is reported that a parallelogram structure should be formed in order to prevent the shear force in the best way in oblique fractures of more than 30°. Tibia bones were harvested from 20 skeletally mature cats, weighing between 3 and 6 kg, aged 1-5 years, without metabolic disorders in the skeletal system, without fractures or fissure in the tibia bones recently euthanatized for reasons unrelated to this study. Then, a 45° oblique osteotomy was performed on the coronal surface of the tibia bones with a bone saw from the middle 1/3 diaphyseal region. Biomechanical tests were performed by placing 4 different external fixation configurations on the bones. 40 bones divided into 4 groups were placed vertically in a pressure-controlled hydraulic press device and 0 N, 5 N, 10 N, 20 N, 40 N, 60 N, 100 N and 150 N axial compressions were applied, respectively. Obtained data were evaluated statistically. The aim of this study is to determine the success of circular and semicircular external fixator systems in preventing shear force in 45° oblique tibia fractures of cats. In addition, the effect of the parallelogram structure added to the configurations on the shear force is investigated. As a result, this study revealed that the circular ilizarov system prevents shear force better than the 135° semicircular arc configuration, and the parallelogram structure added to the systems increases the configuration stability to prevent shear force. It has also been shown that adding a parallelogram structure to configurations can be applied to all oblique fractures as it is very practical and increases the durability of the configuration.

Keywords: Biomechanics, Cat, External Fixation, Oblique Fracture, Shear Force

İÇİNDEKİLER

Etik Beyan	ii
Kabul ve Onay	iii
Özet	iv
Summary	v
İçindekiler	vi
Önsöz	viii
Simgeler ve Kısaltmalar	x
Şekiller	xi
Çizelgeler	xv
1. GİRİŞ	1
1.1. Kedilerin Tibia ve Fibula Kemiklerinin Cerrahi Anatomisi	2
1.2. Tibia Kemiğinin Eklem Oryantasyon Çizgileri ve Mekanik Aksisin Belirlenmesi	3
1.3. Kemiğe Etkiyen Kuvvetler ve Kırık Biyomekaniği	7
1.4. Eksternal Fiksasyon ve Çalışma Prensibi	9
1.5. Eksternal Fiksator Bileşenleri	11
1.5.1. Klempler	11
1.5.2. Pinler ve Teller	13
1.5.3. Barlar ve Rodlar	14
1.6. Eksternal Fiksatorların Sınıflandırılması	14
1.6.1. Linear Eksternal Fiksatorlar	14
1.6.1.1. Tip IA (Unilateral-Uniplanar)	15
1.6.1.2. Tip IB (Unilateral-Biplanar)	15
1.6.1.3. Tip II (Bilateral-Uniplanar)	16
1.6.1.4. Tip IIA	17
1.6.1.5. Tip IIB	17
1.6.1.6. Tip III (Bilateral-Biplanar)	18
1.6.2. Sirküler Eksternal Fiksatorlar	19
1.6.3. Tie-in Konfigürasyonu	22
1.6.4. Hibrit Eksternal Fiksatorlar	23
1.7. Eksternal Fiksatorların Biyomekanik Prensipleri	24
1.7.1. Pin ve Tellerin Biyomekanik Etkisi	25
1.7.1.1. Pin ve Tel Tipi	26
1.7.1.2. Pin ve Tel Çapı	28
1.7.1.3. Pin ve Tellerin Uygulanma Açısı	28
1.7.2. Rodların Biyomekanik Etkisi	30
1.7.3. Sistemler Arası Biyomekanik Farklılıklar	32
2. GEREÇ VE YÖNTEM	37
2.1. Gereç	36
2.2. Yöntem	38
2.2.1. Tibia Kemiklerinin Toplanması	38
2.2.2. Konfigürasyonların Kurulması ve Özellikleri	38
2.2.2.1. Birinci Konfigürasyon	39
2.2.2.2. İkinci Konfigürasyon	40
2.2.3. Parallelogram Yapının Konfigürasyonlara Eklenmesi, Oblik Osteotomi ve Gruplandırma	41
2.2.4. Biyomekanik Testler	42
2.2.5. Verilerin Toplanması ve Değerlendirilmesi	44

3. BULGULAR	48
3.1. Tibia Kemikleri Toplanan Kedilerin Irk ve Cinsiyet Dağılımı	48
3.2. Tibia Kemikleri Toplanan Kedilerin Yaş ve Vücut Ağırlığı Dağılımları	48
3.3. Tibia Kemiklerinin Fiziksel ve Morfolojik Değerlendirmesi	49
3.4. Biyomekanik Test Bulguları	50
4. TARTIŞMA	60
5. SONUÇ VE ÖNERİLER	67
KAYNAKLAR	69
EKLER	75
Ek-1. Ankara Üniversitesi Hayvan Deneyleri Yerel Etik Kurulu Kararı	75



ÖNSÖZ

Kedilerde tibia kırıkları genellikle yüksekte düşme ve trafik kazası gibi yüksek enerjiye sahip travmalar sonucu şekillenmektedir. Bu kırıkların stabilizasyonu için eksternal fiksasyon, intramedüller pin, serklaj telleri, kilitli çivileme, plaklar ve vidalar gibi çeşitli yöntemler tanımlanmıştır. Bu yöntemlerin birbirini tamamlayıcı kombinasyonları da sıklıkla kullanılmaktadır.

Kırık stabilizasyonu, hastaların bireysel özellikleri, kırık tipleri, eşlik eden lezyonlar veteriner hekimin tecrübesi ve maliyetler gibi çeşitli faktörlere dayanır. Bu nedenle, optimal bir kırık stabilizasyon yönteminin olmadığı, her tekniğin kendine göre avantaj ve dezavantajlarının olduğu bildirilmektedir.

Eksternal fiksasyon yöntemi, beşeri ve veteriner hekimlikte osteosentez, eklem stabilizasyonu ve anguler deformitelerin sağaltımında sıklıkla kullanılmaktadır. Bu yöntem diğer yöntemlere göre, konfigürasyonun çok yönlü montajının yapılabilmesi, açık kırıklarda etkin yara sağaltımına olanak sağlaması, uygulanan ekstremitedeki vasküler yapının az düzeyde hasar görmesi nedeniyle daha avantajlı sayılmaktadır.

Bu yöntemin değişik kullanım şekilleri tanımlanmış olsa da sıklıkla linear, sirküler ve hibrit eksternal fiksasyon sistemleri kullanılmaktadır. Klasik sirküler ilizarov halkaları ile yapılan osteosentez operasyonlarından olumlu sonuçlar alındığı bildirilse de insan temelli biyomekanik çalışmalar 30° den daha oblik kırıklarda klasik sirküler ilizarov halkalarının makaslama kuvvetini önlemede diğer yöntemlere göre yetersiz olduğunu ortaya koymuştur. Yapılan bu analizler sonucu 30° den daha oblik kırıklarda makaslama kuvvetini en iyi şekilde önleyebilmek için paralelogram yapıyı oluşturmak gerektiği bildirilmiştir. Bu yapıyı oluşturabilmek için perkutan uygulanan pinler kırık hattı çizgisine ve birbirlerine paralel olarak uygulanması gerekmektedir.

Bu çalışmanın amacı, kedilerin 45° lik oblik tibia kırıklarında sirküler ve semisirküler eksternal fiksator sistemleri ile yapılan stabilizasyonların, makaslama kuvvetini önleme derecelerini ve sistemlere eklenen paralelogram yapının makaslama kuvveti üzerine etkilerini biyomekanik olarak karşılaştırmaktır.

Cerrahi Anabilim Dalı'nda doktora yaptığım süre boyunca bana yol gösteren, desteğini hiçbir zaman esirgemeyen değerli hocam Prof. Dr. Ali Bumin'e, lisans döneminden itibaren

her zaman yakın desteğini hissettiğim Onkoduz Mayıs Üniversitesi Veteriner Fakültesi Cerrahi Anabilim Dalı öğretim üyesi değerli hocam Prof. Dr. Cenk Yardımcı'ya, biyomekanik testlerin yapılmasında yardımcı olan Çankaya Üniversitesi Mühendislik Fakültesi Öğr. Gör. Onat Totuk'a, anatomi çalışmalarda yardımcı olan Prof. Dr. Çağdaş Oto'ya, çalışmalarında her zaman yol gösteren ve üzerimde çok büyük emeği olan değerli ağabeyim Uzman Vet. Hekim Atilla Doğan'a, doktora hayatım boyunca manevi desteklerini ve yardımlarını esirgemeyen çok değerli Vet. Hekim Fati Qoti ve Vet. Hekim Merve Yıldız Doğan'a, istatistiksel analizlerde yardımcı olan Prof. Dr. Aytaç Akçay'a, Projenin materyalini oluşturan fiksatörlerin üretilmesi aşamasında desteklerini bizden esirgemeyen, Exvet® firmasının tüm personeline desteklerinden dolayı bütün kalbimle teşekkür ederim.

Ayrıca, doktora çalışmalarımın yurtdışında geçirdiğim yaklaşık 1 yıllık zaman diliminde, Ortopedi ve Travmatoloji alanında bana çok değerli bilgiler katan ve ufkumu genişleten Dipl. Eva Schnabl-Feichter'a, Dipl. Aldo Vezzoni'ye, Dipl. Noel Fitzpatrick'e ve Dipl. Sarah Girling'e çok teşekkür ederim.

Son olarak, en değerlilerim annem Doç. Dr. Fatma Uygur'a, babam Prof. Dr. Erdoğan Uygur'a, kardeşlerim Dr. Neslihan Gökçe Uygur ve Berke Gökcalp Uygur'a, teyzem Safiye Atakul'a hayatımın her aşamasında verdikleri desteklerden dolayı minnettarım.

SİMGELER VE KISALTMALAR

APEF	Akrilik Pin Eksternal Fiksasyon
ark.	Arkadaşları
CESF	Sirküler Eksternal Fiksator
cm	Santimetre
df	Serbestlik Derecesi
ESF	Eksternal Fiksator
kg	Kilogram
mCrDTA	Mekanik Kranial Distal Tibial Aç1
mCrPTA	Mekanik Kranial Proksimal Tibial Aç1
MIPO	Minimal İnvaziv Plak Osteosentez
mm	Milimetre
mMDTA	Mekanik Medial Distal Tibial Aç1
mMPTA	Mekanik Medial Proksimal Tibial Aç1
mPLA	Arka ekstremitenin mekanik aksisi
N	Newton
NaCl	Sodyum Klorür
PMMA	Polimetil Metakrilat
RPM	Dakikadaki Devir Sayısı
TPA	Tibial Plato Açısı
USA	Amerika Birleşik Devletleri

ŞEKİLLER

- Şekil 1.1.** A) Sol tibia ve fibula kemiklerinin kranialden görünümü B) Sol tibia ve fibula 2 kemiklerinin kaudalden görünümü (De Iuliis ve Pulera, 2019)
- Şekil 1.2.** Tibia ve fibulanın yapısına katıldığı tarsal eklem görünümü (Kulendra ve Arthurs, 2014) 3
- Şekil 1.3.** Frontal düzlemde ölçülen tibial açılar. mMPTA, mekanik medial proksimal 4 tibial açı; mMDTA, mekanik medial distal tibial açı (Piccionello vd., 2020)
- Şekil 1.4.** Sagittal düzlemde ölçülen tibial açılar. mCrPTA, mekanik kranial proksimal 5 tibial açı; mCrDTA, mekanik kranial distal tibial açı; TPA, tibial plato açısı (Piccionello vd., 2020)
- Şekil 1.5.** A) r-s: femurun mekanik aksisi; t-u: tibianın mekanik aksisi; v-w: metatarsusun 6 mekanik aksisi; (B) x-y: Arka ekstremitenin mekanik aksisi (mPLA) (Swanson vd., 2012)
- Şekil 1.6.** Kemiğe etkiyen kuvvetler (Tobias ve Johnston, 2013) 8
- Şekil 1.7.** Kemiğe etkiyen kuvvetlerin oluşturduğu kırık tipleri. A) Aksiyel kompresyon sonucu 9 oluşan oblik kırık, B) Bükülme kuvveti sonucu oluşan transversal kırık, C) Bükülme ve aksiyel kompresyon kuvvetlerinin kombinasyonu sonucu oluşan parçalı kırık, D) Torsiyon kuvveti sonucu oluşan spiral kırık (Tobias ve Johnston, 2013)
- Şekil 1.8.** Sirküler eksternal fiksasyon konfigürasyonu 10
- Şekil 1.9.** A) Standart Kirschner-Ehmer Klemp B) Securos Klemp C) IMEX-SK Klemp. Kırmızı 12 oklar bağlantı rodlarının klemplere sabitleneceği bölümü göstermektedir (Corr, 2005)
- Şekil 1.10.** Tibiaya uygulanan akrilik pin eksternal fiksasyon sisteminin kraniomedial 12 görünümü. 1 numaralı rod medial, 2 numaralı rod ise kranial konumdadır. İki rod arasındaki bağlantı ok ile gösterilen pin ile sağlanmaktadır (Kraus vd., 2008)
- Şekil 1.11.** A) Ellis pin. Pinin en zayıf noktası düz kısmı ile yivli kısmın birleşim noktasıdır 13 ve siyah ok ile gösterilmektedir. B) Trokar uçlu Steinmann pin. C) Pozitif profil Shanz pini. D) Ortası yivli positif profil Shanz pini (Corr, 2005)
- Şekil 1.12.** A) Yarım pin uygulaması B) Tam pin uygulaması (Palmer, 2012) 13
- Şekil 1.13.** Linear ESF için yaygın olarak kullanılan rodlar. A) Karbon fiber rod. 14 B) Titanyum rod. C) Paslanmaz çelik rod (Tobias ve Johnston, 2013)
- Şekil 1.14.** A) Çift Klemp Sistemi B) Tek Bar/Rod Sistemi C) Çift Bar/Rod 15 Sistemi (Decamp, 2015)
- Şekil 1.15.** A) Tip IB Linear ESF Konfigürasyonu B) Pin, rod ve kemiğin birbirlerine 16 göre konumu (Decamp, 2015)
- Şekil 1.16.** A) Tip IIA Linear ESF Konfigürasyonu (Kraus vd., 2008) 17
- Şekil 1.17.** A) Tip IIB Linear ESF Konfigürasyonu (Kraus vd., 2008) 18
- Şekil 1.18.** A) Tip III Linear ESF Konfigürasyonu. B) Pin, rod ve kemiğin birbirlerine 19 göre konumu (Decamp, 2015)
- Şekil 1.19.** Sirküler eksternal fiksator 20
- Şekil 1.20.** A) ½ Halka B) 5/8 Halka C) ¼ Halka (Solomin, 2013) 21

Şekil 1.21. A) 1985 yılında geliştirilen Phillipe Moniot cihazı. B) 1996 yılında geliştirilen Taylor Spatial Frame'in (TSF) ilk versiyonu C) 2000 yılında geliştirilen Taylor Spatial Frame'in ikinci versiyonu (Paley, 2011)	22
Şekil 1.22. A) Femur kemiğine uygulanan Tie-in Konfigürasyonu B) Humerus kemiğine uygulanan Tie-in Konfigürasyonu (Yardımcı vd., 2018a; Yardımcı vd., 2018b)	23
Şekil 1.23. Sirküler ve Linear sistemlerin kombinasyonu ile oluşturulmuş hibrit eksternal fiksator (Decamp, 2015)	24
Şekil 1.24. Hidroksiapatit ile kaplama yapılan yarım pinler (Solomin, 2013)	25
Şekil 1.25. Farklı uçlara sahip tel çeşitleri. A) Üç yönlü tel B) Feather teli c) Tek yönlü tel (Solomin, 2013)	26
Şekil 1.26. Farklı uçlara sahip pin çeşitleri. A) Düz pin B) Pozitif profil Schanz pini C) Negatif profil Schanz pini. Kırmızı ok pinin en zayıf noktasını göstermektedir (Tobias ve Johnston, 2013)	27
Şekil 1.27. A) Kortikal yivli Schanz pini B) Kansellöz yivli Schanz pini (Decamp, 2015)	28
Şekil 1.28. Birbirlerine göre nötr açıda olan Kirschner tellerinin görünümü (Solomin, 2013)	29
Şekil 1.29. Pinlerin kemiğin uzun eksenine göre 70° açılı olacak şekilde uygulanması (Decamp, 2015; Solomin, 2013)	30
Şekil 1.30. Uygulanan pinlerin, kırık hattına yakın ve kemiğin uç kısımlarına yakın uygulanması biyomekanik dayanıklılığı arttırmaktadır. C konfigürasyonunun dayanıklılığı A ve B konfigürasyonlarından daha fazladır (Decamp, 2015)	30
Şekil 1.31. A) Tibiada eksternal fiksasyon uygulaması sonrası pinlerin çalışma uzunluğu (x) B) Femurda eksternal fiksasyon uygulaması sonrası pinlerin çalışma uzunluğu (3x) (Decamp, 2015)	32
Şekil 1.32. Kemik ve halkalar arasındaki mesafe kısaldıkça, fragment stabilizasyonunun rijiditesi artmaktadır (Solomin, 2013)	33
Şekil 1.33. A) İkinci bir rod eklenen Tip IA konfigürasyonu B) Tip IIB konfigürasyonu C) Tip IIA konfigürasyonu (Decamp, 2015)	35
Şekil 2.1. Ankara Üniversitesi Veteriner Fakültesi Hayvan Hastanesi Cerrahi Anabilim Dalı Radyoloji Görüntüleme Ünitesinde bulunan Dinamik x-ray Dijital Röntgen cihazı	36
Şekil 2.2. Çankaya Üniversitesi Makine Test Laboratuvarında bulunan özel yapım basınç kontrollü hidrolik pres cihazı	37
Şekil 2.3. YZC-516C Guang Ce S tipi yük hücresi	37
Şekil 2.4. Halkaların birbirlerine ve kırık hattına göre konumları. A) 1. Konfigürasyon B) 2. konfigürasyon	39
Şekil 2.5. a) 3 mm çaplı hegzagonal somun b) 3 mm çaplı dişli rod c) 50 mm alüminyum sirküler ilizarov d) Erkek menteşe e) Slot erkek menteşe f) Pin Tutucu g) 2 mm Steinmann pin h) 1,5 mm Kirschner teli	40
Şekil 2.6. 2. Konfigürasyon bileşenleri a) 50 mm, 135°, 4 delikli alüminyum ark	41

- Şekil 2.7.** A) Parallelogram yapı (Lowenberg vd., 2008) B) 1. konfigürasyonda paralelogram yapının oluşturulması ve oblik osteotomi C) 2. konfigürasyonda paralelogram yapının oluşturulması ve oblik osteotomi D) A grubu 6 numaralı kemiğin test öncesi radyografik değerlendirmesi 42
- Şekil 2.8.** Birinci konfigürasyon uygulanan ve paralelogram yapı eklenen B grubu 3 numaralı kemiğe uygulanan biyomekanik test aşamaları a) 0 N b) 5 N c) 10 N d) 20 N e) 40 N f) 60 N g) 100 N h) 150 N 43
- Şekil 2.9.** İkinci konfigürasyon uygulanan ve paralelogram yapı eklenmeyen D grubu 9 numaralı kemiğe uygulanan biyomekanik test aşamaları a) 0 N b) 5 N c) 10 N d) 20 N e) 40 N f) 60 N g) 100 N h) 150 N 44
- Şekil 2.10.** D grubu 1 numaralı kemiğe uygulanan biyomekanik test aşamaları, makaslama kuvveti, kemiğin boyca kısalma miktarı ve alınan orjin noktalar a) 0 N b) 5 N c) 10 N d) 20 N e) 40 N f) 60 N g) 100 N h) 150 N 45
- Şekil 2.11.** ImajeJ 1.52a programının kalibrasyonu 45
- Şekil 2.12.** A) C grubu 4 numaralı kemiğe aksiyel kompresyon uygulanmadan (0 N) önce orjin noktalar arasındaki mesafe ölçümü B) Ölçümün piksel seviyesinde yakınlaştırılmış görüntüsü 46
- Şekil 2.13.** A) C grubu 4 numaralı kemiğe 5 N aksiyel kompresyon uygulandıktan sonra orjin noktalar arasındaki mesafe ölçümü B) Ölçümün piksel seviyesinde yakınlaştırılmış görüntüsü. 0N değerinde ölçülen 12.598 mm lik uzunluk 5 N kuvvet uygulandığında 12.480 mm ölçüldü. İki değer farkı alınarak 5 N aksiyel kompresyonda 0,118 mm boyca kısalma olduğu hesaplandı 47
- Şekil 3.1.** Çalışmayı oluşturan tibia kemiklerinin milimetre cinsinden uzunluk dağılımı 50
- Şekil 3.2.** B grubu 6 numaralı kemiğin aksiyel kompresyon sırasında kayıt edilen görüntüleri a) 0 N b) 5 N c) 10 N d) 20 N e) 40 N f) 60 N g) 100 N h) 150 N 52
- Şekil 3.3.** A) C grubu 9 numaralı kemiğe aksiyel kompresyon uygulanmadan (0 N) önce orjin noktalar arasındaki mesafe ölçümü B) Aynı kemiğe 150 N aksiyel kompresyon uygulandıktan sonra orjin noktalar arasındaki mesafe ölçümü C) Aksiyel kompresyon uygulanmadan (0 N) önce yapılan ölçümlerin piksel seviyesinde yakınlaştırılmış görüntüsü. D) 150 N aksiyel kompresyon uygulandıktan sonra yapılan ölçümlerin piksel seviyesinde yakınlaştırılmış görüntüsü. 0 N değerinde ölçülen 10,951 mm lik uzunluk 150 N kuvvet uygulandığında 9.334 mm ölçüldü. İki değer farkı alınarak 150 N aksiyel kompresyonda 1,617 mm boyca kısalma olduğu hesaplandı 54
- Şekil 3.4.** Tüm gruplardaki kemiklerin ortalama aksiyel kompresyon-kırık hattı migrasyonu grafiği 56
- Şekil 3.5.** A) C grubu 3 numaralı kemiğin 0 N (üst) ve 150 N (alt) aksiyel kompresyon sırasında kayıt edilen görüntüleri. B) D grubu 9 numaralı kemiğin 0 N (üst) ve 150 N (alt) aksiyel kompresyon sırasında kayıt edilen görüntüleri 58
- Şekil 3.6.** A) C grubu 3 numaralı kemiğin 0 N (üst) ve 20 N (alt) aksiyel kompresyon sırasında kayıt edilen görüntüleri. B) D grubu 9 numaralı kemiğin 0 N (üst) ve 20 N (alt) aksiyel kompresyon sırasında kayıt edilen görüntüleri 58
- Şekil 3.7.** D grubu 7 numaralı kemiğin aksiyel kompresyon sırasında kayıt edilen görüntüleri a) 0 N b) 5 N c) 10 N d) 20 N e) 40 N f) 60 N g) 100 N h) 150 N 59

Şekil 3.8. A) A grubu 2 numaralı kemiğin 0 N (üst) ve 150 N (alt) aksiyel kompresyon sırasında 59 kayıt edilen görüntüleri. B) B grubu 3 numaralı kemiğin 0 N (üst) ve 150 N (alt) aksiyel kompresyon sırasında kayıt edilen görüntüleri



ÇİZELGELER

Çizelge 2.1. Biyomekanik testler öncesi kemiklerin gruplandırılması	42
Çizelge 3.1. Tibia kemikleri toplanan kedilerin ırk ve cinsiyetleri	48
Çizelge 3.2. Tibia kemikleri toplanan kedilerin yaş ve vücut ağırlığı	49
Çizelge 3.3. A grubu kemiklerinin milimetre cinsinden boyca kısalma miktarları ve uygulanan aksiyel kompresyon değerleri	51
Çizelge 3.4. B grubu kemiklerinin milimetre cinsinden boyca kısalma miktarları ve uygulanan aksiyel kompresyon değerleri	52
Çizelge 3.5. C grubu kemiklerinin milimetre cinsinden boyca kısalma miktarları ve uygulanan aksiyel kompresyon değerleri	53
Çizelge 3.6. D grubu kemiklerinin milimetre cinsinden boyca kısalma miktarları ve uygulanan aksiyel kompresyon değerleri	55
Çizelge 3.7. Tüm gruplardaki kemiklerin milimetre cinsinden ortalama boyca kısalma miktarları ve uygulanan aksiyel kompresyon değerleri	55
Çizelge 3.8. Farklı Newton değerinde gruplar arasındaki istatistiksel karşılaştırmalar	57

1. GİRİŞ

Kedilerde uzun kemik kırıklarının genellikle trafik kazaları ve yüksekten düşme gibi yüksek enerjiye sahip travmalar sonucu şekillendiği belirtilmektedir (Worth, 2007). Yapılan araştırmalarda kedilerde tibia kırıkları tüm kırıkların %10-20'sini oluşturduğu ve oluşan kırıkların büyük bir çoğunluğu orta ve distal diyafizer bölgede şekillendiği bildirilmektedir (Seaman ve Simpson, 2004; Sherman vd., 2023; Witte vd., 2014; Zaal ve Hazewinkel, 1997).

Uzun kemiklerin kırıklarının stabilizasyonu için eksternal fiksasyon, intramedüller pin, kilitli çivileme, plaklar ve vidalar gibi çeşitli yöntemler tanımlanmaktadır (Dias vd., 2018; Glyde ve Arnett, 2006; Perry ve Bruce, 2015; Scott, 2005).

Bu yöntemlerin birbirini tamamlayıcı kombinasyonlarının kullanıldığı ve kırık stabilizasyonun, hastaların bireysel özellikleri, kırık tipleri, eşlik eden lezyonlar veteriner hekimin tecrübesi ve maliyetler gibi çeşitli faktörlere dayandığı bildirilmektedir. Bu nedenle, optimal bir kırık stabilizasyon yönteminin olmadığı, her tekniğin kendine göre avantaj ve dezavantajlarının olduğu bildirilmektedir (Dias vd., 2018). Eksternal fiksasyon yönteminin, beşeri ve veteriner hekimlikte osteosentez, eklem stabilizasyonu ve anguler deformitelerin sağaltımında sıklıkla kullanıldığı belirtilmektedir. Bu yöntemin diğer yöntemlere göre, konfigürasyonun çok yönlü montajının yapılabilmesi, açık kırıklarda etkin yara sağaltımına olanak sağlaması, uygulanan ekstremitedeki vasküler yapının az düzeyde hasar görmesi nedeniyle daha avantajlı bir yöntem olduğu düşünülmektedir (Pozzi vd., 2021; White vd., 2003; Yardımcı vd., 2011).

Yapılan bu çalışmalarda modern ESF sistemlerinin linear, akrilik, sirküler veya hibrit sistem olarak sınıflandırıldığı görülmektedir. Sirküler ESF (CESF) sistemlerinde genellikle halkalara gerilim altında sabitlenmiş ince, yivsiz Kirschner tellerinin kullanıldığı bildirilmektedir. Konfigürasyonu oluşturan halkalar arasındaki bağlantının dişli rodlar aracılığı ile sağlandığı ve aynı zamanda hibrit bir ESF sistemi oluşturmak için çeşitli ESF sistemlerinin birbirleri ile kombine kullanılabildiği belirtilmektedir (Palmer, 2012).

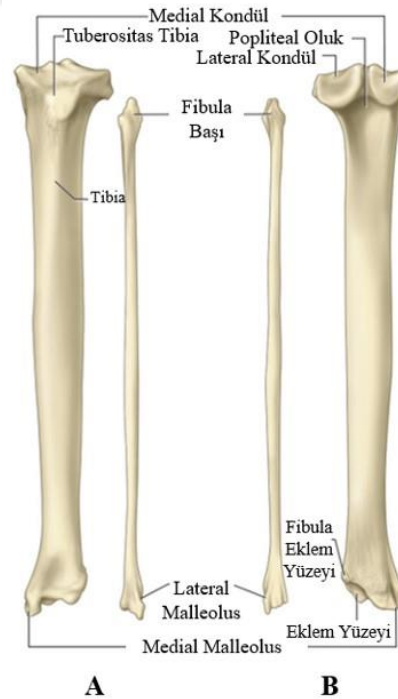
Sirküler eksternal fiksatörlerin, sağladıkları rijid fiksasyon özelliği, hastalara ekstremitelerini erken dönemde kullanma olanağı sağlaması, eklem hareketlerini sınırlamaması, kademeli destabilizasyona izin vermesi ve postoperatif dönemde yara bakımının kolay olması gibi önemli avantajları olan bir yöntemdir (Egger vd., 1993; Marcellin, 1999). Aynı zamanda

alışmalar, eksternal fiksasyonun kırık hattında aksiyel mikro hareketliliğe izin vererek kırık iyileşmesini olumlu yönde etkilediğini bildirmektedirler (Clarke ve Carmichael 2006).

Sirküler eksternal fiksatörlerin 30° ye kadar olan oblik kırıkları başarı ile stabilize ettiğı, 30° den daha fazla olan oblik kırıklarda ise aynı stabilizasyonu sağlayamadığı ve makaslama kuvvetini önleyemediğı ve birbiri ile dik açı oluşturan yarım pinlerin sisteme eklenmesi durumunda stabilizasyonun arttığı bilinmektedir. Yapılan alışmalar, 30° den daha fazla açığa sahip oblik kırıklarda makaslama kuvvetini önlemede en etkili yöntemin paralelogram yapının sisteme eklenmesi ile mümkün olduğunu göstermektedir. Bu yapıyı oluşturabilmek için perkutan uygulanan pinlerin kırık hattı çizgisine ve birbirlerine paralel olarak uygulanması gerektiğı bildirilmektedir (Lowenberg vd., 2008).

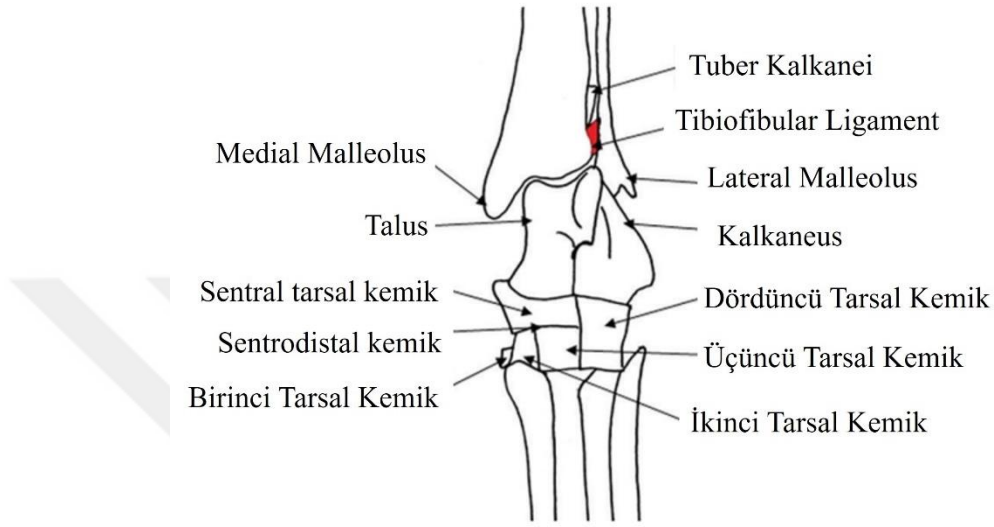
1.1. Kedilerin Tibia ve Fibula Kemiklerinin Cerrahi Anatomisi

Kedilerde tibia, proksimal üçte birlik kısımda üçgen şekilli ve distal üçte ikilik kısımlarda yuvarlak ve oval şekle sahip düz bir kemiktir. Proksimal yüzeyinde femur ile eklem yapan lateral ve medial kondüller bulunmaktadır (Şekil 1.1). Distalde ise iki eklem yüzeyine sahiptir. Büyük olan talus ile küçük olan ise fibula ile eklem oluşturmaktadır (De Iuliis ve Pulera, 2019).



Şekil 1.1. A) Sol tibia ve fibula kemiklerinin kranialden görünümü B) Sol tibia ve fibula kemiklerinin kaudalden görünümü (De Iuliis ve Pulera, 2019)

Fibulanın kedilerde çok ince olduğu ve ağırlık taşımaya katkıda bulunmadığı bildirilmektedir, ancak diz ve tarsal eklem lateral kollateral bağlarının bağlanma yeri konumunda olduğu için bu iki eklem stabilitesinde önemli rol oynamaktadır. Distal fibula, tibiofibular ligament ile tibia'nın distaline bağlanır ve bu ligament tarsal eklem stabilitesi için oldukça önemlidir (Şekil 1.2) (Kulendra ve Arthurs, 2014).

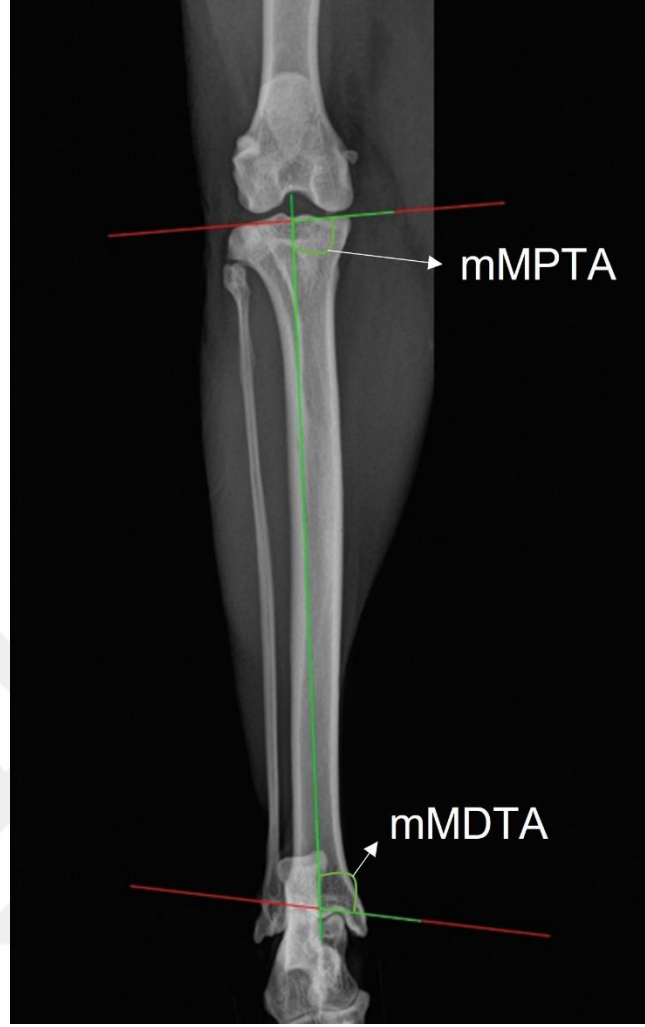


Şekil 1.2. Tibia ve fibulanın yapısına katıldığı tarsal eklem görünümü (Kulendra ve Arthurs, 2014)

1.2. Tibia Kemisinin Eklem Oryantasyon Çizgileri ve Mekanik Aksisin Belirlenmesi

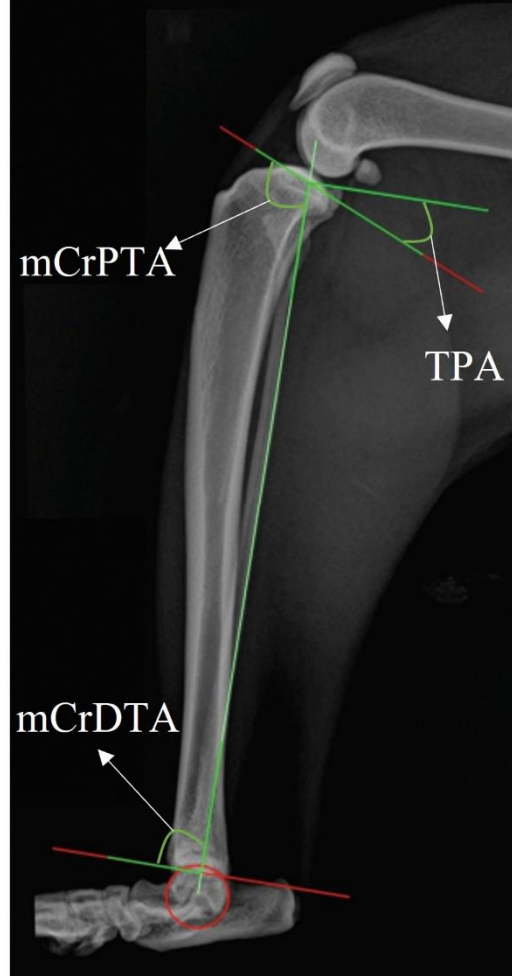
Paley (2002)'in yapmış olduğu tanımlamaya göre tibia'nın frontal düzlemde mekanik aksisi, proksimal eklem yüzeyinin merkezinden, iki interkondüler tüberkül arasındaki orta noktadan ve distal eklem yüzeyinin merkezinden, medial ve lateral malleollusların orta noktasından geçen eksen olarak kabul edilir.

Tibia'nın frontal düzlemde proksimal eklem oryantasyon çizgisi medial ve lateral tibial kondüllerin konkavitesinin distal noktalarından geçen bir çizgi ile temsil edilmektedir. Distal eklem oryantasyon çizgisi ise, distal eklem yüzeyinin (Tibial Kohlea) medial ve lateral konkavitesinin proksimal noktalarından geçen düz bir çizgi ile temsil edilmektedir. Tibia'nın mekanik eksenini ile proksimal ve distal eklem referans çizgilerinin kesişimleri sırasıyla mMPTA ve mMDTA'yı oluşturmaktadır (Şekil 1.3) (Dismukes vd., 2008; Piccionello vd., 2020).



Şekil 1.3. Frontal düzlemde ölçülen tibial açılar. mMPTA, mekanik medial proksimal tibial açı; mMDTA, mekanik medial distal tibial açı (Piccionello vd., 2020)

Paley (2002)'in yapmış olduğu tanımlamaya göre tibianın sagittal düzlemde mekanik aksisi, tibial platonun kranial ve kaudal kenarlarının tam ortasından ve talusun trohleasının merkezinden geçen eksen olarak kabul edilir. Proksimal eklem oryantasyon çizgisi tibial platonun kranialinden kaudaline geçen çizgi ile temsil edilir. Distal eklem oryantasyon çizgisi ise, tibianın kranial ve kaudal korteksinin en distal noktalarından geçen çizgi ile temsil edilir. Tibianın mekanik ekseninin proksimal ve distal eklem oryantasyon çizgileri ile kesişimleri mCrPTA ve mCrDTA'yı oluşturur. Ayrıca, proksimal tibial eklem oryantasyon çizgisi ile kesiştiği seviyede, proksimal eklem oryantasyon çizgisi ile tibia mekanik eksenine dik açı arasında oluşan açı TPA'yı oluşturur (Şekil 1.4) (Piccionello vd., 2020).



Şekil 1.4. Sagittal düzlemde ölçülen tibial açılar. mCrPTA, mekanik kranial proksimal tibial açı; mCrDTA, mekanik kranial distal tibial açı; TPA, tibial plato açısı (Piccionello vd., 2020)

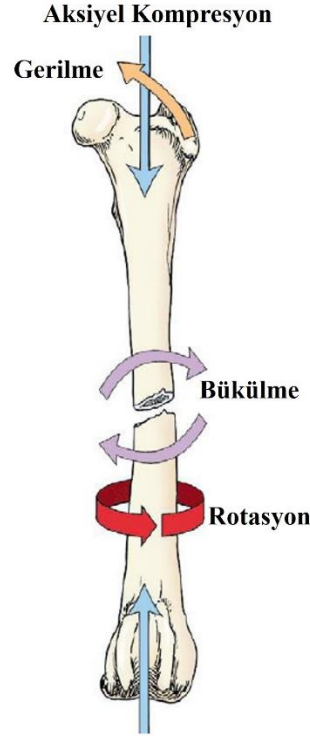
Şekil 1.5'te Dismukes tarafından açıklanan tekniklere göre kedilerin arka ekstremitesinin frontal düzlemde mekanik aksisi gösterilmektedir (Dismukes vd., 2008; Swanson vd., 2012).



Şekil 1.5. A) r-s: femurun mekanik aksisi; t-u: tibianın mekanik aksisi; v-w: metatarsusun mekanik aksisi; (B) x-y: Arka ekstremitenin mekanik aksisi (mPLA) (Swanson vd., 2012)

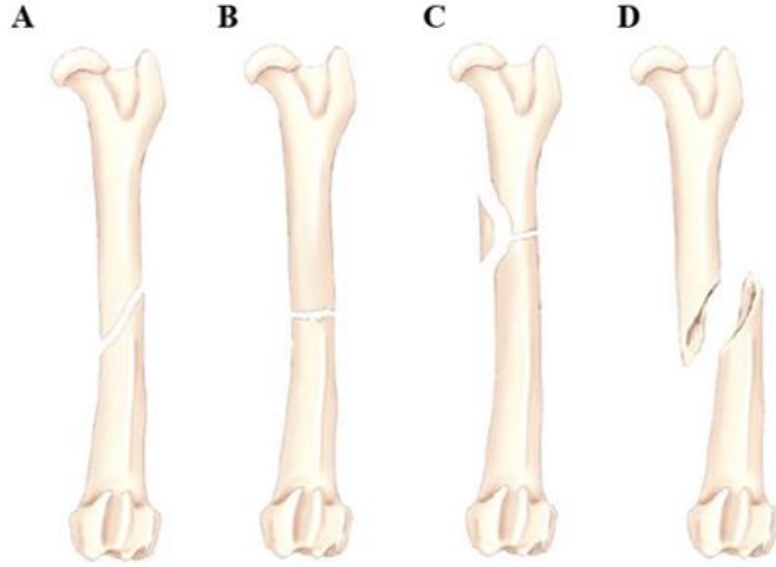
1.3. Kemiğe Etkiyen Kuvvetler ve Kırık Biyomekaniği

Kemikler, normal fonksiyonları sırasında birçok birleşik kuvvete maruz kalmaktadırlar (Şekil 1.6). Bu kuvvetlerin toplamının büyüklüğü kemiğin dayanma gücünü aştığında, kırılma meydana gelmektedir. Aksiyel kuvvetler kemiğin uzun eksenine paralel hareket etmektedirler. Gerilme kuvvetleri kemiği uzatmaya, kompresyon kuvvetleri ise kemiği kısaltmaya eğilimlidirler. Makaslama kuvvetlerinin tüm bir kemiğe göre kavramsallaştırmanın zor olduğu, ancak kemik içinde yaygın olduğu bildirilmektedir. Makaslama kuvvetleri, bir materyalin yüzüne paralel veya teğet etki etmektedir. Torsiyon kuvvetleri ise, kemiğin uzun eksenini etrafında döndürme etkisi yapmaktadırlar ve kemikte merkez eksenenden uzaklaştıkça artan makaslama gerilimi oluştururken, eğik düzlemlerde gerilme ve kompresyon oluştururlar. Bükülme kuvvetleri, kemiği bir tarafta dışbükey ve karşı tarafta içbükey yapmaya zorlar. Bükülme kuvvetleri genellikle moment olarak adlandırılmaktadır. Moment, kuvvetin bir nesneyi bükme veya döndürme eğilimidir ve tork birimleriyle ifade edilir. Bükülme kuvvetleri farklı şekillerde uygulanabilir. Saf bükülme, kemiğin her iki ucuna eşit ve zıt bir bükülme momenti uygulanmasından kaynaklanır. Bu, kemiğin uzunluğu boyunca eşit bir bükülme momentine neden olur. Bu nedenle, kemik boyunca herhangi bir noktada kırılma meydana gelebilir. Bu bükülme durumu apendiküler iskelette nadiren görülür. Manivela bükülme, kemiğin bir uca sabitlenmesi ve diğer uca enine bir yük uygulanmasından kaynaklanır. Bu durum, sabitleme noktasındaki bükülme momentinin en yüksek olmasına neden olmaktadır ve bu noktadan uzaklaştıkça doğrusal olarak azalmaktadır (Tobias ve Johnston, 2013).



Şekil 1.6. Kemiğe etkiyen kuvvetler (Tobias ve Johnston, 2013)

Yapılan çalışmalar, kemik şeklinin kırık şekli üzerinde bir miktar etkisi olmasına rağmen, kırık şeklinin büyük ölçüde kırılmaya neden olan kuvvetlerin yönü ve kemiğin etkiyen kuvvetlere gösterdiği direnç tarafından belirlendiğini ortaya çıkarmıştır (Şekil 1.7). Aksiyel kompresyon kuvvetlerin oblik kırıklara neden olduğu bildirilmektedir, çünkü kemiklerin osteonal ve kollajen lif yapısı nedeniyle makaslama kuvvetlerine karşı gösterdiği direnç kompresyon kuvvetlerine karşı gösterdiği dirence göre önemli ölçüde daha zayıftır. Kemik kompresyon kuvvetine maruz kaldığında, kompresyon gerilimi yerine en yüksek makaslama gerilimi çizgileri boyunca bozulur. Yapılan çalışmalar, bu çizgilerin kompresyon kuvvetinin yönünde ve 30 ile 45 derecelik bir açıda olma eğiliminde olduğunu göstermektedir (Tobias ve Johnston, 2013).



Şekil 1.7. Kemiğe etkiyen kuvvetlerin oluşturduğu kırık tipleri. A) Aksiyel kompresyon sonucu oluşan oblik kırık, B) Bükülme kuvveti sonucu oluşan transversal kırık, C) Bükülme ve aksiyel kompresyon kuvvetlerinin kombinasyonu sonucu oluşan parçalı kırık, D) Torsiyon kuvveti sonucu oluşan spiral kırık (Tobias ve Johnston, 2013)

1.4. Eksternal Fiksasyon ve Çalışma Prensibi

Eksternal fiksasyon, ESF veya Ex-Fix olarak da adlandırılan eksternal fiksasyon yöntemi; pinler, teller, klempler, rodlar veya halkaların bir kombinasyonunu kullanarak kemiklerin stabilizasyonunu sağlama yöntemidir (Palmer, 2012). ESF'nin ilk olarak 20. yüzyılın başlarında Lambotte tarafından kullanıldığı, daha sonra Anderson ve Hoffman tarafından kırığın üç düzlemde de manipüle edilmesine izin veren ayarlanabilir bir pin klempler sisteminin geliştirilmesiyle güncellendiği bildirilmektedir. Yapılan çalışmalar, bu yeni sistemin günümüzde kullanılan birçok modern fiksatöre öncü olduğunu göstermektedir (Moss ve Tejwani, 2007).

2. Dünya Savaşı sırasında yapılan çalışmalar, ESF kullanımının sayısız komplikasyon ve non-union ile sonuçlandığını ve bu teknik için "non-union makinesi" dendiğini bildirmektedir. Kısa süre sonra ESF'nin hızla gözden düştüğü ve kullanımının azaldığı görülmektedir. Birçok klinik ve biyomekanik araştırmadan sonra, ESF 1970'lerde Kuzey Amerika'da yeniden kullanılmaya başlanmış ve şu anda kırık fiksasyonu, deformite düzeltme ve diğer ortopedik cerrahi uygulamalarda yaygın olarak kullanılmaktadır. Sirküler eksternal fiksatörlerin (CESF) ilk olarak 1952'de Sibirya'dan Profesör Gavril A. İlizarov tarafından tanımlandığı bilinmektedir (Şekil 1.8). CESF'lerin eksternal fiksasyonun endikasyon alanını

geniřlettięi bilinsede, konvansiyonel eksternal fiksatorler ile aynı biyomekanik prensiplere sahiptir (Moss ve Tejwani, 2007).



şekil 1.8. Sirküler eksternal fiksasyon konfigürasyonu

ESF yönteminin veteriner ortopedi alanında ilk olarak 1930 ve 1940'larda uygulanmaya başladığı, ancak 1990'lara kadar popülerite kazanamadığı görölmektedir. 1990'lardan sonra, kırık ve osteotomi sağaltımının da biyoloji dostu bir fiksator olarak kullanıma girdiğı bildirilmektedir. İnternal fiksasyonun temelindeki anatomik redüksiyon ve rijit fiksasyondan daha ziyade biyolojik yöntemlerin önem kazanmasının ardından mevcut internal fiksasyon implantlarının ve tekniklerinin sınırlamalarının farkındalığı artmıştır. Biyolojik fiksasyonun ilkeleri, indirekt redüksiyon teknikleri, minimal yumuşak doku hasarı, köprü oluşturan osteosentez (sekonder kemik iyileşmesi) ve göreceli stabilizasyondan oluşmaktadır. Geliştirilen bir çok minimal invaziv plak osteosentez (MIPO) implant sistemleri ve teknikleri, bilinçli veya bilinçsiz olarak eksternal fiksatorlerin avantajlarını internal fiksasyona atfetmek için geliştirilmiştir. Kilitli plak-vida sistemlerinin çalışma prensibi ve tanımında bu durum oldukça belirgindir (Palmer, 2012).

Yapılan çalışmalarda kedilerde eksternal fiksasyon yönteminin kırıklar, eklem çıkıkları ve bazı yumuşak doku yaralanmaları gibi durumların tedavisinde ve açısız ekstremite bozuklukların düzeltilmesinde sıklıkla kullanıldığı görölmektedir (Corr, 2005; Corr, 2009; Corr, 2012; Jaeger vd., 2005; Prackova vd., 2022).

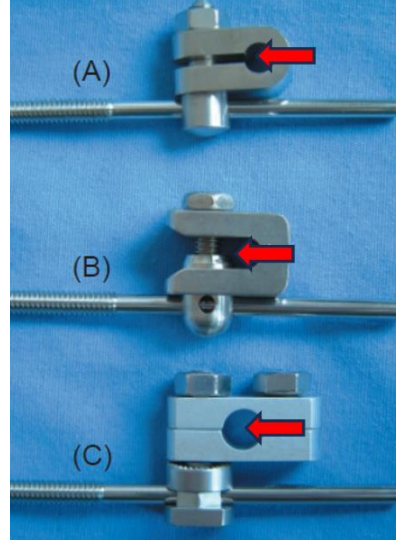
ESF'nin kırık bölgesi ve yumuşak dokuların minimum manipölasyonu sonucu hızlı bir kemik iyileşmesine olanak sağladığı ve özellikle biyolojik osteosentez için avantajlı olduğu görülmektedir. Özellikle parçalı ve açık kırıklarda bu durum önem kazanmaktadır. ESF uygulaması, kemiğe perkutan uygulanan pinlerin ekstrakutan rodlara bağlanması ile gerçekleştirilmektedir. Başarılı bir ESF uygulaması, cerrahın ilgili bölgenin topografik anatomisi hakkındaki deneyimi ve bilgisi gibi birçok faktöre bağlıdır. Optimal pin uygulaması enine kesitsel ekstremité anatomisi hakkında kapsamlı bilgi gerektirir. Aksi takdirde nörovasküler yaralanma ve eklem içi pin penetrasyonunu gibi malpraktislerin şekillenebileceği bildirilmektedir (Prackova vd., 2022).

Yapılan çalışmalar eksternal fiksasyon yönteminin diğer yöntemlere göre, konfigürasyonun çok yönlü montajının yapılabilmesi, açık kırıklarda etkin yara sağaltımına olanak sağlaması, kademeli destabilizasyona imkan vermesi ve uygulanan ekstremitédeki vasküler yapının az düzeyde hasar görmesi nedeniyle daha avantajlı olduğunu göstermektedir (Oliphant vd., 2013; White vd., 2003). Bu avantajlara rağmen bazı dezavantajlarda vardır. En önemli dezavantajlarından biri uygulanan pinlerin deriye ve yumuşak dokuya penetre olmasıdır. Normal fiziksel savunma bariyerlerinin bu şekilde aşılması, bölgesel yumuşak dokuların yangılanmasına veya enfeksiyonuna yol açabilmektedir. Ek olarak, rodların kemiğin merkez ekseninden uzak olması, mekanik olarak sistemi zayıf kılabilir. Bu dezavantajların bir sonucu olarak, erken pin gevşemesi ve pin dibi enfeksiyonunun ESF'de en sık görülen komplikasyonlar olduğu bildirilmektedir (Palmer, 2012).

1.5. Eksternal Fiksator Bileşenleri

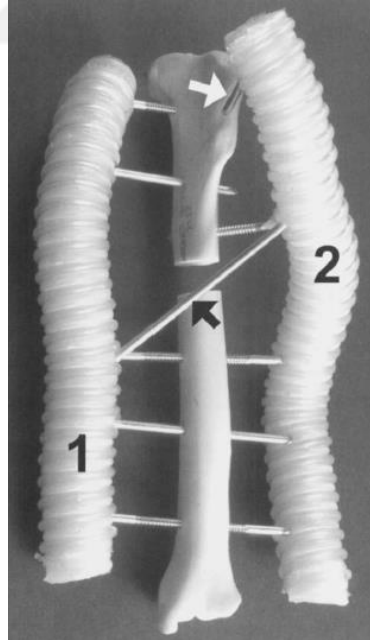
1.5.1. Klempler

Orjinal eksternal fiksasyon sistemi Kirschner-Ehmer sistemi olarak kabul edilmektedir. İlerleyen dönemlerde özellikle klemp tasarımı olmak üzere yeni tasarımlar ve sistemler tanıtılmıştır (Şekil 1.9).



Şekil 1.9. A) Standart Kirschner-Ehmer Klempt B) Securos Klempt C) IMEX-SK Klempt. Kırmızı oklar bağlantı rodlarının klemlere sabitleneceği bölümü göstermektedir (Corr, 2005)

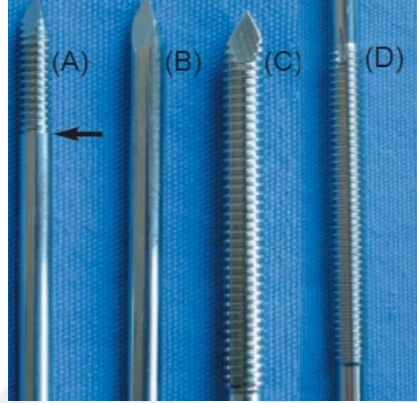
ESF yi oluşturan birçok bileşen, sistemler arasında değiştirilebilir ve tekrar kullanılabilir özelliktedir. ESF lerin bu özelliğinin istisnası ise akrilik pin eksternal fiksasyon sistemidir (APEF). APEF sisteminde, pinler klempt kullanılmaksızın akrilikten oluşturulan bir sütuna yerleştirilmektedir (Şekil 1.10) (Corr, 2005; McCartney, 1998).



Şekil 1.10. Tibiaya uygulanan akrilik pin eksternal fiksasyon sisteminin kraniomedial görünümü. 1 numaralı rod medial, 2 numaralı rod ise kraniolateral konumdadır. İki rod arasındaki bağlantı siyah ok ile gösterilen pin ile sağlanmaktadır, beyaz ok tibianın kranyal yüzeyine uygulanan pini göstermektedir (Kraus vd., 2008)

1.5.2. Pinler ve Teller

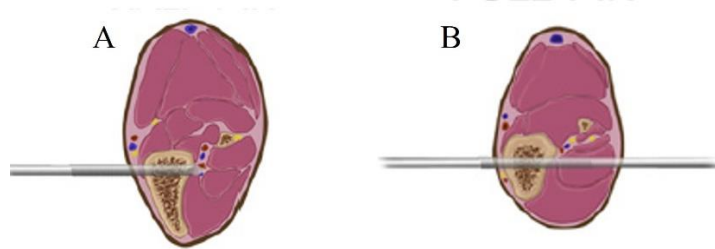
Konfigürasyonlar kemiğe pinler ve teller ile sabitlenmektedir. Pinler ve teller kırık stabilizasyonunda kritik bir rol oynamaktadır. Yapılan çalışmalarda, çeşitli şekillerde ve boyutlarda pinlerin kullanımı görülmektedir (Şekil 1.11) (Moss ve Tejwani, 2007).



Şekil 1.11. A) Ellis pin. Pinin en zayıf noktası düz kısmı ile yivli kısmın birleşim noktasıdır ve siyah ok ile gösterilmektedir. B) Trokar uçlu Steinmann pin. C) Pozitif profil Shanz pini. D) Ortası yivli pozitif profil Shanz pini (Corr, 2005)

Pin sayısının artırılmasının, kuvveti pinler arasında dağıttığı ve konfigürasyonun stabilitesini arttırdığı görülmektedir. Aynı zamanda, ilave pinlerin anatomik yapılara zarar verme riskini arttırdığı ve enfeksiyon için portantreler oluşturduğu bildirilmektedir (Archdeacon vd., 2009; Corr, 2005; Moss ve Tejwani, 2007).

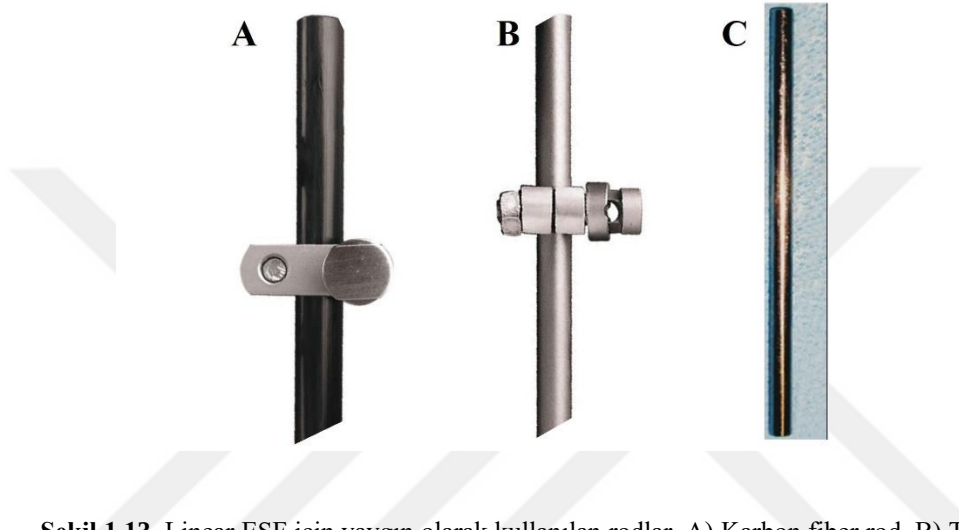
Kullanılan her pinin kemiğin her iki korteksinden de geçmesi gerekmektedir. Eğer pin sadece bir deri yüzeyinden geçerek konfigürasyona bağlanırsa yarım pin, iki deri yüzeyinden geçerek bağlanırsa tam pin ismini almaktadır (Şekil 1.12) (Corr, 2005; Decamp, 2015; Palmer, 2012).



Şekil 1.12. A) Yarım pin uygulaması B) Tam pin uygulaması (Palmer, 2012)

1.5.3. Barlar ve Rodlar

Bağlantı rodları veya barlar, pin klempleri veya halkalar arasında bir köprü oluşturarak konfigürasyonun yapısına katılmaktadır. Rodlar genellikle paslanmaz çelik, alüminyum, titanyum alaşımları veya karbon fiberden yapılmaktadır. İdeal bir rodun, radyografik değerlendirme için dayanıklı, hafif ve radyolüsent olması gerektiği bildirilmektedir (Şekil 1.13) (Corr, 2005; Moss ve Tejawani, 2007).



Şekil 1.13. Linear ESF için yaygın olarak kullanılan rodlar. A) Karbon fiber rod. B) Titanyum rod. C) Paslanmaz çelik rod (Tobias ve Johnston, 2013)

Akrilik pin eksternal fiksasyon sisteminde, pinler rod yerine akrilikten oluşturulan bir sütuna yerleştirilir ve klemp kullanılmamaktadır. Akrilik sütununun kolay şekil verilebilir olmasından dolayı özellikle transartiküler eksternal fiksasyon uygulamalarında ve mandibula kırıklarının sağaltımında bu sistemin kullanıldığı görülmektedir (Özak vd., 2009).

1.6. Eksternal Fiksatorlerin Sınıflandırılması

1.6.1. Linear Eksternal Fiksatorler

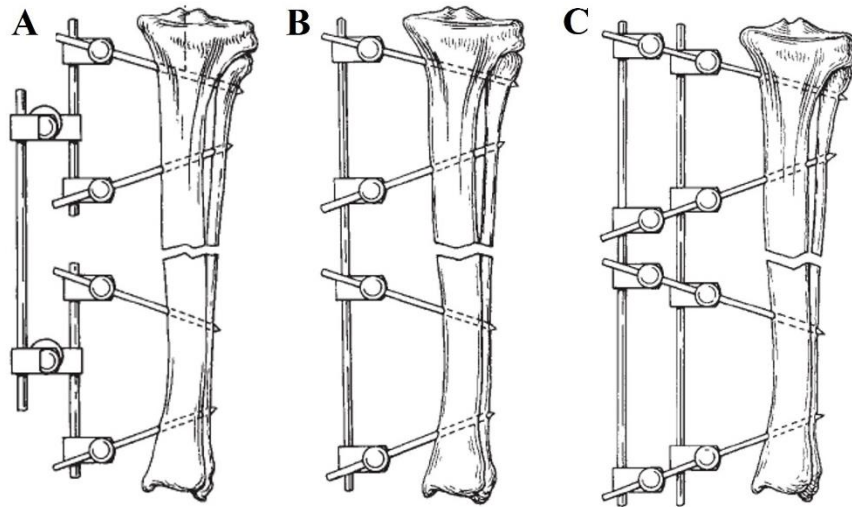
Bağlantı rodları, pinler ve klempler birlikte Linear ESF konfigürasyonunu oluşturmaktadır. Linear ESF konfigürasyonları, ekstremitenin bir veya her iki tarafında rod olup olmadığına ve rodların tek veya çoklu düzlemlerde olup olmadığına göre tanımlanmaktadır (Corr, 2005; Palmer, 2012).

1.6.1.1. Tip IA (Unilateral-Uniplanar)

Unilateral veya tip IA linear eksternal fiksatorler, yarım pinlerden, klemplerden ve ekstremitenin yalnızca bir tarafında bulunan bağlantı rodundan oluşmaktadır. Tip I linear fiksator tek başına kullanılıyorsa, bir kırığı stabilize etmek için kırık fragmenti başına en az iki ve tercihen daha fazla sabitleme pini kullanılması gerekmektedir. Fragment başına yalnızca bir yarım pin kullanılarak yapılan Tip IA fiksatorler yardımcı fiksator olarak kullanılabilir. Tip IA sistemi nispeten zayıf bir sistem olduğu için, konfigürasyon dayanıklılığını arttırmak için farklı stratejilerin kullanılabileceği bildirilmektedir (Kraus vd., 2008).

Tip IA linear ESF'ler 3 alt gruba ayrılmaktadır. Bunlar;

- 1) Çift Klempe: Genellikle "Kirschner-Ehmer Sistemi" olarak bilinmektedir.
- 2) Tek Bar/Rod: Bu sistemde konfigürasyon yalnızca tek roddan oluşmaktadır.
- 3) Çift Bar/Rod: Tek bar/rod sistemin çift rodlu olarak kullanılmasıyla oluşturulan sistemdir (Şekil 1.14) (Decamp, 2015).

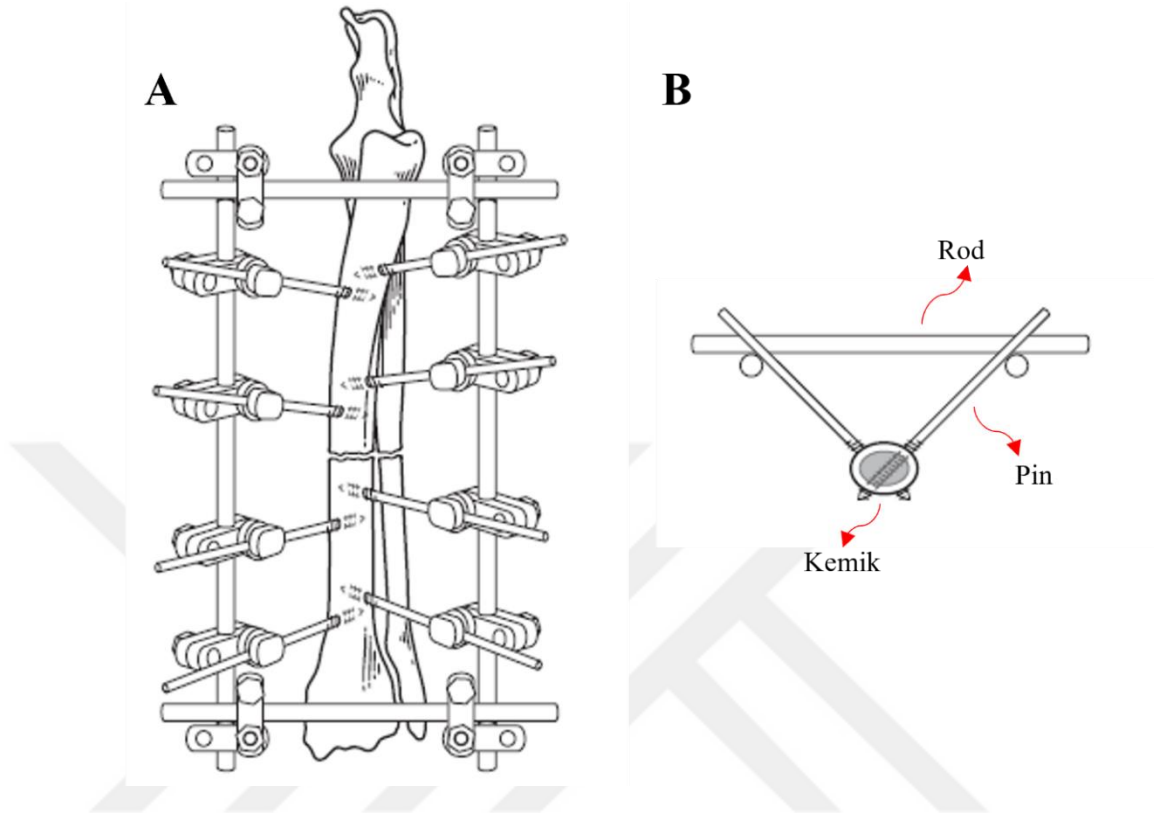


Şekil 1.14. A) Çift Klempe Sistemi B) Tek Bar/Rod Sistemi C) Çift Bar/Rod Sistemi (Decamp, 2015)

1.6.1.2. Tip IB (Unilateral-Biplanar)

Tip IA konfigürasyonların farklı düzlemlerde birlikte uygulanması ile Tip IB konfigürasyonları elde edilmektedir (Şekil 1.15). İdeal olarak 90°'lik bir açıda, yani ortogonal düzlemlerde uygulanması genel fiksator dayanıklılığını büyük ölçüde arttırmaktadır. Bu

rodların farklı bağlantı aparatları ile birbirlerine bağlanabildiği görülmektedir (Corr, 2005; Kraus vd., 2008).



Şekil 1.15. A) Tip IB Linear ESF Konfigürasyonu B) Pin, rod ve kemiğin birbirlerine göre konumu (Decamp, 2015)

Çalışmalar, bağlantı rodlarının birbirine bağlanmasının torsiyonal direnci arttırdığını ve pin gevşemesi riskini azalttığını göstermektedir. Birbirine bağlanan rodların sayısı ve geometrisi, kırık hattındaki gerilimi etkilemektedir (Decamp, 2015).

1.6.1.3. Tip II (Bilateral-Uniplanar)

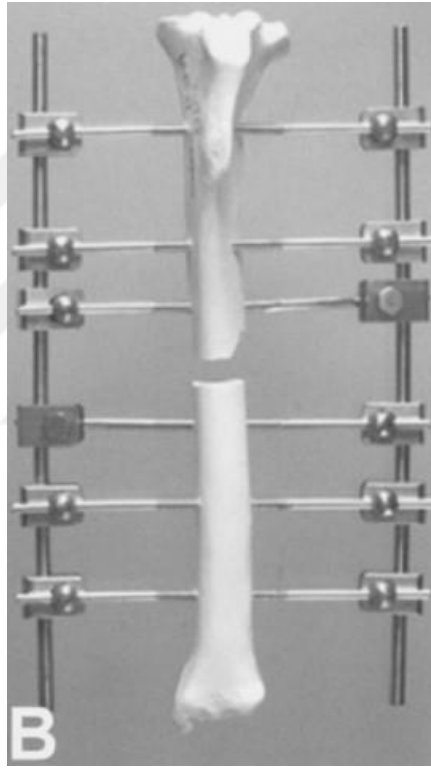
Tip II linear eksternal fiksatorler, proksimal ve distal kırık fragmenti başına en az bir tam pinden oluşan sistemlerdir. Ekstremitenin her iki tarafında bağlantı rodları bulunmaktadır. Kırık fragmenti başına bir tam pinin yetersiz olacağı için ilave tam veya yarım pinlerin sisteme eklenmesi gerekmektedir (Kraus vd., 2008).

Tip II sistemler yalnızca distal ekstremitelere, dirsek ve diz ekleminin distaline uygulanabilmektedir. Özellikle radius ve tibia kırıklarının kapalı redüksiyonu ve stabilizasyonu için endike olduğu bildirilmektedir. Tip II sistemlerde tam ve yarım pinlerin çeşitli

kombinasyonları kullanılmaktadır ve bu kombinasyonlara göre farklı isimler almaktadırlar (Decamp, 2015).

1.6.1.4. Tip IIA

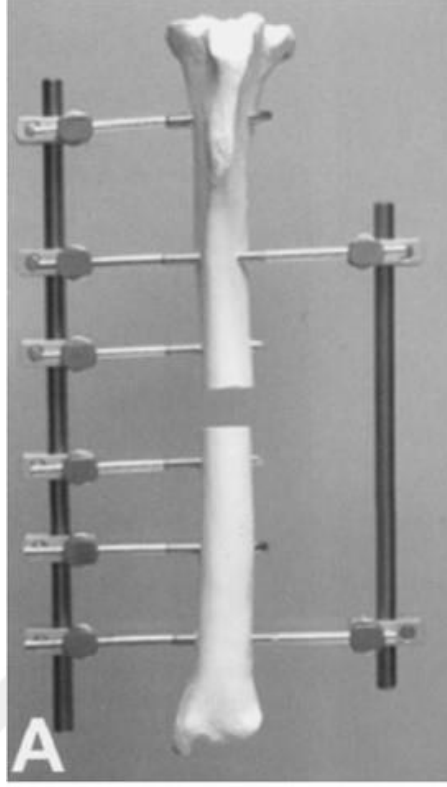
Tam pinler kullanılarak oluşturulan bu sistem, insanlarda tibia kırıklarının sağaltımında yaygın olarak uygulanmaktadır, ancak hayvanlarda tüm pinlerin aynı hizadan tam pin olarak uygulanmasında problemler yaşanabileceği bildirilmektedir. Tam pin uygulaması sadece distal ekstremitte kırıklarında değil, distal ekstremitte eklemlerinin transartiküler fiksasyonunda da kullanılabilir (Şekil 1.16) (Decamp, 2015).



Şekil 1.16. A) Tip IIA Linear ESF Konfigürasyonu (Kraus vd., 2008)

1.6.1.5. Tip IIB

Tip IIB konfigürasyonlar, genellikle aynı düzlemde ikiden fazla tam pinin kullanılmasının problemli olduğu durumlarda sisteme yarım pinler eklenerek oluşturulmaktadır. Bu konfigürasyon tipinin Tip IIA konfigürasyonlara kıyasla daha dayanıksız olduğu belirtilmektedir (Şekil 1.17) (Decamp, 2015).

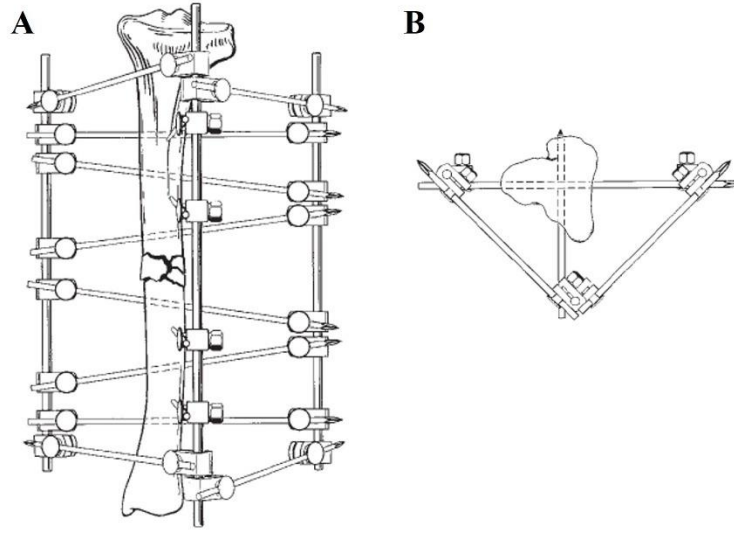


Şekil 1.17. A) Tip IIB Linear ESF Konfigürasyonu (Kraus vd., 2008)

1.6.1.6. Tip III (Bilateral-Biplanar)

Tip III konfigürasyonlar, Tip IA ve Tip II konfigürasyonların birlikte uygulanması ile oluşturulmaktadır (Palmer, 2012).

En güçlü olduğu kadar en karmaşık ve maliyetli tasarıma sahip olan bu konfigürasyonun, yalnızca kırığın aşırı instabilitesinin olduğu durumlarda ve yavaş iyileşmenin beklendiği durumlarda kullanılması önerilmektedir. Genellikle tibia ve radius kırıklarında kullanılmaktadır (Şekil 1.18) (Kraus vd., 2008).

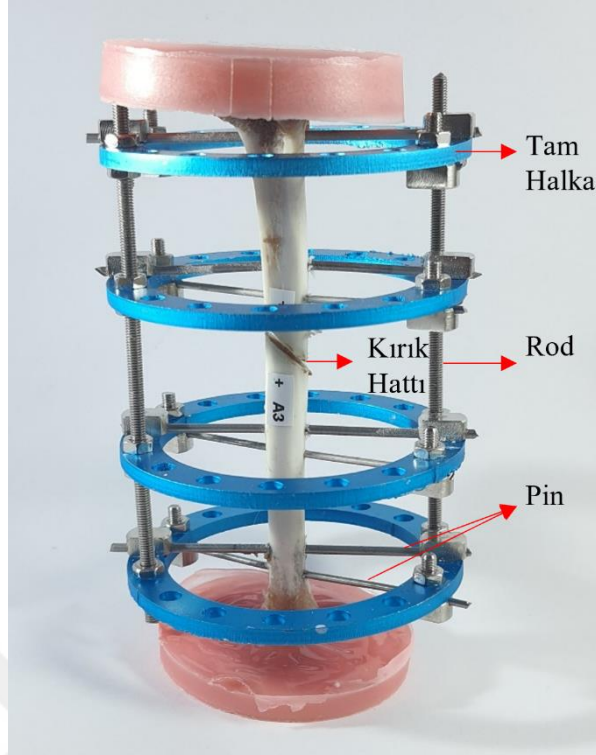


Şekil 1.18. A) Tip III Linear ESF Konfigürasyonu. B) Pin, rod ve kemiğin birbirlerine göre konumu (Decamp, 2015)

Linear ESF sistemlerinin dayanıklılık derecesi, Tip IA<Tip IB<Tip 2B<Tip 2A<Tip III olacak şekilde yapılmaktadır (Bronson vd., 2003; Decamp, 2015; Kraus vd., 2008; Palmer, 2012).

1.6.2. Sirküler Eksternal Fiksatorler

Sirküler eksternal fiksasyon sistemleri, halkalar, bağlantı rodları, cıvatalar, pin tutucular ve Kirschner tellerinin kullanımı ile oluşmaktadır (Şekil 1.19). Bu yöntem İlizarov yöntemi olarak da adlandırılmaktadır. Dr. Gavriil İlizarov'un, insanlarda ortopedik bozuklukların sağaltımında kullanılmak üzere sirküler eksternal fiksatorlerin (CESF) geliştirilmesine ve uygulanmasına öncülük ettiği belirtilmektedir (Cross vd., 2001; Lewis vd., 1999; Yılmaz vd., 2003). CESF kemik nakli, kas-iskelet deformitelerinin düzeltilmesi, kırıkların sağaltımı ve artrodez uygulamalarında kullanılabilir. Aynı zamanda yapılan çalışmalar CESF sisteminin veteriner hekimliğinde de yaygın olarak kullanıldığını göstermektedir (Adamiak, 2010; Cross vd., 2001; Farese vd., 2002).



Şekil 1.19. Sirküler eksternal fiksator

Bu yöntemde, kemik fragmentlerini stabilize etmek için büyük çaplı pinlerin yerine küçük çaplı Kirschner telleri kullanılmaktadır. Kullanılan Kirschner telleri gerilim altında halkalara sabitlenmektedir, bu durum kemik fragmentlerinin bir miktar aksiyel hareketine izin vererek kemik iyileşmesi üzerinde olumlu etkiler göstermektedir. Kirschner tellerine ek olarak CESF konfigürasyonlarında yarım ve tam pinlerin de kullanıldığı görülmektedir (Anderson vd., 2003; Clarke ve Carmichael, 2006; Cross vd., 2001).

Tip II ve III Linear ESF sistemlerinde olduğu gibi, sirküler eksternal fiksatorler diz ve dirsek ekleminin distalinde kalan ekstremiteye daha kolay uygulanmaktadır. Sirküler eksternal fiksatorler, özellikle kemik fragmentlerinin fiziksel olarak çok küçük olduğu durumlarda minimum sayıda transfiksasyon pini kullanılmasına olanak sağlamaktadır. Bununla birlikte kemik defekti bulunan hastalarda veya post-operatif dönemde konfigürasyonun değiştirilmesi gerektiği durumlarda sirküler fiksatorlerin oldukça avantajlı olduğu bildirilmektedir (Tobias ve Johnston, 2013).

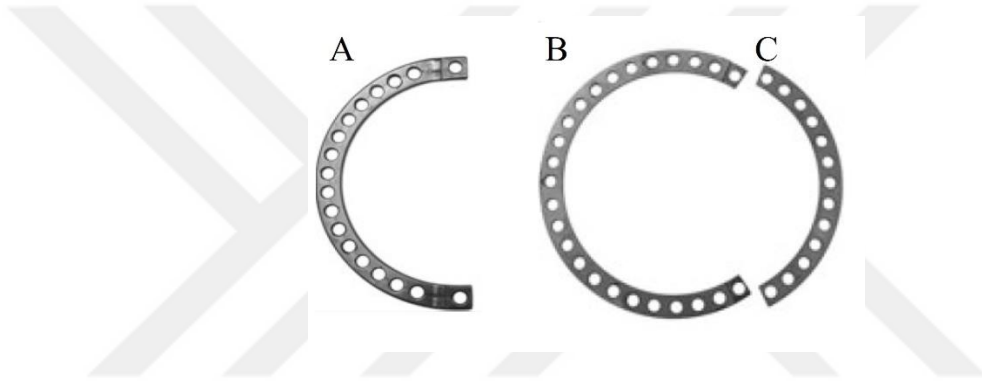
Yapılan çalışmalara göre sirküler eksternal fiksatorlerin, diğer internal ve eksternal fiksasyon yöntemlerine göre birçok farklı avantaj sunduğu bildirilmektedir. Bu avantajlar aşağıdaki gibi sıralanabilir.

1) Mükemmel dinamik mekanik özellikler (makaslama ve bükülme kuvvetlerine maruz kaldığında rijiditenin artması ve aksiyel kompresyon kuvvetine maruz kaldığında rijiditenin azalması)

2) Küçük kemik fragmentlerinin (10-15 mm) kolaylıkla stabilizasyonunun sağlanması

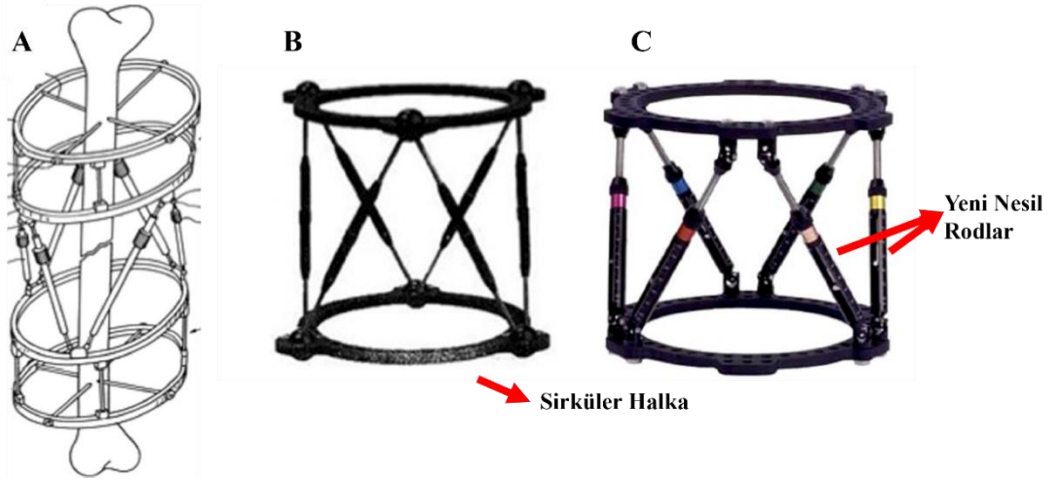
3) Kırık uçlarının stabilizasyonu tamamlandıktan sonra dahi konfigürasyonun ayarlanarak kırık fragmentlerinin rotasyonuna ve açılmasına izin verebilmesi (Tobias).

Sirküler eksternal fiksasyon sisteminde farklı çeşit halkalar mevcuttur. Konfigürasyon hazırlanırken hastaya en uygun konfigürasyonu oluşturmak için farklı halka çeşitleri tercih edilebilir (Şekil 1.20) (Solomin, 2013).



Şekil 1.20. A) 1/2 Halka B) 5/8 Halka C) 1/4 Halka (Solomin, 2013)

Yeni nesil sirküler eksternal fiksatörler konum, uyum veya bağlantı elemanları değişmeden, x, y ve z eksenleri boyunca ilerleyebilmek ve yine aynı eksenler etrafında dönebilmek için hexapod sisteminden yararlanmaktadır (Şekil 1.21). Yeni nesil eksternal fiksatörlerin sahip olduğu x, y ve z eksenlerinde serbestçe hareket etme özelliği altı serbestlik derecesi olarak tanımlanmaktadır. Bu tip fiksatörlerde, proksimal ve distal halkalara oblik olarak yerleştirilmiş altı adet ayarlanabilir rod bağlanır. Kemik segmentlerinde arzu edilen düzeltmeyi elde etmek için, her bir rod uzunluğunun kademeli olarak ayarlanması bilgisayar yazılımı ile yapılmaktadır (Matthews vd., 2008; Rozbruch vd., 2006; Tan vd., 2014).

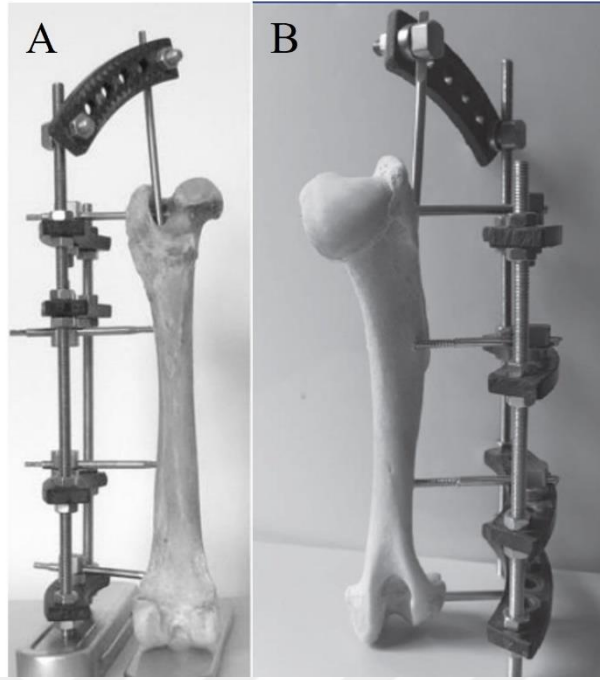


Şekil 1.21. A) 1985 yılında geliştirilen Phillipe Moniot cihazı. B) 1996 yılında geliştirilen Taylor Spatial Frame'in (TSF) ilk versiyonu C) 2000 yılında geliştirilen Taylor Spatial Frame'in ikinci versiyonu (Paley, 2011)

Altı eksenli eksternal fiksasyon sistemlerinin, angüler deformitelerin sağaltımında yaygın olarak kullanıldığı bilinmektedir. Bu implantların tarihçesi tam olarak bilinmemekle birlikte 1985 yılına dayandığı düşünülmektedir. Bu implantların arkasındaki matematiksel ilişki 17. yüzyıla kadar uzanmaktadır. Seri ve paralel manipülatörler olmak üzere iki tip pozisyon aparatı bulunmaktadır. Seri manipülatörler mükemmel manevra kabiliyetine sahiptir, ancak dayanıklılıkları zayıftır. Paralel manipülatörlerin ise manevra kabiliyeti ve dayanıklılığı üst seviyededir. Altı eksenli eksternal fiksasyonların çalışma prensibinin, Stewart platformu olarak bilinen 6 serbestlik dereceli (df) paralel manipülatöre dayandığı bildirilmektedir (Paley, 2011).

1.6.3. Tie-in Konfigürasyonu

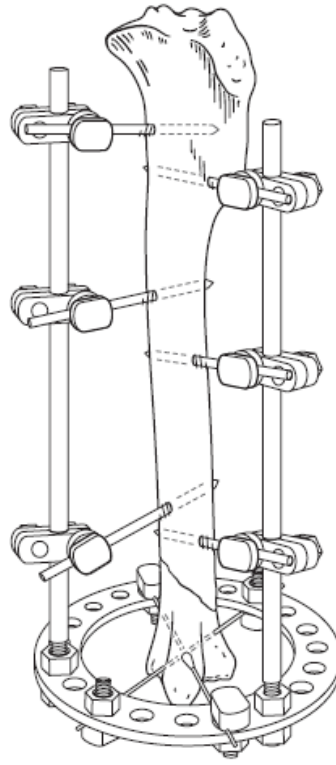
Uzun kemiklerin medullar kanalına yerleştirilen pinlerin unilateral fiksasyonlara bağlanması ile oluşturulan sisteme Tie-in konfigürasyonu denmektedir. Uzun kemiğin içinde mekanik olarak avantajlı bir konumda bulunan intramedüller pinin, ESF ile birleştirilerek konfigürasyon dayanıklılığını büyük ölçüde arttırdığı görülmektedir (Şekil 1.22) (Aron vd., 1991; Barranco vd., 2016; Kraus vd., 2008; Sağlam vd., 2016).



Şekil 1.22. A) Femur kemiğine uygulanan Tie-in Konfigürasyonu B) Humerus kemiğine uygulanan Tie-in Konfigürasyonu (Yardımcı vd., 2018a; Yardımcı vd., 2018b)

1.6.4. Hibrit Eksternal Fiksatorlar

Hibrit eksternal fiksatorlar, birbirinden farklı iki ESF sisteminin birlikte kullanılması ile oluşturulan sistemlerdir. Kedi ve köpeklerde özellikle distal ve proksimal uzun kemik kırıklarının stabilizasyonu için sirküler ve linear sistemler birlikte kullanılarak hibrit sistemler oluşturulmaktadır (Şekil 1.23) (Tobias ve Johnston 2013).



Şekil 1.23. Sirküler ve Linear sistemlerin kombinasyonu ile oluşturulmuş hibrit eksternal fiksator (Decamp, 2015)

1.7. Eksternal Fiksatorların Biyomekanik Prensipleri

Eksternal fiksasyon sistemlerinin genel dayanıklılığını ve rijitidesini değerlendirmek için beşeri ve veteriner hekimliğinde çok sayıda çalışma yapılmaktadır. Eksternal fiksasyon konfigürasyonlarının genel mekanik dayanıklılığı ve rijiditesi, kırık yönetiminin planlanması için önemlidir. Konfigürasyon geometrisi, bağlantı rodlarının sayısı ve transfiksasyon pinlerinin sayısı ve tipi dahil olmak üzere, eksternal fiksatorların biyomekaniğini etkileyen çeşitli faktörlerin olduğu belirtilmektedir (Tobias ve Johnston, 2013).

Çalışmalar konfigürasyonların biyomekanik davranışının aynı zamanda hastanın yaşı, vücut ağırlığı gibi klinik ve biyolojik özelliklerden de etkilendiğini göstermektedir. Bununla birlikte kemiğin fiziksel ve anatomik yapısına ve stabilize edilecek kemik bölgesine göre biyomekanik davranış değişmektedir (Tobias ve Johnston, 2013). İhtiyaç duyulan fiksator dayanıklılığını hastanın klinik kondisyonuna göre hazırlamak kısmen sanat, kısmen de bilimdir. Sanat kısmı sadece deneyimle elde edilir, ancak bilim kısmı açıklanabilir ve incelenebilir özelliktedir (Decamp, 2015).

1.7.1. Pin ve Tellerin Biyomekanik Etkisi

Konfigürasyonlar oluşturulurken kullanılan pin ve tellerin sayısının, tipinin, birbirlerine göre uzaklıklarının, açısının ve çaplarının sistemlerin biyomekanik dayanıklılığını doğrudan etkilediği belirtilmektedir (Palmer, 2012; Solomin, 2013).

Yumuşak dokular eklem hareketi sırasında kemiğe göre yer değiştirmektedir. Transosseöz elemanlar deri, fasya ve kasları kemiğe sabitleyerek yumuşak dokuların fizyolojik hareketliliğini sınırlamaktadır. Tellerin ve yarım pinlerin uygulanması, birçok bölgede kas ve fasyaların hareket yeteneğini kaybetmesine neden olarak lokal miyofasyodezin oluşmasına neden olabilir, bunun sonucu kontraktürler şekillenebilmektedir. Bunlara "transfiksasyon pininin neden olduğu eklem sertliği" denir. Rus literatüründe ise "transfiksasyon kontraktürü" denmektedir. Bu fenomenin, transosseöz bileşenlere bağlı gelişen kronik travma sonucu yumuşak doku inflamasyonunun oluşmasında etkili olduğu bildirilmektedir (Solomin, 2013).

Yapılan çalışmalar transosseöz bileşenlerin biyolojik uyumluluğunun, yüzeylerinde biyolojik olarak inert ve aktif bir kaplama oluşturarak geliştirilebildiğini göstermektedir. Bu durumun, pinlerin kemiğe daha rijit bir şekilde sabitlenmesini sağladığı bildirilmektedir (Şekil 1.24) (Moroni vd., 1998; Moroni vd., 2002; Moroni vd., 2005; Solomin, 2013).



Şekil 1.24. Hidroksiapatit ile kaplanan yarım pinler (Solomin, 2013)

Pin-kemik arayüzü, pinlerin etrafında kemik rezorpsiyonuna ve ardından pin gevşemesine yol açabilen yüksek gerilimli kuvvetlere maruz kalabilmektedir. Kırık stabilizasyonu için fragment başına en az iki pin uygulandığında, pin-kemik arayüzü artırılarak önemli bir postoperatif komplikasyon olan kemik rezorpsiyonu ve pin gevşemesi ihtimali azalmaktadır. Tek pin ile sabitleme yapıldığı takdirde kırık fragmentinin pinin merkez eksenini etrafında oluşacak rotasyonel instabiliteye maruz kalacağı belirtilmektedir. Bu detayın eksternal fiksasyonların klinik uygulamasında anlaşılması gereken en önemli konu olduğu görülmektedir. Uygulanan pinlerin sayısının artırılması ve konfigürasyonun dayanıklılığının

arttırılması pin gevşemesi ihtimalini azaltmaktadır. Fakat yapılan çalışmalar fragment başına dört pinden daha fazla pin uygulanmasının bu etkiyi anlamlı ölçüde arttırmadığını göstermektedir (Decamp, 2015; Tobias ve Johnston, 2013).

Transfiksasyon pinlerinin uygulanma yöntemi, pin-kemik arayüzü için kritik öneme sahiptir. Trokar uçlu düz bir pin, el tipi matkapla uygulandığında, işlem sırasında salınım yapılması sonucu kemikte pin çapından daha büyük bir deliğinin oluşmasına yol açarak zayıf pin-kemik temasına ve fiksatorün erken gevşemesine yol açabilmektedir. Aynı işlem ortopedik matkaplarla yapıldığında, pinin salınım oranı azalacaktır, fakat pinin ısınması sonucu kemik nekrozu ve pin-kemik arayüzünde kemik rezorpsiyonu şekillenebilmektedir. Bundan dolayı ortopedik matkapların bu işlem sırasında devir sayısının 150 rpm'i geçmeyecek şekilde kullanılması önerilmektedir (Tobias ve Johnston, 2013). Transfiksasyon pinlerinin uygulanması sırasında dikkat edilmesi gereken bir diğer nokta, pinlerin tek seferde istenilen yere konumlandırılmasıdır. Uzun bırakılan pinleri tekrar istenilen konuma getirmek için yapılan manevralar pinlerin tutunma gücünü zayıflatmaktadır. Negatif profil Schanz pinlerinde bu durum çok belirgin olmasada, pozitif profil Schanz pinleri ve konik özelliğe sahip Imex Duraface pinlerinde fazladan yapılan manevralar sonucu pinlerin tutunma gücü ciddi anlamda azalmaktadır (Park vd., 2021).

1.7.1.1. Pin ve Tel Tipi

Transosseöz bileşenlerin ve çevre yumuşak dokunun biyomekanik ilişkilerinin bilinmesi, pinler ve teller etrafında oluşan kemik rezorpsiyonuna karşı konfigürasyon dayanıklılığının devamını sağlamak için önemlidir. Tellerin uygulanmasından sonra yeterli kemik-metal bütünlüğün oluşması için, uçları özel şekillere sahip farklı tellerin kullanılabileceği belirtilmektedir (Şekil 1.25) (Solomin, 2013).



Şekil 1.25. Farklı uçlara sahip tel çeşitleri. A) Üç yönlü tel B) Feather teli c) Tek yönlü tel (Solomin, 2013)

Yivli pinler, düz pinlerden akut dönemde yaklaşık 10 kat, kronik dönemde ise daha da fazla tutunma gücüne sahip olmaktadır. Konfigürasyonun tamamı yivli pinlerden veya yivli ve düz pinlerin kombinasyonundan oluşturulmalıdır. Negatif profil Schanz pinlerinin en zayıf noktası, yivli kısım ile yivsiz kısmın birleşim noktasıdır, gerilim bu bölgede toplanır ve tekrarlayan bükülme kuvvetlerinin sebep olduğu kronik stres pinin kırılmasına neden olabilmektedir (Şekil 1.26). Ellis pinlerinde yivli kısım daha kısa olarak tasarlanmaktadır. Bu sayede yivli kısım kemiğin karşı korteksini tuttuğu zaman, yivli ve yivsiz bölümlerin birleşim noktası medullar kanal içerisinde kalarak korunmaktadır (Decamp, 2015).



Şekil 1.26. Farklı uçlara sahip pin çeşitleri. A) Düz pin B) Pozitif profil Schanz pini C) Negatif profil Schanz pini. Kırmızı ok pinin en zayıf noktasını göstermektedir (Tobias ve Johnston, 2013)

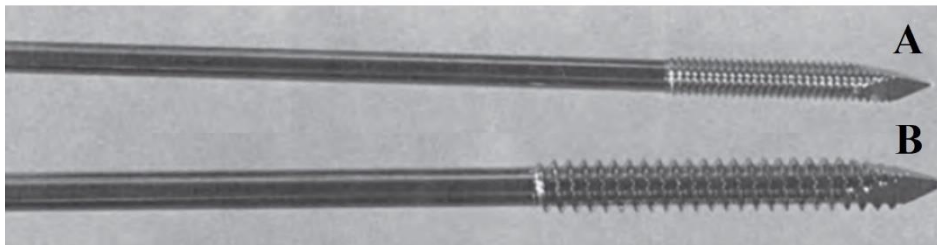
Tutunma gücü en fazla olan pinlerin pozitif profil Schanz pinleri olduğu belirtilmektedir. Tip IA konfigürasyonlarda en distale ve en proksimale uygulanacak pinlerin bu tarz pinlerden olması stabilizasyon kuvvetini arttırmaktadır. Tip II ve III konfigürasyonlarda en proksimal ve en distal tam pinler için merkezi yivli, pozitif profil Schanz pinleri tavsiye edilmektedir (Decamp, 2015).

Pozitif profil Schanz pinlerinin uygulanmasından önce pilot delik açılması, pinin sıkılığını ve ayrılma direncini (Pull-out strength) %25 ve %14 oranında arttırabilmektedir. Aynı zamanda pilot delik açılması, pin-kemik arayüzünde daha az mekanik hasar şekillenmesini ve zaman içerisinde oluşacak kemik rezorpsiyonunu azaltmaktadır (Decamp, 2015; Tobias ve Johnston, 2013).

1.7.1.2. Pin ve Tel Çapı

Çalışmalar bir pinin çapı arttıkça, torsiyon direncinin, yarıçapın dördüncü kuvvetiyle orantılı olarak arttığını göstermektedir. Bu hesaba göre 6 mm'lik bir pinin, 4 mm'lik bir pinden beş kat daha dirençli olduğu görülmektedir. Pinin dayanıklılığı yani çapı ne kadar azsa, kemik-pin arayüzünde o kadar fazla stres oluşmaktadır. Bu nedenle, konfigürasyon stabilitesini en üst düzeye çıkarmak için, kemik çapının %25-30'unu geçmemeye dikkat ederek uygun olan en büyük çapa sahip pinlerin kullanılması önerilmektedir. Kemik çapının üçte birinden daha büyük çapa sahip pin kullanıldığında kemikteki pin deliğine bağlı kemiğin torsiyon ve bükülme direnci zayıflar ve kırıklar şekillenebilmektedir (Corr, 2005; Decamp, 2015; Moss ve Tejwani, 2007; Palmer, 2012; Tobias ve Johnston, 2013). Uygulanan pinlerin kırık hattına yakınlığı belirlenirken kemik çapı veya pin çapı dikkate alınmaktadır. Pinler kırık hattına, kemik yarıçapı ölçüsünden daha yakın olmamalı veya pin çapının 3 katından daha uzak olmalıdır (Corr, 2005).

Yapılan çalışmalar yarım pinlerin uygulanması sırasında dikkat edilmesi gereken biyomekanik ilkeler olduğunu ortaya çıkarmaktadır. Kemiğin diyafiz bölgesine uygulanan yarım pinlerin kortikal, metafiz bölgesine uygulananların ise kansellöz pin olması gerekmektedir (Şekil 1.27). Yarım pinlerin diyafizer kemik bölgesine uygulanmasından önce, kemiğe uygun çapta kanal açılması gerekmektedir. 4 mm yarım pin için kanal çapı 2,7 mm'dir; 5 mm yarım pin için 3,8 mm ve 6 mm yarım pin için 4,8 mm'dir. Çalışmalar osteoporoz olgularında kanal çapının 0,1-0,2 mm küçültülmesi gerektiğini bildirmektedirler (Solomin, 2013).



Şekil 1.27. A) Kortikal yivli Schanz pini B) Kansellöz yivli Schanz pini (Decamp, 2015)

1.7.1.3. Pin ve Tellerin Uygulanma Açısı

Birbirleri ile açı oluşturarak uygulanan tellerin arasındaki açı 60° den büyük olduğunda teller karşılıklı çekme gücü uygulamaktadır, daha dar açıda ise zayıflama etkisi görülmektedir.

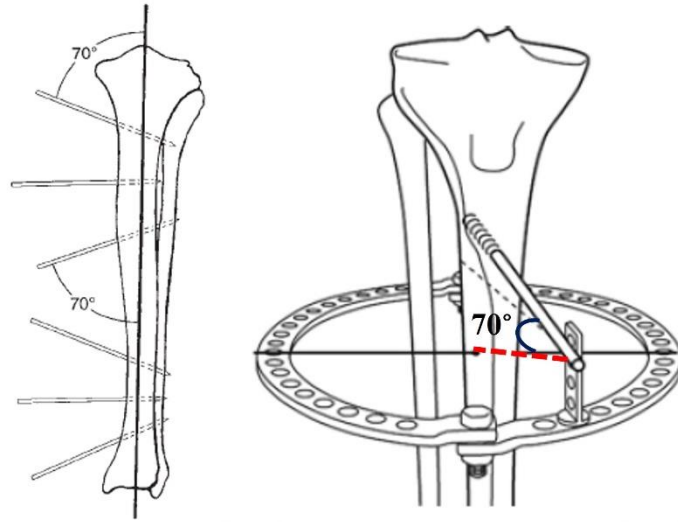
Bu etkilerin olmaması için teller birbirleri ile "nötr" açı oluşturmalıdır ve "nötr" açı için tellerin birbirlerine 60° açı ile uygulanması gerekmektedir (Şekil 1.28) (Solomin, 2013).



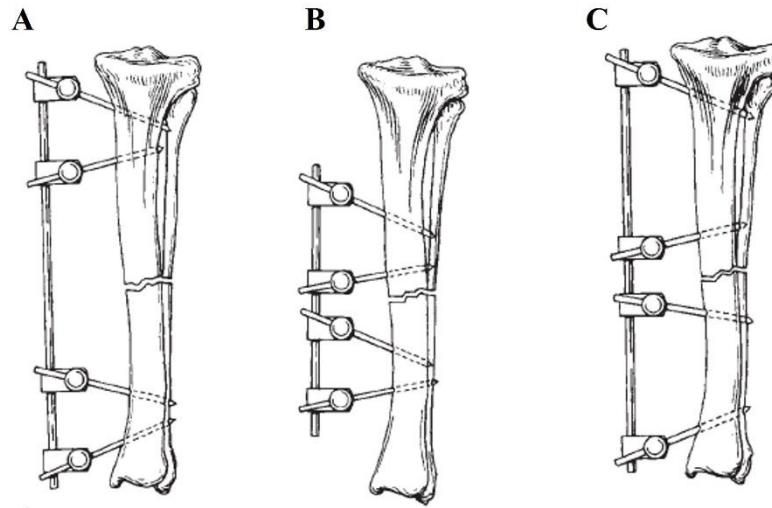
Şekil 1.28. Birbirlerine göre nötr açıda olan Kirschner tellerinin görünümü (Solomin, 2013)

Transosseöz bileşenler birbirlerine dik açı oluşturacak şekilde uygulanırsa, sistem olası yer değiştirme kuvvetlerine "evrensel" yanıt vermektedir. Fakat tellerin kemiklere uygulanabileceği güvenlik koridorları düşünüldüğünde bu uygulama tüm kemiklerde yapılamamaktadır (Solomin, 2013).

Düz pinlerin kemiğin uzun eksenine göre 70° açılı olacak şekilde uygulanması konfigürasyonun dayanıklılığını arttırmakta ve pinlerin post-operatif dönemde kazara yerinden çıkmasını önlemektedir (Şekil 1.29). Çalışmalara göre, uygulanan pinler arasındaki mesafeyi genişleterek kırık uçlarına uygulanabilecek en yakın noktaya uygulamak ve kemiğin birbirinden uzak en uç noktalarına uygulamak yapıyı bükülme kuvvetlerine karşı kuvvetlendirmektedir (Şekil 1.30) (Decamp, 2015).



Şekil 1.29. Pinlerin kemiğin uzun eksenine göre 70° açılı olacak şekilde uygulanması (Decamp, 2015; Solomin, 2013)



Şekil 1.30. Uygulanan pinlerin, kırık hattına yakın ve kemiğin uç kısımlarına yakın uygulanması biyomekanik dayanıklılığı arttırmaktadır. C konfigürasyonunun dayanıklılığı A ve B konfigürasyonlarından daha fazladır (Decamp, 2015)

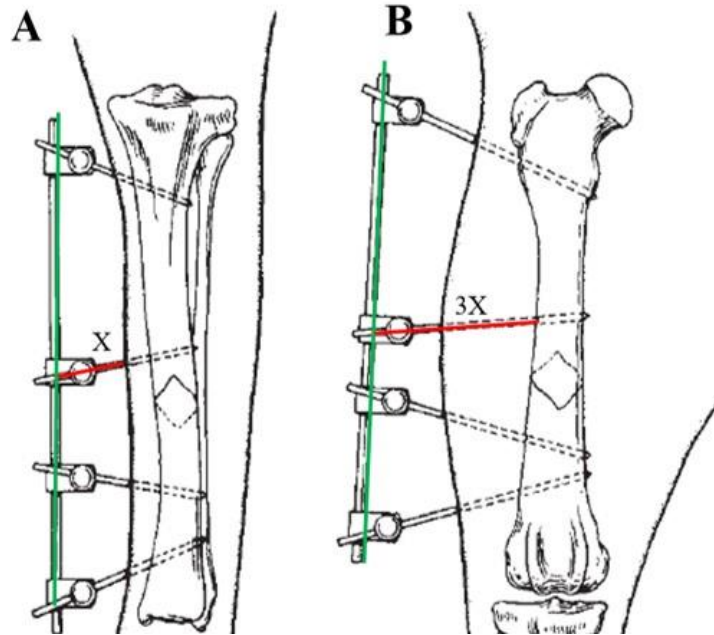
1.7.2. Rodların Biyomekanik Etkisi

IMEX-SK fiksator sisteminde karbon fiber, titanyum veya alüminyum malzemelerden yapılmış büyük çaplı rodler mevcuttur. Büyük SK sisteminin, aksiyel kompresyon kuvvetine karşı direnci orta boy Kirschner-Ehmer sistemi kullanılarak yapılan altı pinli Tip IA fiksatörden iki kat daha fazla olmaktadır. Konfigürasyon dayanıklılığının, daha karmaşık fiksator tasarımlarında aksiyel düzlemler arasındaki bağlantı rodlerinin sayısı ve

geometrisinden etkilendiği bildirilmektedir. Tip IB konfigürasyonlarda dört adet yatay rod veya tek/çift çapraz bağlantı rodu kullanımı diğer geometrilere kıyasla kırık boşluğu gerilimini (fracture gap strain) azaltmaktadır (Tobias ve Johnston, 2013).

Bilateral rodların, unilateral rodlara göre iki kat veya daha fazla oranda dayanıklı olduğu görülmektedir. Tüm konfigürasyonların en dayanıklı olduğu düzlem uygulandıkları düzlemdir; bu nedenle, Tip II konfigürasyonların medial-lateral bükülme kuvvetine oldukça dirençli olduğu bildirilmektedir. Tip IA konfigürasyonlar ise, rodun bulunmadığı düzlemdeki bükülme kuvvetine karşı dirençsizdirler (Moss ve Tejwani, 2007; Tobias ve Johnston, 2013).

Bağlantı rodlarının kemiğe mümkün olduğunca yakın tutmak, uygulanan pinlerin çalışma uzunluğunu (working length) azalttığı için konfigürasyon dayanıklılığını arttırmaktadır (Şekil 1.31). Çalışmalar pinin dayanıklılığının, çalışma uzunluğunun üçüncü kuvveti ile ters orantılı olduğunu göstermektedir, bu nedenle bu mesafeyi mümkün olduğunca kısa tutmak stabilizasyonu arttırdığı için önemlidir. Aynı sebepten dolayı, klempleri bağlantı rodlarının kemiğe yakın kısmına yerleştirmek gerekmektedir, çünkü bu işlem pinlerin çalışma uzunluğunu kısaltacaktır. Klemp tasarımı da konfigürasyonun dayanıklılığını etkilemektedir. Çalışmalara göre, Secur-U tasarımı, Kirschner-Ehmer klemplerinden daha güvenli pin/rod bağlantısına sahiptir (Decamp, 2015).



Şekil 1.31. A) Tibiada eksternal fiksasyon uygulaması sonrası pinlerin çalışma uzunluğu (x) B) Femurda eksternal fiksasyon uygulaması sonrası pinlerin çalışma uzunluğu (3x) (Decamp, 2015)

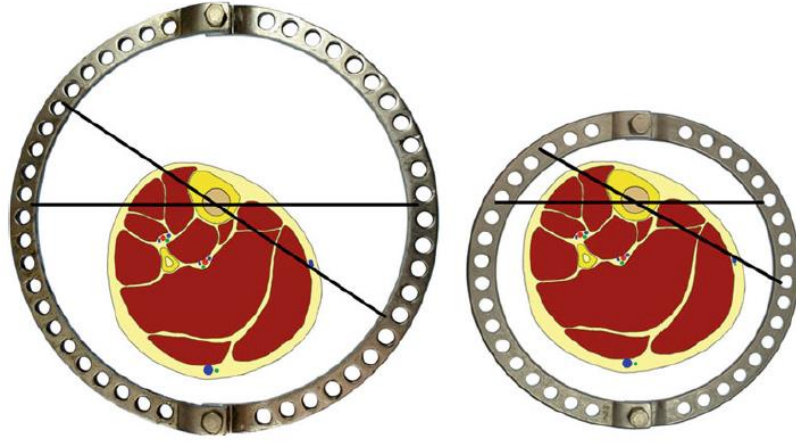
Akrilikten yapılan bağlantı rodıları, rodun deri yüzeyine göre uygun şekli alabilmesinden dolayı pin kemik arası mesafeyi kısaltarak pin dayanıklılığını en üst düzeye çıkarmaktadır. Yapılan biyomekanik çalışmalar sonucu, 19 mm çapındaki metil metakrilat kolonunun, orta boy Kirschner-Ehmer sisteminde kullanılan 4,6 mm paslanmaz çelik roddan daha fazla dayanıklılık ve rijidite gösterdiği bildirilmektedir. Akrilik kolonunun iki pin arasında 25 dereceye kadar kıvrılmasının, orta boy Kirschner-Ehmer sistemiyle karşılaştırıldığında konfigürasyon dayanıklılığını etkilemediği görülmektedir. Ayrıca akrilik kolonlar, kırık çeşidine ve bölgenin anatomisine uygun hazırlanabileceği için pin uygulama konusunda daha fazla özgürlük sunmaktadırlar (Decamp, 2015).

1.7.3. Sistemler Arası Biyomekanik Farklılıklar

Bugüne kadar iki temel eksternal fiksasyon sisteminin geliştirildiği görülmektedir, her birinin kendi endikasyonları, avantajları ve dezavantajları vardır. Bu sistemleri pin-bar ve tel-halka sistemleri olarak ikiye ayırmak mümkündür. Bu sistemlerin farklı bileşenleri içerdiği ve bileşenlerin özelliklerinin sistemlerin biyomekaniği üzerinde önemli bir etkiye sahip olduğu bilinmektedir (Antoci vd., 2005; Bliven vd., 2019).

Sirküler eksternal fiksatorler gerilmiş Kirschner telleriyle uygulanmak üzere tasarlanan sistemlerdir. Aynı zamanda, modern uygulamada, konfigürasyonun dayanıklılığını artırmak amacıyla yarım pinlerin kullanımı oldukça yaygındır. Eksternal fiksasyonda, pin kullanımının tellerin aksine daha rijit stabilizasyon sağladığı, ancak dokuda daha fazla hasar oluşturduğu ve enfeksiyon olasılığını artırdığı bilinmektedir (Bliven vd., 2019; Lenarz vd., 2008; Roberts vd., 2003).

Konfigürasyon dayanıklılığı halkaların özelliklerinden büyük ölçüde etkilenmektedir. Küçük çaplı halkalar, aynı kalınlıktaki büyük halkalardan daha dayanıklı bir konfigürasyon oluşturmaktadır (Şekil 1.32). Halka çapının 2 cm küçültülmesinin aksiyel dayanıklılığı %70 oranında arttırdığı bilinmektedir. Mekanik olarak ekstremiteye uygun en küçük çaplı halka kullanılmalıdır. Halka çapı çok küçültülürse, ekstremitede meydana gelen ödem sonucu deri-halka teması şekillenebilir ve deride açık yaralar oluşabilmektedir (Fragomen ve Rozbruch, 2007).



Şekil 1.32. Kemik ve halkalar arasındaki mesafe kısaldıkça, fragment stabilizasyonunun rijiditesi artmaktadır (Solomin, 2013)

Halkalar arasındaki mesafenin ve kullanılan rodların stabiliteyi etkilediği bilinmektedir. Uzun rodlar kullanılarak oluşturulan halka konfigürasyonlarda, iki halka arasında istenmeyen hareketlilik yaşanabilmektedir. Bu tarz durumlarda uzun çubukların orta kısmına bir halka yerleştirilmesinin ve bu halkadan pin veya tellerin kemiğe uygulanmamasının dahi stabilizasyonu arttırdığı bilinmektedir. Bu tarz halkalar sahte "dummy" halka olarak adlandırılmaktadır ve halkalar arasındaki rodları göreceli olarak kısaltarak konfigürasyon stabilitesini arttırmaktadırlar. Alternatif olarak, konfigürasyon stabilitesini korumak için daha büyük çaplı ve üstün bükülme mukavemetine sahip teleskopik rodların kullanılabileceği bildirilmektedir (Fragomen ve Rozbruch, 2007).

Halka bloğu kavramı konfigürasyon stabilitesi açısından önemlidir. Basitçe tanımlandığında, bir halka bloğu, konfigürasyonun bir kemik segmentine bağlı kısmı olarak tanımlanmaktadır. Kemikler, kırıklar veya osteotomiler sonucu segmentlere ayrılır. Bir halka bloğunun stabilitesi, artan sayıda halka kullanılması, halkalar arasındaki mesafelerin kısılması, halkaların kemiğin uç noktalarına yerleştirilmesi, her bir segmentin kırık hattına yakın ve uzak uçlarına pin uygulanması, halkalar arasındaki bağlantı rodlarının sayısının artması ile artmaktadır. Aynı zamanda bir halka bloğundaki bağlantı rodlarının, kemik segmentinin mekanik aksisine dik olarak yerleştirilmesi önerilmektedir (Tobias ve Johnston, 2013).

Unilateral konfigürasyonlarda, kırık hattında asimetrik bir kompresyon meydana gelmektedir. İlizarov konfigürasyonlarında ise kırık uçlarında oluşan kompresyon eşit

dağılmaktadır, bu durumun iyileşme sürecini hızlandırarak mal-union ihtimalini azalttığı düşünülmektedir (Fragomen ve Rozbruch, 2007).

İlizarov konfigürasyonlarında aksiyel dayanıklılığın, konfigürasyona etkiyen kuvvete bağlı olarak değiştiği bilinmektedir. Zayıf kuvvetlere maruz kaldığında, konfigürasyon düşük bir aksiyel dayanıklılık göstermektedir. Daha güçlü kuvvetlere maruz kaldığında ise tellerin ve çerçevenin rijiditesi önemli ölçüde artmaktadır. Bu doğrusal olmayan davranış, tendo ve ligamentlerin sahip olduğu biyolojik viskoelastik özellikleri anımsatır. Aynı zamanda bu davranışın kırık iyileşmesini olumlu etkilediği düşünülmektedir (Solomin, 2013).

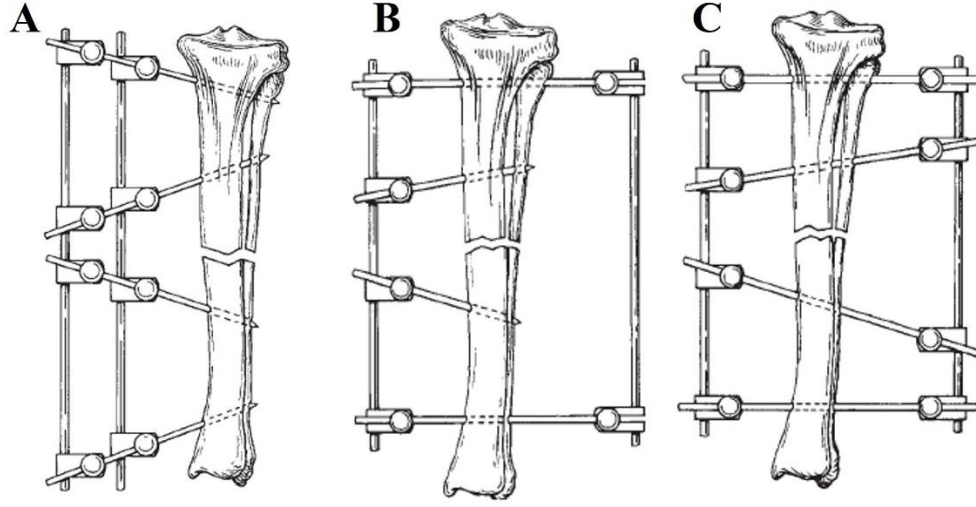
İlizarov konfigürasyonlarının zayıf kuvvetlere karşı düşük aksiyel dayanıklılık göstermesi, kırık hattında aksiyel hareketliliğe izin vermektedir. Bu mikro aksiyel hareketliliğin kallus oluşumunu uyararak iyileşmeyi hızlandığı bildirilmektedir. Güçlü kuvvetlere karşı görülen daha yüksek dayanıklılık, kırık hattındaki aşırı hareketliliği önleyerek, ağırlı ve non-union oluşumunu engellemektedir. Bu özellik, diğer sistemlerin başarısız olduğu durumlarda İlizarov yönteminin osteogenezi nasıl teşvik ettiğini açıklamaktadır (Bliven vd., 2019; Fragomen ve Rozbruch, 2007; Solomin, 2013).

Yaygın olarak kullanılan altı linear eksternal fiksasyon konfigürasyonunun dayanıklılığı, statik tek yönlü aksiyel kompresyon, makaslama ve torsiyon yükleri altında değerlendirildiği çalışmalar mevcuttur. Genel olarak, fiksatorlerin komplike dizaynı arttıkça, mekanik dayanıklılık ve rijitide de artış olduğu bildirilmektedir. Linear ESF sistemlerinin aksiyel ve torsiyon kuvvetlerine karşı dayanıklılığının sırasıyla; tip IA, IB, IIB, IIA ve tip III şeklinde olduğu bildirilmektedir (Decamp, 2015; Tobias ve Johnston, 2013).

Linear ESF sistemlerinin makaslama kuvvetini önleme dereceleri de aksiyel kompresyon ve torsiyon kuvvetlerini önleme sırası ile aynı olsada bir istisna mevcuttur. Tip IB konfigürasyonların Tip II sistemlere göre makaslama kuvvetini daha iyi önlediği bildirilmektedir. Tip I sistemler basit kırıklar için ideal bir stabilizasyon sağlarken, parçalı kırıklarda Tip II ve Tip III sistemlerin daha uygun olduğu belirtilmektedir (Kraus vd., 2008).

Tip I konfigürasyonlar genellikle diğer konfigürasyonlarına göre dayanıklılık ve rijitlik açısından daha zayıf kabul edilse de, Tip IA konfigürasyonlara ikinci bir rod eklenmesi aksiyel kompresyona karşı direnci 2.5 kat arttırmaktadır. Aynı zamanda büyük çaplı karbon fiber benzeri ikinci bir bağlantı rodu eklendiğinde aksiyel kompresyon kuvvetine karşı elde edilen mekanik dayanıklılığın Tip IIB konfigürasyonları ile neredeyse eşit ve Tip IIA

konfigürasyonlarının da yaklaşık %50'si kadar olduğu bildirilmektedir (Şekil 1.33) (Tobias ve Johnston, 2013).



Şekil 1.33. A) İkinci bir rod eklenen Tip IA konfigürasyonu B) Tip IIB konfigürasyonu C)Tip IIA konfigürasyonu (Decamp, 2015)

Tip II ve tip III konfigürasyonlarda olduğu gibi, sisteme tam pinlerin eklenmesi dayanıklılığı artırmak için daha büyük çaplı bağlantı rodlarının kullanılması gereğini ortadan kaldırmaktadır. Bu tarz konfigürasyonlarda, mekanik dayanıklılık daha çok transfixasyon pinlerinin boyutu, sayısı ve yönü ile ilişkilendirilmektedir (Decamp, 2015).

Hibrit tasarımlar, tie-in konfigürasyonları ve yivli pinlerin kullanılması gibi eksternal fiksator bileşenlerinin güçlendirilmesi durumlarında, tip I sistemlerin mekanik dayanıklılığının önemli ölçüde arttığı bilinmektedir. Bu nedenle Tip II veya Tip III sistemlerin uygun olmadığı, özellikle dirsek ve diz ekleminin proksimalindeki ekstremitelerde şekillenen kırıklarda, Tip I sistemlerin yeterli stabilizasyonu sağlayabildiği bildirilmektedir (Kraus vd., 2008; Tobias ve Johnston, 2013).

Bu doktora tezinde, kedilerin 45° lik oblik tibia kırıklarının sağaltımında sirküler ve semisirküler eksternal fiksator sistemlerinin makaslama kuvvetini önleme dereceleri ve sistemlere eklenen paralelogram yapının makaslama kuvveti üzerine etkilerinin biyomekanik karşılaştırılması amaçlandı.

2. GEREÇ VE YÖNTEM

2.1. Gereç

Bu çalışmanın materyalini Ankara Üniversitesi Veteriner Fakültesi Hayvan Hastanesi Kliniklerine getirilen, bu çalışmayla ilişkilendirilmeyen, farklı nedenlerle ex olan veya tıbbi gerekçelerle ötenazi yapılan 1-5 yaş aralığında, değişik ırk ve cinsiyetten, iskelet sisteminde metabolik bozukluğu olmayan, tibia kemiklerinde kırık veya çatlak bulunmayan, 3-6 kg aralığında kedilerden alınan 40 adet tibia kemiği oluşturdu.

Bu çalışma, Ankara Üniversitesi Rektörlüğü Hayvan Deneyleri Yerel Etik Kurulu'nun 02/06/2021 tarih, 2021-10 toplantı no, 2021-46 dosya no, 2021-10-66 sayılı kararı ile onaylandı (Ek-1).

Toplanan kemikler, test zamanına kadar Ankara Üniversitesi Veteriner Fakültesi Anatomi Anabilim Dalı bünyesinde bulunan derin dondurucuda -20°C 'de bekletildi.

Kemiklerin radyografik değerlendirmeleri için Ankara Üniversitesi Veteriner Fakültesi Hayvan Hastanesi Cerrahi Anabilim Dalı Radyoloji Görüntüleme Ünitesinde bulunan Dinamik x-ray Dijital Röntgen cihazı kullanıldı (Şekil 2.1).



Şekil 2.1. Ankara Üniversitesi Veteriner Fakültesi Hayvan Hastanesi Cerrahi Anabilim Dalı Radyoloji Görüntüleme Ünitesinde bulunan Dinamik x-ray Dijital Röntgen cihazı

Konfigürasyonların biyomekanik testleri Çankaya Üniversitesi Makine Test Laboratuvarında bulunan özel yapım basınç kontrollü hidrolik pres cihazı ile gerçekleştirildi (Şekil 2.2).



Şekil 2.2. Çankaya Üniversitesi Makine Test Laboratuvarında bulunan özel yapım basınç kontrollü hidrolik pres cihazı

Ölçümler YZC-516C (Guang Ce, Çin) S tipi yük hücresi ile yapıldı ve alınan yük-mesafe verisinin yazın dokümanının hesap tablosuna gönderilmesi ile eğriler çizildi (Şekil 2.3).



Şekil 2.3. YZC-516C Guang Ce S tipi yük hücresi

Ölçümlerin milimetre cinsinden değerlendirilmesi ve analizleri; Canon EOS 60D (Canon, Japonya) Dijital fotoğraf makinesi ve ImajeJ 1.52a (Wayne Rasband National Institutes of Health, USA) programı kullanılarak yapıldı.

2.2. Yöntem

2.2.1. Tibia Kemiklerinin Toplanması

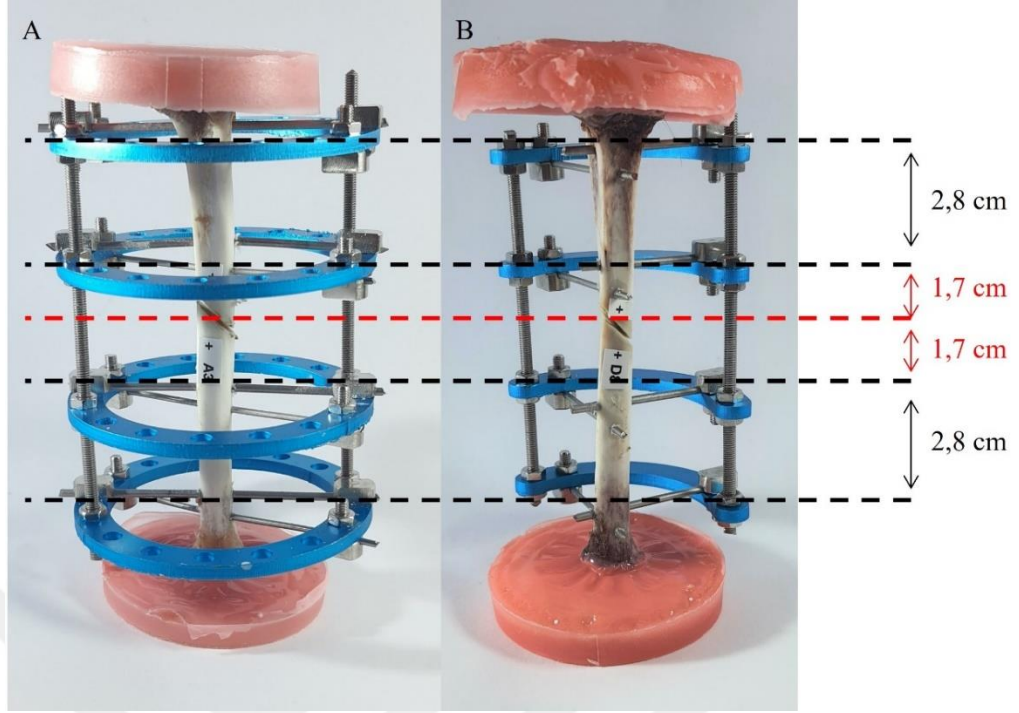
Genu ekleminde tarsocrural ekleme kadar ekstremitenin medial yüzeyi boyunca ortalama 15 cm uzunluğunda bir ensizyon yapıldı. Ardından tüm kemiklerin, genu ve tarsocrural eklemden dezartikülasyonu yapıldı. Kemiklere zarar vermeden yumuşak dokular ve fibula kemiği 11 numara bistüri kullanılarak uzaklaştırıldı.

Daha sonra çalışma materyalini oluşturan kemikler %0,9 NaCl ile yıkayıp yine %0,9 NaCl ile ıslatılmış cerrahi tamponlara sarılarak hazırlık ve test aşamasına kadar -20°C 'de bekletildi.

2.2.2. Konfigürasyonların Kurulması ve Özellikleri

-20°C 'de bekletilen 40 adet tibia kemiğinin oda sıcaklığında çözünmesi beklendikten sonra rastgele seçilen 20 tanesine 1. konfigürasyon ve yine rastgele seçilen diğer 20 tanesine ise 2. konfigürasyon uygulandı. Tüm konfigürasyonlar bir örnek olacak şekilde hazırlandı.

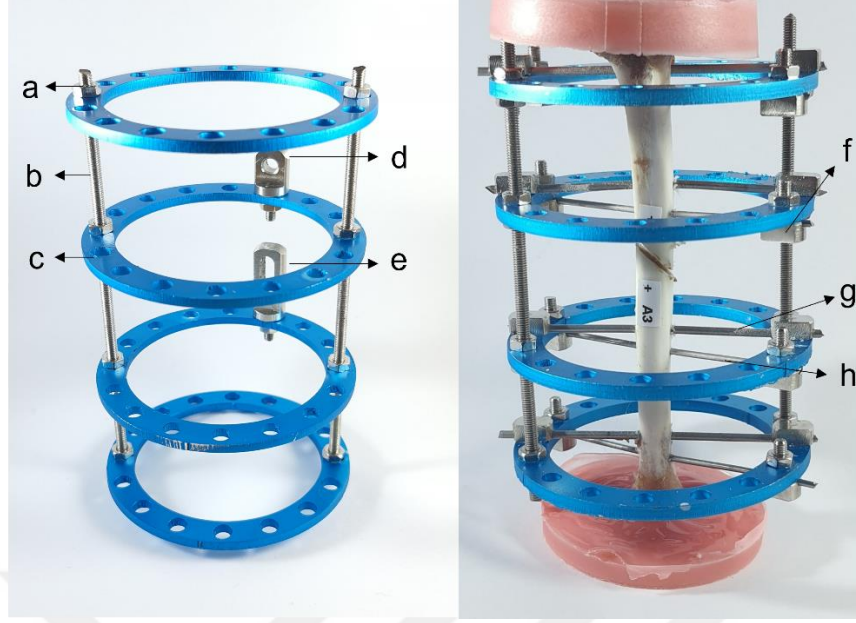
Hazırlanan kemiklere aksiyel kompresyonun uygun şekilde uygulanabilmesi ve basınç kontrollü hidrolik pres cihazına uygun yerleştirilebilmesi için kemiklerin distal ve proksimal bölümleri PMMA (Polimetil metakrilat) ile kaplandı (Şekil 2.4).



Şekil 2.4. Halkaların birbirlerine ve kırık hattına göre konumları. A) 1. konfigürasyon B) 2. konfigürasyon

2.2.2.1. Birinci Konfigürasyon

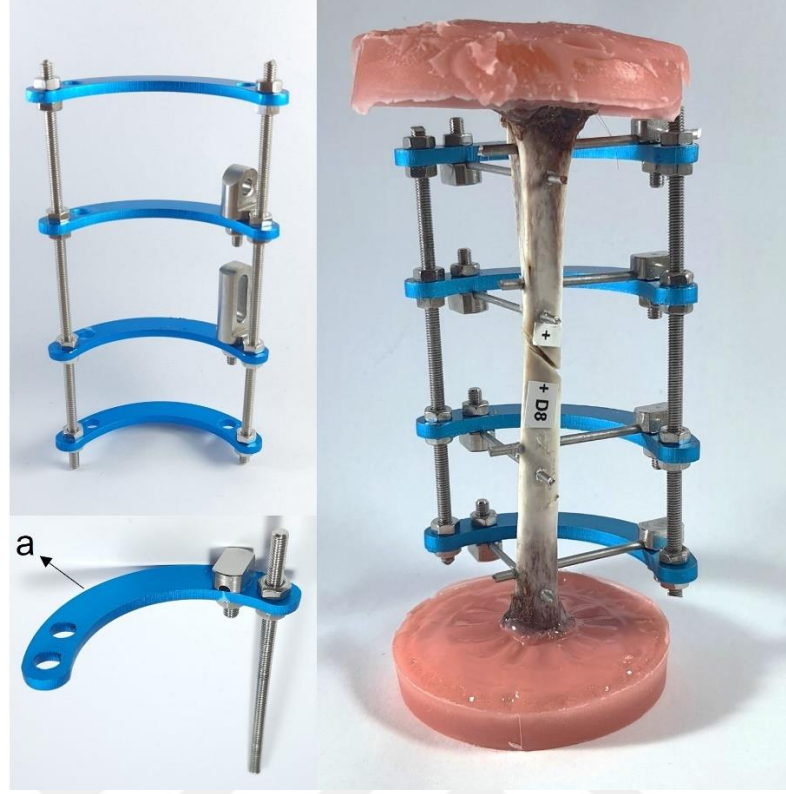
Birinci konfigürasyon 4 adet 50 mm çapında ve 2,5 mm kalınlığında alüminyum sirküler halkalardan, 3 mm çaplı dişli rodlardan, 3 mm çaplı hegzagonal somunlardan, erkek menteşelerden ve pin tutuculardan oluşmaktadır. 2 mm çaplı Steinmann pinler 1,5 mm çaplı Kirschner telleri birbirleri ile yaklaşık 45° yapacak şekilde güvenlik koridorları ihlal edilmeden bilateral uygulandı (Şekil 2.5).



Şekil 2.5. a) 3 mm çaplı hegzagonal somun b) 3 mm çaplı dişli rod c) 50 mm alüminyum sirküler ilizarov d) Erkek menteşe e) Slot erkek menteşe f) Pin Tutucu g) 2 mm Steinmann pin h) 1,5 mm Kirschner teli

2.2.2.2. İkinci Konfigürasyon

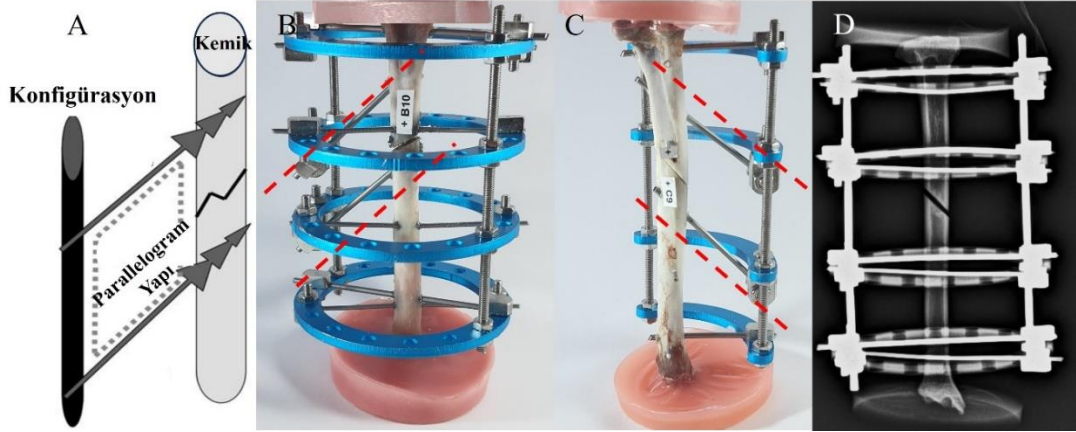
İkinci konfigürasyon 4 adet 50 mm çapında ve 2,5 mm kalınlığında 135°, 4 delikli alüminyum arklardan; 3 mm çaplı dişli rodlardan, 3 mm çaplı hegzagonal somunlardan, erkek menteşelerden ve pin tutuculardan oluşmaktadır. 2 mm çaplı Steinmann pinler ve 1,5 mm çaplı Kirschner telleri her halkada birbirleri ile 90 derecelik açı oluşturacak şekilde, güvenlik koridorları dikkate alınarak unilateral, multiplanar uygulandı (Şekil 2.6).



Şekil 2.6. 2. Konfigürasyon bileşenleri a) 50 mm, 135°, 4 delikli alüminyum ark

2.2.3. Parallelogram Yapının Konfigürasyonlara Eklenmesi, Oblik Osteotomi ve Gruplandırma

Birinci konfigürasyon uygulanan 20 kemikten rastgele seçilen 10 tanesine paralelogram yapı eklendi. Aynı şekilde ikinci konfigürasyon uygulanan 20 kemikten rastgele seçilen 10 tanesine paralelogram yapı eklendi. Bu paralelogram yapı ortadaki iki halkaya erkek menteşelerin eklenmesi ile oluşturuldu. Konfigürasyonlar tibia kemiklerine uygulandıktan sonra, kemik testeresi ile tibiaların koronal yüzeyine orta 1/3 diyafizer bölgeden 45° oblik osteotomi yapıldı. Daha sonra radyografik değerlendirme yapılarak osteotomi esnasında veya pinlerin yerleştirilmesi sırasında test sonuçlarını etkileyebilecek çatlak veya kırık varlığı kontrol edildi (Şekil 2.7).



Şekil 2.7. A) Parallelogram yapı (Lowenberg vd., 2008) B) 1. konfigürasyonda parallelogram yapının oluşturulması ve oblik osteotomi C) 2. konfigürasyonda parallelogram yapının oluşturulması ve oblik osteotomi D) A grubu 6 numaralı kemiğin test öncesi radyografik değerlendirmesi

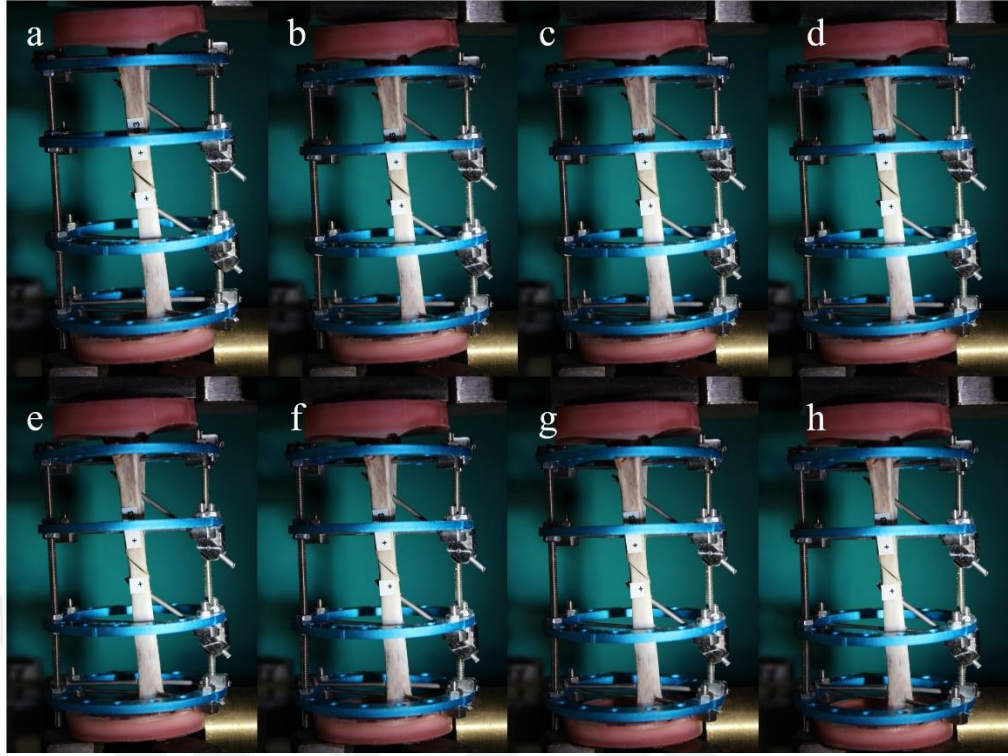
Biyomekanik testler öncesi 40 adet tibia kemiği dört gruba ayrıldı. Bu gruplandırmaya göre A grubundaki kemiklere birinci konfigürasyon uygulandı ve parallelogram yapı oluşturulmadı. B grubundaki kemiklere birinci konfigürasyon uygulandı ve parallelogram yapı oluşturuldu. C grubundaki kemiklere ikinci konfigürasyon uygulandı ve parallelogram yapı oluşturulmadı. D grubundaki kemiklere ise ikinci konfigürasyon uygulandı ve parallelogram yapı oluşturuldu (Çizelge 2.1).

Çizelge 2.1. Biyomekanik testler öncesi kemiklerin gruplandırılması

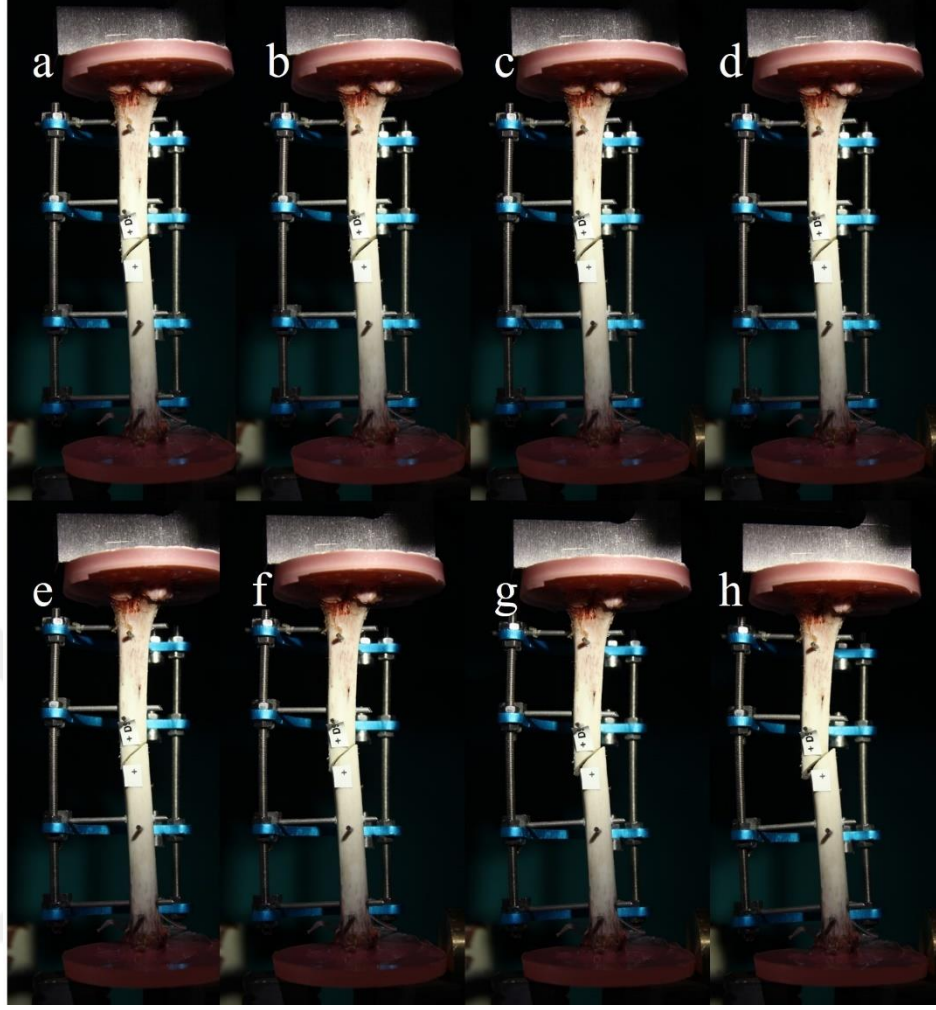
Grup	Konfigürasyon	Parallelogram Yapı	Kemik Sayısı
A Grubu	1	-	10
B Grubu	1	+	10
C Gubu	2	+	10
D Grubu	2	-	10

2.2.4. Biyomekanik Testler

4 gruptaki toplam 40 kemik, basınç kontrollü hidrolik pres cihazına vertikal olarak yerleştirildi ve aksiyal kompresyon uygulandı. Aksiyel kompresyon kuvveti sırasıyla 0 N, 5 N, 10 N, 20 N, 40 N, 60 N, 100 N ve 150 N olacak şekilde kademeli olarak arttırıldı ve Canon EOS 60D (Canon, Japonya) Dijital fotoğraf makinesi ile sabit açıda fotoğraflar çekildi (Şekil 2.8) (Şekil 2.9).



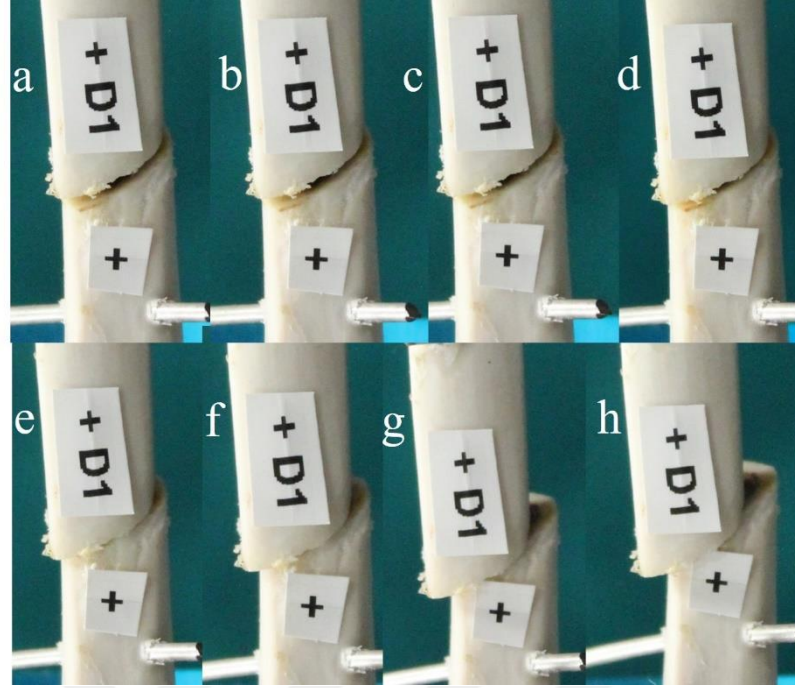
Şekil 2.8. Birinci konfigürasyon uygulanan ve paralelogram yapı eklenen B grubu 3 numaralı kemiğe uygulanan biyomekanik test aşamaları a) 0 N b) 5 N c) 10 N d) 20 N e) 40 N f) 60 N g) 100 N h) 150 N



Şekil 2.9. İkinci konfigürasyon uygulanan ve paralelogram yapı eklenmeyen D grubu 9 numaralı kemiğe uygulanan biyomekanik test aşamaları a) 0 N b) 5 N c) 10 N d) 20 N e) 40 N f) 60 N g) 100 N h) 150 N

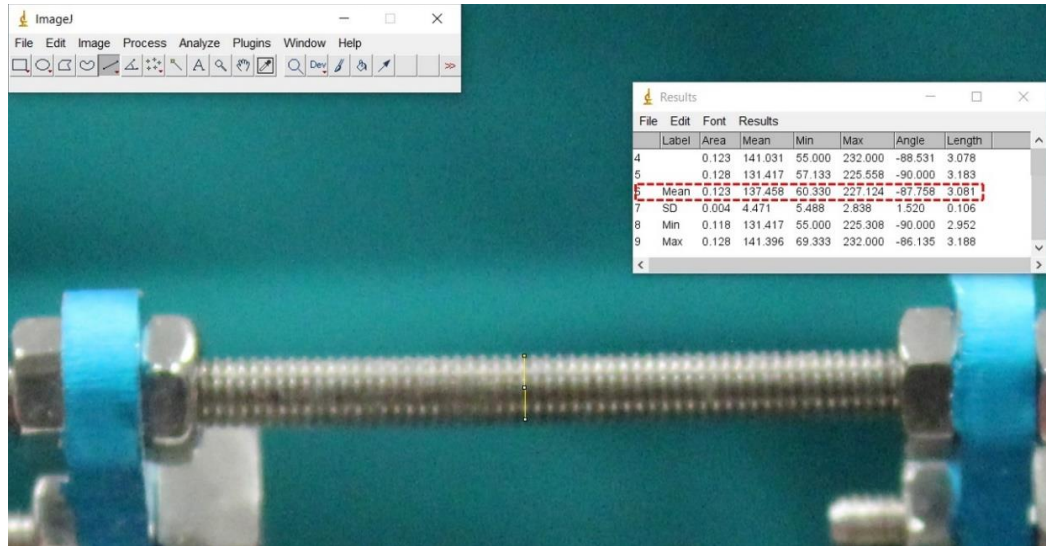
2.2.5. Verilerin Toplanması ve Değerlendirilmesi

Makaslama hareketi ve kemiğin boyca kısalma miktarı, kırık uçları arasında belirlenen orjin noktalar ile ImajeJ 1.52a (Wayne Rasband National Institutes of Health, USA) programı kullanılarak milimetre cinsinden hesaplandı (Şekil 2.10).



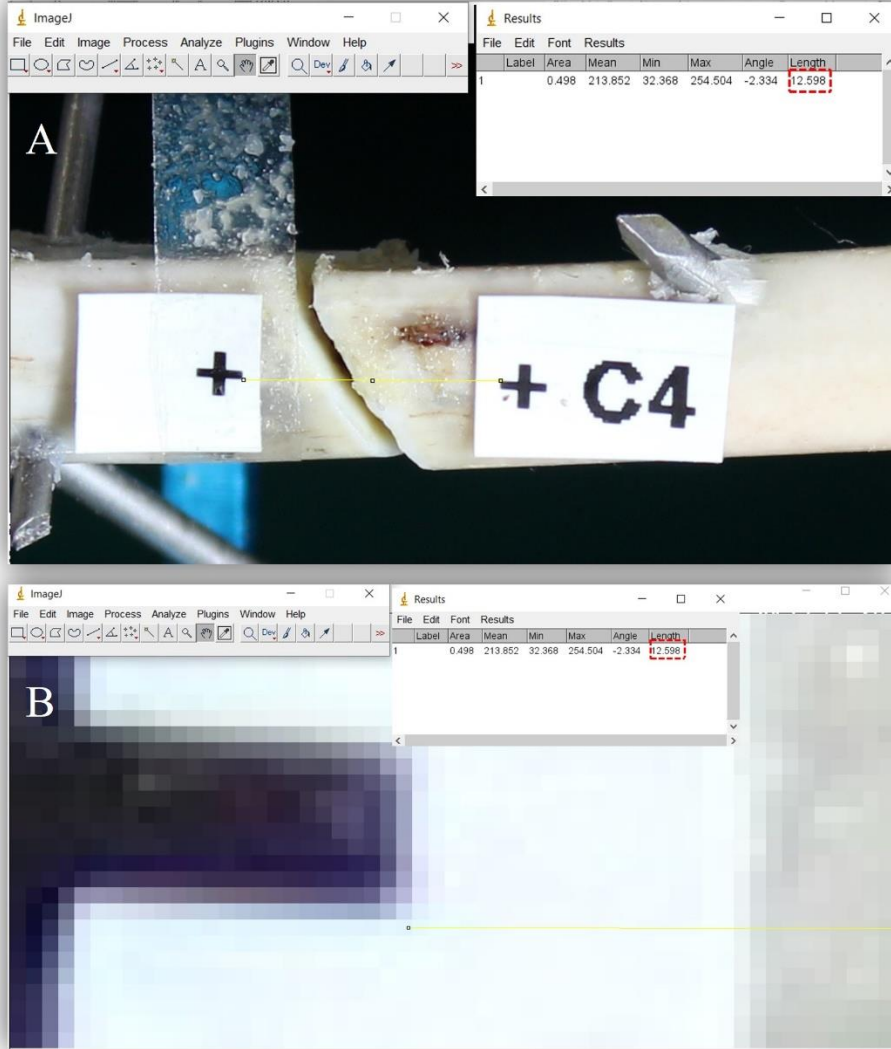
Şekil 2.10. D grubu 1 numaralı kemiğe uygulanan biyomekanik test aşamaları, makaslama kuvveti, kemiğin boyca kısalma miktarı ve alınan orjin noktalar a) 0 N b) 5 N c) 10 N d) 20 N e) 40 N f) 60 N g) 100 N h) 150 N

ImajeJ 1.52 a programının milimetre cinsinden kalibrasyonu için kılavuz olarak 3 mm çaplı dişli rodler kullanıldı (Şekil 2.11).



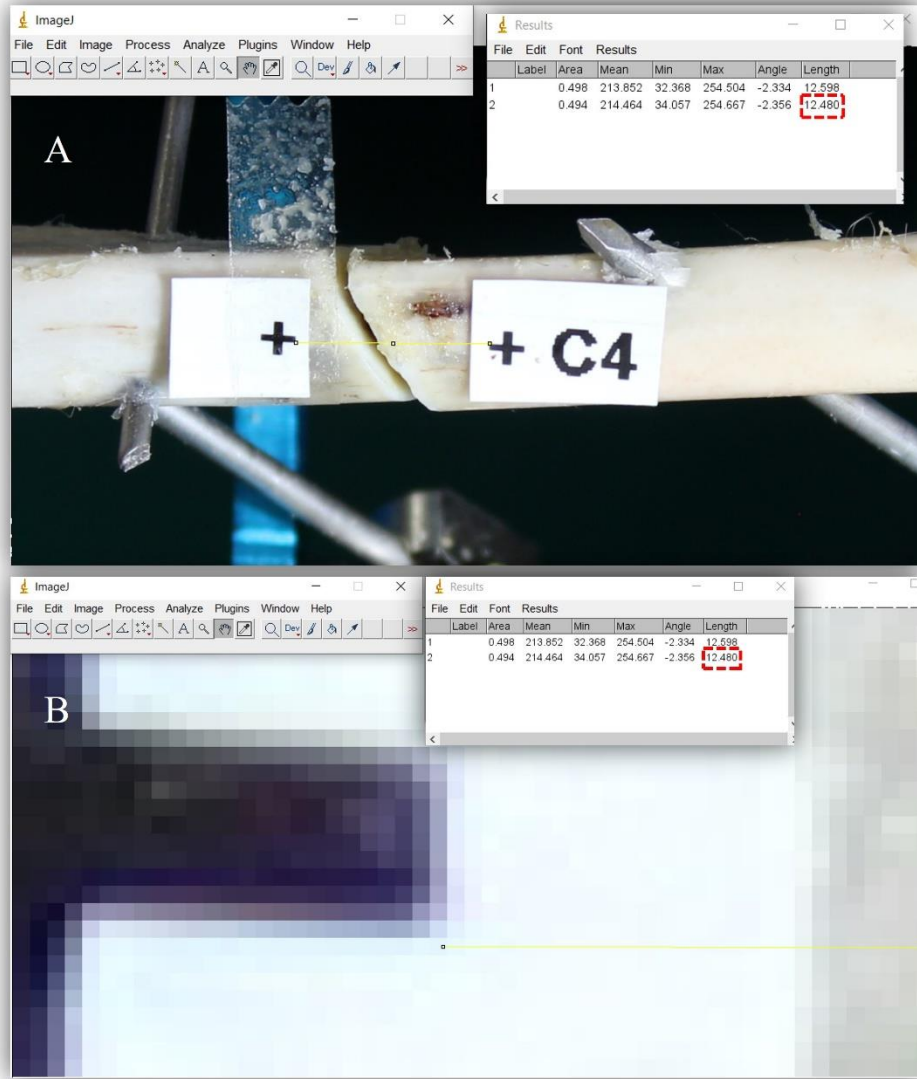
Şekil 2.11. ImajeJ 1.52a programının kalibrasyonu

Kemiğin boyca kısıalma miktarı hesaplanırken aksiyel kompresyon başlatılmadan (0 N) çekilen fotoğraflar, aksiyel kompresyonun tüm aşamalarında çekilen fotoğraflarla sırasıyla karşılaştırıldı (Şekil 2.12).



Şekil 2.12. A) C grubu 4 numaralı kemiğe aksiyel kompresyon uygulanmadan (0 N) önce orjin noktalar arasındaki mesafe ölçümü B) Ölçümün piksel seviyesinde yakınlaştırılmış görüntüsü

Milimetre cinsinden ölçülen mesafelerin matematiksel farkı alınarak kemiğin boyca kısıalma miktarı hesaplandı (Şekil 2.13). Elde edilen tüm sonuçlar Excel tablosuna kayıt edildi.



Şekil 2.13. A) C grubu 4 numaralı kemiğe 5 N aksiyel kompreasyon uygulandıktan sonra orjin noktalar arasındaki mesafe ölçümü B) Ölçümün piksel seviyesinde yakınlaştırılmış görüntüsü. 0 N değerinde ölçülen 12,598 mm'lik uzunluk 5 N kuvvet uygulandığında 12,480 mm ölçüldü. İki değer arasındaki fark alınarak 5 N aksiyel kompresyonda 0,118 mm boyca kısalma olduğu hesaplandı

3. BULGULAR

3.1. Tibia Kemikleri Toplanan Kedilerin İrk ve Cinsiyet Dağılımı

20 kediden elde edilen 40 adet tibia kemiği bu çalışmanın materyalini oluşturdu. Kedilerin 11'i erkek, 9'u dişi olup 16 tanesi melez, 2 tanesi British Shorthair, 1 tanesi British Longhair ve 1 tanesi Ankara kedisiydi (Çizelge 3.1).

Çizelge 3.1. Tibia kemikleri toplanan kedilerin ırk ve cinsiyetleri

Materyal	İrk	Cinsiyet
1. Kedi	Melez	♂ Erkek
2. Kedi	Melez	♀ Dişi
3. Kedi	Melez	♂ Erkek
4. Kedi	Melez	♀ Dişi
5. Kedi	Melez	♀ Dişi
6. Kedi	British Longhair	♂ Erkek
7. Kedi	Melez	♂ Erkek
8. Kedi	Melez	♂ Erkek
9. Kedi	Melez	♀ Dişi
10. Kedi	British Shorthair	♂ Erkek
11. Kedi	Melez	♀ Dişi
12. Kedi	Melez	♂ Erkek
13. Kedi	Melez	♂ Erkek
14. Kedi	Melez	♂ Erkek
15. Kedi	British Shorthair	♀ Dişi
16. Kedi	Melez	♀ Dişi
17. Kedi	Melez	♂ Erkek
18. Kedi	Ankara Kedisi	♂ Erkek
19. Kedi	Melez	♀ Dişi
20. Kedi	Melez	♀ Dişi

3.2. Tibia Kemikleri Toplanan Kedilerin Yaş ve Vücut Ağırlığı Dağılımları

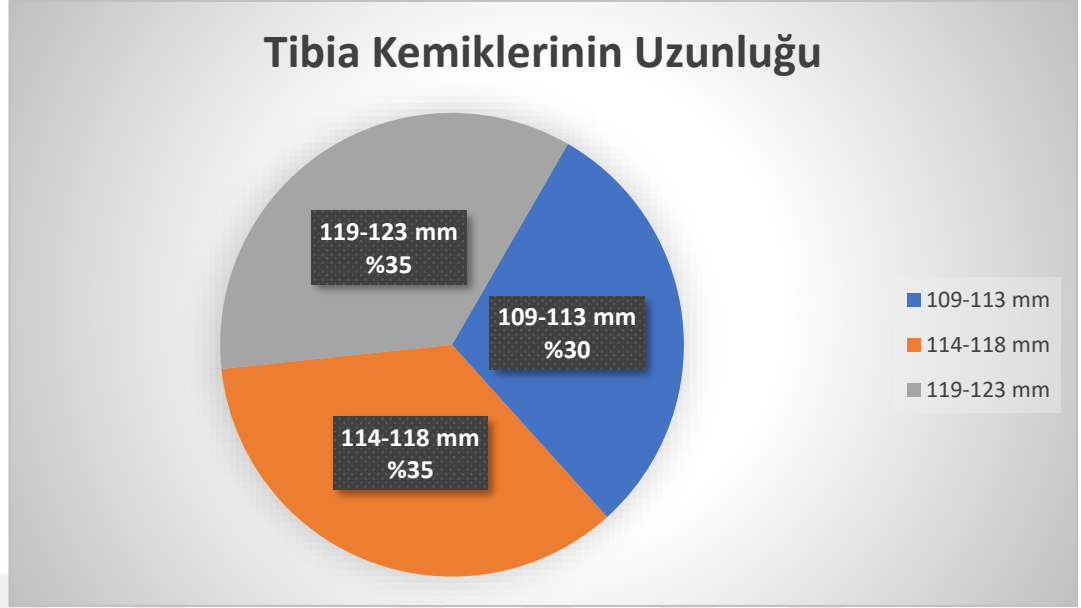
Tibia kemikleri toplanan 20 kedinin yaşları 1-5 yaş arasında değişmekteydi. Vücut ağırlıkları ise 3,1-5,2 kg arasında değişmekte olup ortalama 3,9 kilogramdı (Çizelge 3.2).

Çizelge 3.2. Tibia kemikleri toplanan kedilerin yaş ve vücut ağırlığı

Materyal	Yaş	Vücut Ağırlığı (kg)
1. Kedi	>1 yıl	3,1
2. Kedi	>1 yıl	3,2
3. Kedi	>1 yıl	4,6
4. Kedi	>1 yıl	3,7
5. Kedi	>2 yıl	5
6. Kedi	>2 yıl	3,4
7. Kedi	>2 yıl	3,9
8. Kedi	>2 yıl	4,2
9. Kedi	>3 yıl	3,2
10. Kedi	>3 yıl	5,2
11. Kedi	>3 yıl	3,2
12. Kedi	>3 yıl	3,9
13. Kedi	>3 yıl	4,2
14. Kedi	>3 yıl	4,5
15. Kedi	>4 yıl	4,1
16. Kedi	>4 yıl	4
17. Kedi	>4 yıl	3,2
18. Kedi	>4 yıl	3,6
19. Kedi	>4 yıl	4,9
20. Kedi	>4 yıl	4,8

3.3. Tibia Kemiklerinin Fiziksel ve Morfolojik Değerlendirmesi

Tibianın toplam uzunluğu ve tibial istmus çapı distal diyafiz bölgesinden ölçüldü. Çalışmaya dahil edilen 40 kemikten 12'sinin uzunluğu 109-113 mm, 14'ünün uzunluğu 114-118 mm ve 14'ünün uzunluğu 119-123 mm arasındaydı. Tüm kemiklerin en ince bölgesinin çapı 6,7 mm den büyüktü (Şekil 3.1).



Şekil 3.1. Çalışmayı oluşturan tibia kemiklerinin milimetre cinsinden uzunluk dağılımı

3.4. Biyomekanik Test Bulguları

Bu tez çalışmasında 10'ar kemikten oluşan ve 4 farklı grupta yer alan toplam 40 kemiğe biyomekanik test uygulandı. Tüm kemikler basınç kontrollü hidrolik pres cihazına vertikal olarak yerleştirildi ve aksiyal kompresyon uygulandı.

5 N aksiyel kompresyon uygulandığında gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmadı.

10 N ve 20 N aksiyel kompresyon uygulandığında D grubunun diğer gruplara göre makaslama kuvvetini önlemede daha başarısız olduğu, A, B ve C grupları arasında ise istatistiksel olarak anlamlı bir fark olmadığı görüldü.

4 adet 50 mm çapında sirküler alüminyum halkalardan oluşan ve paralelogram yapı oluşturulmadan konfigürasyonu hazırlanan A grubu kemiklerinin boyca kısalma miktarları ve uygulanan aksiyel kompresyon değeri Çizelge 3.3'te gösterildi.

Çizelge 3.3. A grubu kemiklerinin milimetre cinsinden boyca kısalma miktarları ve uygulanan aksiyel kompresyon değerleri

A Grubu	5 N	10 N	20 N	40 N	60 N	100 N	150 N
1. Kemik	0,101	0,210	0,247	0,574	0,673	0,967	1,268
2. Kemik	0,134	0,209	0,300	0,477	0,670	0,979	1,291
3. Kemik	0,115	0,219	0,332	0,446	0,676	0,886	0,997
4. Kemik	0,107	0,226	0,390	0,476	0,638	0,750	0,986
5. Kemik	0,114	0,230	0,337	0,468	0,579	0,778	1,082
6. Kemik	0,190	0,225	0,466	0,560	0,714	0,963	1,159
7. Kemik	0,115	0,204	0,350	0,475	0,605	0,619	0,691
8. Kemik	0,117	0,238	0,383	0,467	0,705	0,855	1,027
9. Kemik	0,127	0,201	0,420	0,578	0,813	1,070	1,248
10. Kemik	0,126	0,200	0,382	0,590	0,784	1,020	1,357

A grubu kemiklerine uygulanan konfigürasyona paralelogram yapının eklenmesi ile oluşturulan B grubu kemiklerinin 40 N aksiyel kompresyon kuvvetine karşı makaslama kuvvetini önlemede A grubuna göre daha başarılı olduğu görüldü (Şekil 3.2). A ve C grupları arasında anlamlı bir istatistiksel fark bulunamazken, D grubu en başarısız grup oldu. B grubundaki kemiklerin boyca kısalma miktarları Çizelge 3.4’te gösterildi.



Şekil 3.2. B grubu 6 numaralı kemiğin aksiyel kompresyon sırasında kayıt edilen görüntüleri a) 0 N b) 5 N c) 10 N d) 20 N e) 40 N f) 60 N g) 100 N h) 150 N

Çizelge 3.4. B grubu kemiklerinin milimetre cinsinden boyca kısalma miktarları ve uygulanan aksiyel kompresyon değerleri

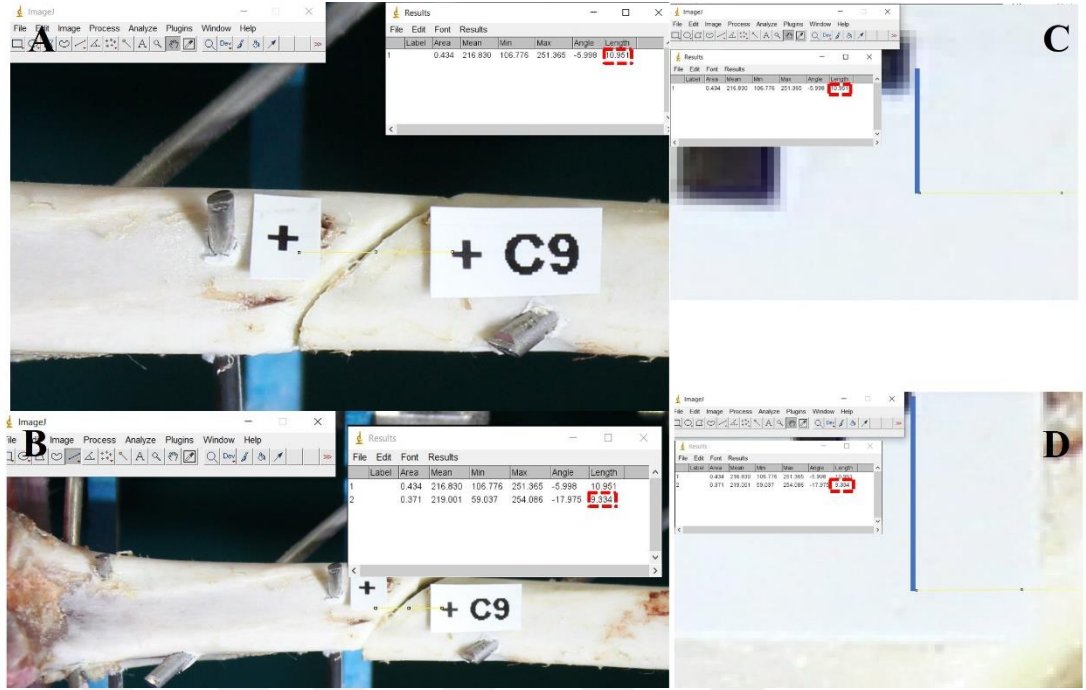
B Grubu	5 N	10 N	20 N	40 N	60 N	100 N	150 N
1. Kemik	0,115	0,229	0,289	0,343	0,437	0,675	0,882
2. Kemik	0,09	0,153	0,198	0,235	0,431	0,469	0,779
3. Kemik	0,101	0,167	0,217	0,341	0,454	0,706	0,799
4. Kemik	0,113	0,204	0,302	0,340	0,468	0,640	0,752
5. Kemik	0,119	0,196	0,303	0,403	0,575	0,720	0,957
6. Kemik	0,156	0,293	0,359	0,442	0,531	0,643	0,764
7. Kemik	0,118	0,159	0,240	0,346	0,459	0,554	0,649
8. Kemik	0,118	0,152	0,218	0,353	0,522	0,715	0,904
9. Kemik	0,109	0,199	0,287	0,450	0,532	0,781	0,956
10. Kemik	0,130	0,184	0,260	0,360	0,480	0,697	0,940

60 N, 100 N ve 150 N aksiyel kompresyon altında B grubu en başarılı grupken, D grubu en başarısız grup oldu. A grubu en yüksek değerinde B grubu ile, en düşük değerinde ise C grubu ile benzer sonuçlar verdi. 4 adet 50 mm çapında, 135°, 4 delikli alüminyum arklardan oluşan ve paralelogram yapı eklenerek konfigürasyonu hazırlanan C grubu kemiklerinin boyca kısalma miktarları ve uygulanan aksiyel kompresyon değerleri Çizelge 3.5'te gösterildi.

Çizelge 3.5. C grubu kemiklerinin milimetre cinsinden boyca kısalma miktarları ve uygulanan aksiyel kompresyon değerleri

C Grubu	5 N	10 N	20 N	40 N	60 N	100 N	150 N
1. Kemik	0,179	0,239	0,417	0,536	0,597	0,718	0,896
2. Kemik	0,118	0,177	0,238	0,476	0,657	1,37	2,33
3. Kemik	0,173	0,290	0,406	0,636	0,752	1,100	1,387
4. Kemik	0,118	0,177	0,297	0,536	0,657	0,835	1,015
5. Kemik	0,119	0,178	0,237	0,359	0,419	0,596	0,897
6. Kemik	0,121	0,240	0,419	0,482	0,779	0,955	1,373
7. Kemik	0,179	0,268	0,627	0,744	1,346	1,465	1,813
8. Kemik	0,121	0,212	0,270	0,365	0,661	0,891	1,263
9. Kemik	0,119	0,239	0,476	0,716	0,955	1,315	1,617
10. Kemik	0,118	0,237	0,355	0,479	0,836	1,554	2,273

C grubu 9 numaralı kemiğe uygulanan 150 N aksiyel kompresyon sonucu kemikte meydana gelen boyca kısalma miktarı ve ölçümü Şekil 3.3'te gösterildi.



Şekil 3.3. A) C grubu 9 numaralı kemiğe aksiyel kompresyon uygulanmadan (0 N) önce orjin noktalar arasındaki mesafe ölçümü B) Aynı kemiğe 150 N aksiyel kompresyon uygulandıktan sonra orjin noktalar arasındaki mesafe ölçümü C) Aksiyel kompresyon uygulanmadan (0 N) önce yapılan ölçümlerin piksel seviyesinde yakınlaştırılmış görüntüsü. D) 150 N aksiyel kompresyon uygulandıktan sonra yapılan ölçümlerin piksel seviyesinde yakınlaştırılmış görüntüsü. 0 N değerinde ölçülen 10,951 mm lik uzunluk 150 N kuvvet uygulandığında 9,334 mm ölçüldü. İki değer farkı alınarak 150 N aksiyel kompresyonda 1,617 mm boyca kısalma olduğu hesaplandı

5 N aksiyel kompresyon kuvvetinden sonra tüm testlerde en başarısız grup olan D grubu kemiklerinin boyca kısalma miktarları ve uygulanan aksiyel kompresyon değerleri Çizelge 3.6’te gösterildi.

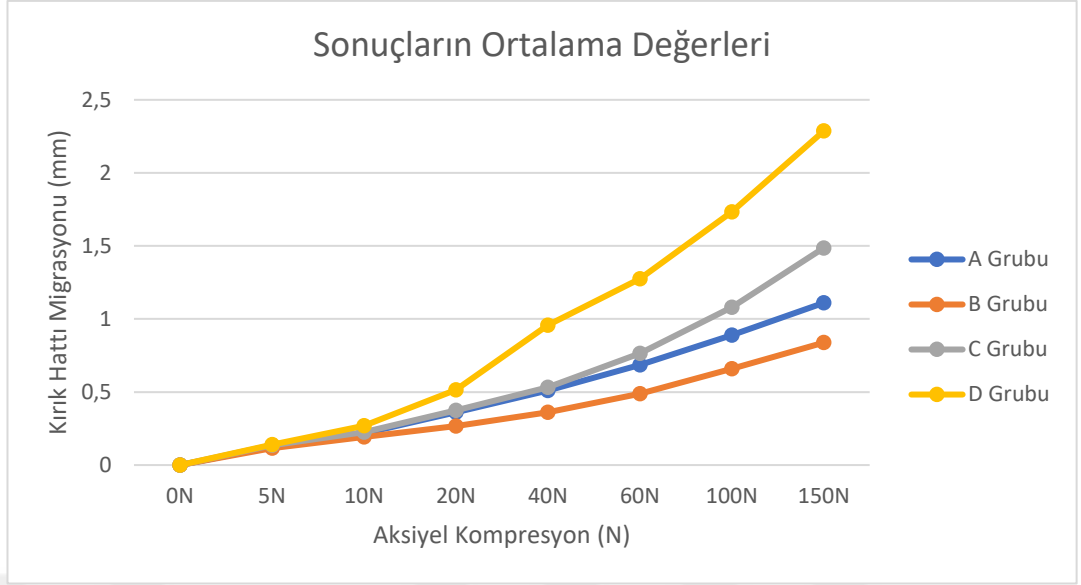
Çizelge 3.6. D grubu kemiklerinin milimetre cinsinden boyca kısalma miktarları ve uygulanan aksiyel kompresyon değerleri

D Grubu	5 N	10 N	20 N	40 N	60 N	100 N	150 N
1. Kemik	0,138	0,254	0,616	1,244	1,850	2,487	3,803
2. Kemik	0,159	0,275	0,523	0,755	0,874	1,116	1,235
3. Kemik	0,120	0,243	0,359	0,840	1,077	1,436	1,917
4. Kemik	0,113	0,234	0,474	1,071	1,429	1,790	2,626
5. Kemik	0,181	0,302	0,426	0,663	0,901	1,381	1,615
6. Kemik	0,136	0,252	0,571	1,168	1,527	2,248	3,202
7. Kemik	0,141	0,263	0,501	1,099	1,220	1,458	1,698
8. Kemik	0,170	0,326	0,414	0,774	1,131	1,728	2,446
9. Kemik	0,131	0,253	0,733	0,967	1,451	1,806	2,035
10. Kemik	0,119	0,301	0,537	0,994	1,282	1,884	2,284

Bu bulgular doğrultusunda paralelogram yapı eklenen konfigürasyonların makaslama kuvvetini önlemede belirli bir Newton kuvvetinden sonra daha etkili oldukları görüldü. Tüm gruplarda yapılan biyomekanik testlerin ortalama değerleri Çizelge 3.7’de ve Şekil 3.4’te gösterildi.

Çizelge 3.7. Tüm gruplardaki kemiklerin milimetre cinsinden ortalama boyca kısalma miktarları ve uygulanan aksiyel kompresyon değerleri

Gruplar	5 N	10 N	20 N	40 N	60 N	100 N	150 N
A Grubu	0,124	0,216	0,360	0,511	0,685	0,888	1,110
B Grubu	0,116	0,193	0,267	0,361	0,488	0,660	0,838
C Grubu	0,136	0,225	0,374	0,532	0,765	1,0799	1,486
D Grubu	0,140	0,270	0,515	0,957	1,274	1,733	2,286



Şekil 3.4. Tüm gruplardaki kemiklerin ortalama aksiyel kompresyon-kırık hattı migrasyonu grafiği

B grubu makaslama kuvvetini önlemede en başarılı grup olurken, D grubu en başarısız grup oldu.

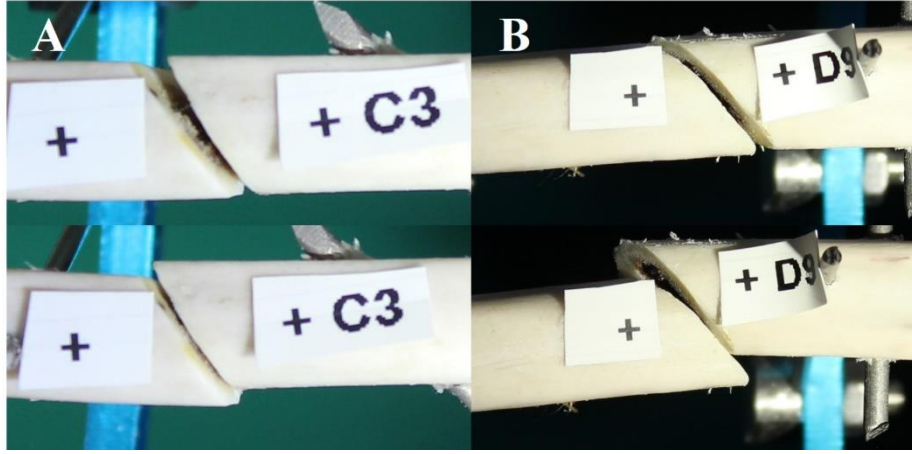
A ve C grubuna uygulanan konfigürasyonların 40 N luk aksiyel kompresyona kadar makaslama kuvvetini önleme miktarları arasında anlamlı bir fark bulunamadı. Fakat aksiyel kompresyon kuvveti arttıkça A grubunun C grubuna göre daha başarılı olduğu görüldü. Tüm grupların istatistiksel değerleri Çizelge 3.8’de gösterildi.

Çizelge 3.8. Farklı Newton değerinde gruplar arasındaki istatistiksel karşılaştırmalar

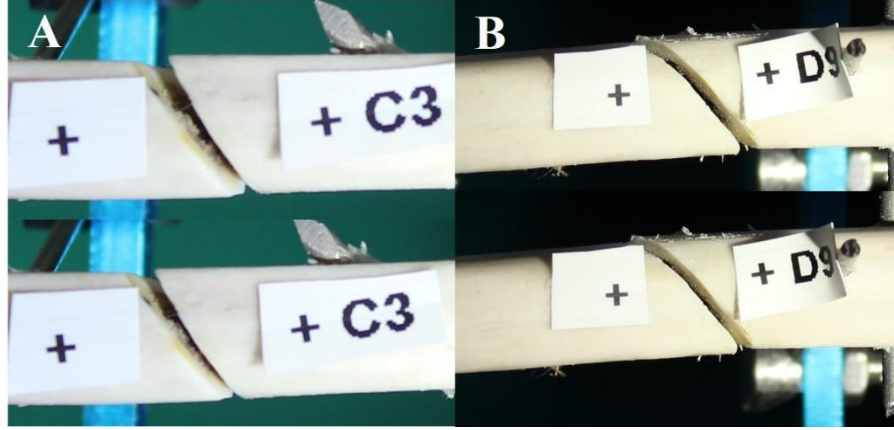
Newton	Gruplar	Ortalama	±	S. Hata	P değeri
5N	A	0,125	±	0,008 ^x	0,111
	B	0,117	±	0,006 ^x	
	C	0,137	±	0,009 ^x	
	D	0,141	±	0,007 ^x	
10N	A	0,216	±	0,004 ^x	0,001
	B	0,194	±	0,014 ^x	
	C	0,226	±	0,012 ^x	
	D	0,270	±	0,009 ^y	
20N	A	0,361	±	0,020 ^x	0,001
	B	0,267	±	0,016 ^x	
	C	0,374	±	0,039 ^x	
	D	0,515	±	0,034 ^y	
40N	A	0,511	±	0,018 ^y	0,001
	B	0,361	±	0,019 ^x	
	C	0,533	±	0,042 ^y	
	D	0,958	±	0,061 ^z	
60N	A	0,686	±	0,023 ^{xy}	0,001
	B	0,489	±	0,015 ^x	
	C	0,766	±	0,079 ^y	
	D	1,274	±	0,095 ^z	
100N	A	0,889	±	0,044 ^{xy}	0,001
	B	0,660	±	0,029 ^x	
	C	1,080	±	0,105 ^y	
	D	1,733	±	0,131 ^z	
150N	A	1,111	±	0,062 ^{xy}	0,001
	B	0,838	±	0,033 ^x	
	C	1,486	±	0,165 ^y	
	D	2,286	±	0,245 ^z	

x, y, z: Aynı sütunda farklı harf taşıyan ortalamalar arasındaki fark istatistiksel olarak önemlidir.

Konfigürasyonlara eklenen paralelogram yapının makaslama kuvvetini önlemede konfigürasyonu daha başarılı hale getirdiği görüldü. Semi-sirküler arklerle oluşturulan konfigürasyonlarda paralelogram yapının etkinliği 10 N aksiyel kompresyondan sonra belirgindi (Şekil 3.5). 5 N aksiyel kompresyonda paralelogram yapı eklenmeyen D grubu ile paralelogram yapı eklenen C grubu arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunamadı (Şekil 3.6).

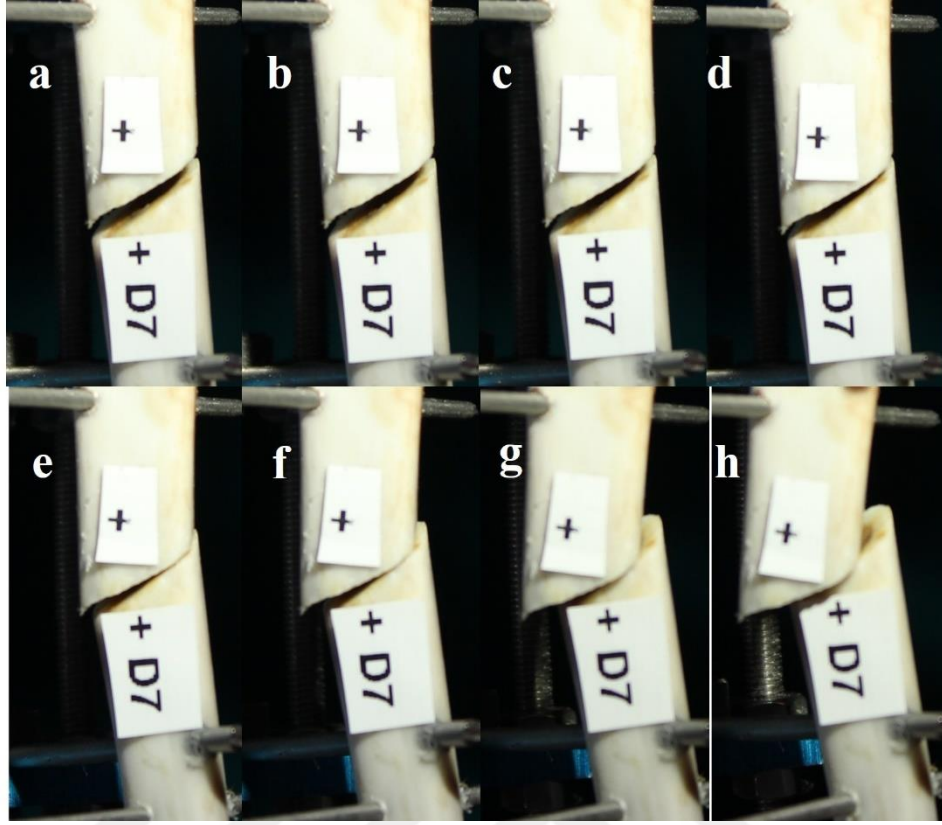


Şekil 3.5. A) C grubu 3 numaralı kemiğin 0 N (üst) ve 150 N (alt) aksiyel kompresyon sırasında kayıt edilen görüntüleri. B) D grubu 9 numaralı kemiğin 0 N (üst) ve 150 N (alt) aksiyel kompresyon sırasında kayıt edilen görüntüleri



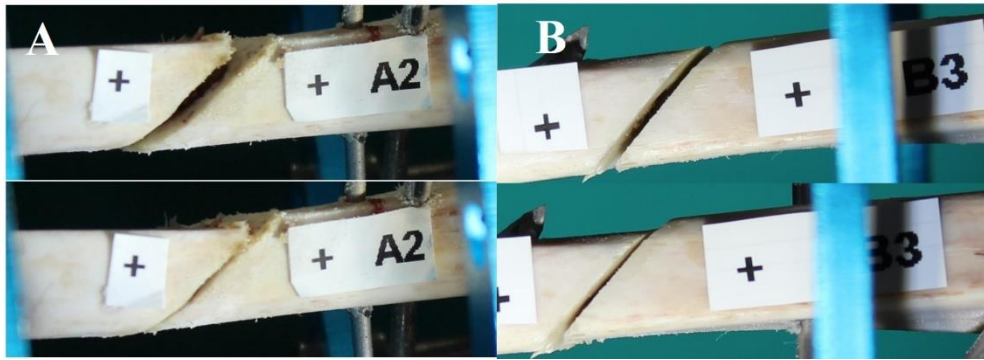
Şekil 3.6. A) C grubu 3 numaralı kemiğin 0 N (üst) ve 20 N (alt) aksiyel kompresyon sırasında kayıt edilen görüntüleri. B) D grubu 9 numaralı kemiğin 0 N (üst) ve 20 N (alt) aksiyel kompresyon sırasında kayıt edilen görüntüleri

D grubu 7 numaralı kemiğin aksiyel kompresyon sırasında kayıt edilen görüntüleri Şekil 3.7’te gösterildi.



Şekil 3.7. D grubu 7 numaralı kemiğin aksiyel kompresyon sırasında kayıt edilen görüntüleri. a) 0 N b) 5 N c) 10 N d) 20 N e) 40 N f) 60 N g) 100 N h) 150 N

Parallelogram yapının makaslama kuvveti üzerine etkisi sirküler halkalardan oluşan A ve B grupları arasında da belgirdi. Parallelogram yapı eklenen B grubu 40 N aksiyel kompresyondan sonra A grubundan daha başarılıydı (Şekil 3.8).



Şekil 3.8. A) A grubu 2 numaralı kemiğin 0 N (üst) ve 150 N (alt) aksiyel kompresyon sırasında kayıt edilen görüntüleri. B) B grubu 3 numaralı kemiğin 0 N (üst) ve 150 N (alt) aksiyel kompresyon sırasında kayıt edilen görüntüleri

4. TARTIŞMA

Kedilerde uzun kemik kırıklarının genellikle trafik kazaları ve yüksekten düşme gibi yüksek enerjiye sahip travmalar sonucu şekillendiği belirtilmektedir (Worth, 2007). Uzun kemik kırıklarının sağaltımında eksternal fiksasyon, intramedüller pin, kilitli çivileme, plaklar, vidalar ve bu yöntemlerin kombinasyonları gibi çeşitli yöntemler tanımlanmaktadır. Kırık sağaltımı, hastaların bireysel özellikleri, kırık tipleri, eşlik eden lezyonlar, veteriner hekimin tecrübesi ve maliyetler gibi çeşitli faktörlere dayanmaktadır (Dias vd., 2018). Eksternal fiksasyon yöntemi pinler, teller, klempler, rodlar veya halkaların bir kombinasyonunu kullanarak kemiklerin stabilizasyonunu sağlama yöntemidir ve veteriner hekimlikte osteosentez, eklem stabilizasyonu ve anguler deformitelerin sağaltımında sıklıkla kullanılmaktadır (Palmer, 2012; White vd., 2003). Linear, sirküler, hibrit, akrilik ve tie-in konfigürasyonu gibi farklı tipte eksternal fiksasyon yöntemleri tanımlanmaktadır. Sirküler eksternal fiksatörler, diğer internal ve eksternal fiksasyon yöntemlerine göre, makaslama ve bükülme kuvvetlerine maruz kaldığında rijiditenin artması ve aksiyel kompresyon kuvvetine maruz kaldığında rijiditenin azalması gibi birçok farklı avantaj sunmaktadır (Tobias ve Johnston, 2013). Sirküler eksternal fiksasyon sisteminde farklı çeşit halkalar mevcuttur. Konfigürasyon hazırlanırken hastaya en uygun konfigürasyonu oluşturmak için farklı halka çeşitleri tercih edilebilmektedir (Solomin, 2013). Bu tez çalışmasında 50 mm çapında, 2,5 mm kalınlığında alüminyum tam halkalar ile 50 mm çapında, 2,5 mm kalınlığında 135°, 4 delikli alüminyum arklar kullanıldı.

Sirküler eksternal fiksasyon sistemlerinin dayanıklılığının; kullanılan halka sayısına, halkalar arasındaki mesafeye, halkaların kemiğin uç noktalarına yerleştirilmesine, her bir segmentin kırık hattına yakın ve uzak uçlarına pin uygulanmasına, halkalar arasındaki bağlantı rodlarının sayısına bağlı olarak değişiklik gösterdiği bilinmektedir. Aynı zamanda sirküler eksternal fiksasyon sistemlerindeki bağlantı rodları, kemik segmentinin mekanik aksisine dik olarak yerleştirildiğinde dayanıklılığın arttığı bildirilmektedir (Fragomen ve Rozbruch, 2007). Bu tez çalışmasında yer alan tüm konfigürasyonlarda 4 adet sirküler/semisirküler halka ve iki adet 3 mm çapa sahip çelik rodlar kullanıldı. Halkalar arasındaki mesafe, halkaların kırık hattına olan uzaklığı tüm konfigürasyonlarda bir örnek olacak şekilde hazırlandı. Aynı zamanda kullanılan bağlantı rodları kemiğin mekanik aksisine dik olacak şekilde yerleştirildi.

Eksternal fiksasyon sistemlerinin biyomekanik dayanıklılıklarının uygulandıkları hastanın yaşı, vücut ağırlığı gibi klinik ve biyolojik özelliklerden de etkilendiği bildirilmektedir. Aynı zamanda kemiğin fiziksel ve anatomik yapısına ve stabilize edilecek kemik bölgesine göre biyomekanik davranış değişmektedir (Tobias ve Johnston, 2013). Hastanın yaşı, vücut ağırlığı, kemik uzunluğu, kemiklerin fiziksel ve anatomik özelliklerinin bir örnek olarak toplanmasının imkansız olmasından dolayı bu çalışmanın materyalini çalışmayla ilişkilendirilmeyen, farklı nedenlerle ex olan veya tıbbi gerekçelerle ötenazi yapılan 1-5 yaş aralığında, değişik ırk ve cinsiyetten, iskelet sisteminde metabolik bozukluğu olmayan, tibia kemiklerinde kırık veya çatlak bulunmayan, 3-6 kg aralığında kedilerden alınan 40 adet tibia kemiği oluşturdu. Çalışmaya dahil edilen 40 kemikten 12'sinin uzunluğu 109-113 mm, 14'ünün uzunluğu 114-118 mm ve 14'ünün uzunluğu 119-123 mm arasındaydı. Tüm kemiklerin en ince bölgesinin çapı 6,7 mm den büyüktü. İstatistiksel olarak anlamlı bir sonuç elde edebilmek ve kemik farklılıklarının sonuçları en az düzeyde etkilemesi için kemikler rastgele gruplara ayrıldı ve her biyomekanik test 10 kez tekrarlandı, toplamda 40 test yapıldı.

Eksternal fiksatorlerde kullanılan pin ve tellerin çapının konfigürasyonun dayanıklılığını etkilediği bildirilmektedir. Pinlerin çapı arttıkça, torsiyon direnci yarıçapın dördüncü kuvvetiyle ortantılı oranda artmaktadır. Konfigürasyon dayanıklılığını en üst seviyeye çıkartmak için, kullanılabilecek en büyük çapa sahip pinlerin kullanılması gerekmektedir. Kemik çapının üçte birinden daha büyük çapa sahip pinler tercih edildiğinde iatrojenik kırıkların şekillendiği görülmektedir (Corr, 2005; Decamp, 2015; Moss ve Tejawani, 2007; Palmer, 2012; Tobias ve Johnston, 2013). Bu çalışmada kullanılan tüm pinler, tibia kemiklerinin en ince bölgesinin çapının %30 undan daha küçük olarak seçildi. Tibianın medial yüzeyine 2 mm çapa sahip Steinmann pinler, kranial yüzeyine ise 1,5 mm çapa sahip Kirschner telleri uygulandı.

Konfigürasyonu oluşturan pinlerin yiv yapısı, sistemin dayanıklılığını etkileyen faktörlerden biri olarak bilinmektedir. Yivli pinler, düz pinlerden akut dönemde yaklaşık 10 kat, kronik dönemde ise daha da fazla tutunma gücüne sahiptir (Decamp, 2015). Pinlerin yiv yapısı, kemiğin uygulandığı anatomik bölgeye göre değişiklik göstermelidir, özellikle kemiğin diyafiz bölgesine uygulanan yarım pinlerin kortikal, metafiz bölgesine uygulananların ise kansellöz pin olması gerektiği belirtilmektedir (Solomin, 2013). Tutunma gücü en fazla olan pinler pozitif profil Schanz pinleridir, negatif profil Schanz pinlerinin ise yivli kısım ile yivsiz kısmının birleşim noktası pinin en zayıf noktası olarak belirtilmektedir (Decamp, 2015). Bu çalışmayı oluşturan 40 konfigürasyonun tümünde aynı tip yivsiz pinler ve teller kullanıldı. Farklı konfigürasyonların makaslama kuvveti üzerine etkilerinin birbirleri ile biyomekanik

karşılaştırılması yapılan bu tez çalışmasında yivsiz pin kullanımı tüm konfigürasyonların ortak özelliği olduğu için çalışma sonuçlarını etkilemedi.

Konfigürasyonu oluşturan pin ve tellerin birbirlerine göre açılarının stabilizasyonu etkilediği bildirilmektedir. Uygulanan tellerin arasındaki açı 60° den büyük olduğunda, teller arasında birbirlerine karşı çekiş gücü şekillenmektedir, 60° den küçük olduğunda ise tellerde zayıflama etkisi olduğu bildirilmektedir. Açı 60° olduğunda ise pinler birbirine karşı nötr etki göstermektedirler. Tellerin birbirleri ile yaptığı açı 90° olduğunda sistem tüm yer değiştirme kuvvetlerine karşı evrensel yanıt vererek stabilizasyonunu korumaya çalışmaktadır. Fakat kemikleri çevreleyen yumuşak dokuların ve nörovasküler yapıların her kemikte birbirinden farklı seyretmesinden dolayı, bu uygulamanın tüm kemiklerde yapılamadığı bilinmektedir (Solomin, 2013). Kedilerde tibia kemiğinin medial ve kranial yüzeyleri pin uygulaması için güvenli, lateral yüzeyi orta derece güvenli, kaudal yüzeyi ise tehlikeli ve yasak olarak belirlenmektedir (Palmer, 2012). Bu çalışmada A ve B grubu kemiklerine birinci konfigürasyon C ve D grubu kemiklerine ise ikinci konfigürasyon kuruldu. Tüm konfigürasyonlar güvenlik koridorlarını ihlal etmeden kemiklere uygulandı. A ve B gruplarında tam halkalar kullanıldı ve uygulanan tam pinlerin birbirleri ile yaptığı açı 30° olarak ayarlandı. B ve C gruplarında ise 135° arklar kullanıldı ve uygulanan yarım pinlerin birbirleri ile 90° açı yapması sağlandı.

Konfigürasyonu oluşturan rodların kemiğe olabildiğince yakın olması gerekmektedir. Uygulanan pinlerin çalışma uzunluğunun dayanıklılığı etkilediği bilinmektedir. Pinlerin dayanıklılığı, çalışma uzunluğunun üçüncü kuvveti ile ters orantılıdır, bu nedenle bu mesafeyi mümkün olduğunca kısa tutmanın stabilizasyonu arttıracak belirtilmektedir (Decamp, 2015). Bu çalışmada kullanılan pinlerin çalışma uzunluğu tüm konfigürasyonlarda 16-18 mm aralığında tutuldu.

Çalışmalar sirküler eksternal fiksatorlerin, unilateral fiksatorlerden çok daha dayanıklı fiksasyon sunduğunu belirtmektedir. Bir çalışmada sirküler fiksatorlerin, unilateral fiksatorlerden varus/valgus açılanmasında dört kat ve anterior/posterior açılanmada ise yedi kat daha dayanıklı olduğu belirtilmektedir (Duda vd., 2002). Aynı çalışmada aksiyel kompresyon kuvvetine karşı sirküler fiksatorlerin 1,75 kat daha zayıf olduğu görülmektedir. Sirküler eksternal fiksatorlerin, düşük aksiyel kompresyon kuvvetine maruz kaldığında aksiyel mikro hareketliliğe ve kırık fragmentlerinin aksiyel yönde hareketine izin vermesinin, yüksek aksiyel kompresyon kuvvetinde ise kademeli olarak aksiyel mikro hareketliliği ve kırık fragmanlerinin hareketini engellemesinin, bu fiksatorleri diğer fiksatorlerden ayıran önemli

bir özelliği olduğu belirtilmektedir (Lowenberg vd., 2008). Bu çalışmada 50 mm çapında, 2,5 mm kalınlığında alüminyum tam halkalar ile 50 mm çapında, 2,5 mm kalınlığında 135°, 4 delikli alüminyum arklar kullanıldı. 4 gruptaki toplam 40 kemik, basınç kontrollü hidrolik pres cihazına vertikal olarak yerleştirildi ve aksiyel kompresyon uygulandı. Aksiyel kompresyon kuvveti sırasıyla 0N, 5N, 10N, 20N, 40N, 60N, 100N ve 150N olacak şekilde kademeli olarak arttırıldı. Meydana gelen makaslama kuvveti ve kemiğin boyca kısalma miktarları milimetre cinsinden hesaplandı.

Sagittal ve Koronal yüzeyde açılanmayı önlemesi ve aksiyel mikro hareketliliğe izin vermesi sirküler eksternal fiksatorlerin klinik başarısının anahtarı olarak düşünülebilmektedir. Yapılan çalışmaların çoğu kırık hattında şekillenen makaslama hareketinin iyileşmeyi geciktirdiğini doğrulamaktadır. Park ve ark. ise bu durumun aksini idda eden bir çalışma bildirmektedirler (Park vd., 1998). Eksternal fiksatorler tarafından oluşturulan stabiliteye ek olarak, kırık konfigürasyonu ve kırık hattının obliklik derecesi genel yapı stabilitesini etkilemektedir. Makaslama kuvveti, eksternal fiksasyon yöntemi ile başarılı bir şekilde önlenebilmektedir. Eksternal fiksasyonun başarılı bir şekilde uygulanması, kemik-fiksator kompozitinin yapısal bütünlüğünün ve kırık stabilizasyonunun mekaniğinin iyi bilinmesine bağlıdır. Oblik bir kırığa aksiyel kompresyon uygulandığı zaman, vektör kuvvetlerinin toplamının sonucu olarak bir makaslama kuvveti ortaya çıkmaktadır. Makaslama kuvveti, temas yüzeylerinin birbirine karşı kayma hareketi yapmasına neden olan, karşıt düzleme paralel olarak ortaya çıkan kuvvettir. Bu kuvvet, oblik kırıktaki makaslama hareketinin sorumlusudur ve kırık açılanması arttıkça makaslama hareketinin şiddetlendiği bilinmektedir (Lowenberg vd., 2008). Bu çalışmada biyomekanik test uygulanan tüm kemiklerin koronal yüzeyine, orta 1/3 diyafizer bölgeden 45° oblik osteotomi yapıldı. Daha sonra uygulanan aksiyel kompresyon kuvveti kademeli olarak arttırılarak kırık hattında meydana gelen makaslama kuvveti değerlendirildi.

Beşeri hekimlikte yapılan biyomekanik bir çalışmada 4 tam halka ve 8 telden oluşturulan konfigürasyonların farklı varyasyonlarının, sırasıyla 0, 15, 30, 40, 50 ve 60 derece oblik kırıklardaki makaslama kuvvetini önleme dereceleri araştırılarak sonuçları bildirilmektedir. Aynı çalışmada obliklik derecesi 30° den fazla oldukça makaslama kuvvetinin anlamlı derecede arttığı belirtilmektedir. Yapılan konfigürasyonlar arasından paralelogram yapı oluşturulan konfigürasyonun makaslama kuvvetini önlemede en başarılı yöntem olduğu bildirilmektedir (Lowenberg vd., 2008). Bu tez çalışmasında tüm kemiklerin koronal yüzeyine, orta 1/3 diyafizer bölgeden 45° oblik osteotomi yapıldı. 20 konfigürasyona paralelogram yapı eklendi, 20 kemiğe ise eklenmeden biyomekanik test uygulandı.

Parallelogram yapının ve farklı halka gruplarının makaslama kuvvetini önleme dereceleri belirlendi ve sonuçlar literatür bilgileri ile uyumlu bulundu.

Yapılan çalışmalarda çeşitli plakların, kilitli çivilerin ve eksternal fiksasyon konfigürasyonlarının torsiyon, bükülme, aksiyel kompresyon kuvvetlerine karşı dayanıklılıkları, kemiklerde veya kemik modellerinde farklı kırıklar oluşturularak araştırılmış ve sonuçları bildirilmiştir (Fitzpatrick vd., 2008; Hottmann vd., 2020; Hudson vd., 2012; Kenwright vd., 1991; Lowenberg vd., 2008; Macarthur vd., 2020; Wheeler vd., 2004; Yılmaz vd., 2003). Bu tez çalışması ise 20 kediden nekropsi sırasında 40 adet tibia kemiği toplanarak yapıldı ve yalnızca aksiyel kompresyon kuvvetinin oblik kırıklarda meydana getirdiği makaslama kuvvetinin etkileri araştırıldı.

Biyomekanik çalışma yapılan ve sonuçları yayınlanan bir çok araştırmada kullanılan kemiklerin, benzer şekilde toplandığı ve test zamanına kadar -20 derecede soğutucuda bekletildiği bildirilmektedir (Fitzpatrick vd., 2008; Hottmann vd., 2020; Preston vd., 2016; Yılmaz vd., 2003). Bu tez çalışmasında biyomekanik test uygulanan tüm kemikler diğer çalışmalarda olduğu gibi, önce yumuşak dokulardan arındırıldı ve büyük morfolojik anormallikler içermediğinden emin olmak için incelendi. Daha sonra %0,9 NaCl ile ıslatılmış gazlı bezlere sarıldı, hazırlık ve test aşamasına kadar -20°C'de bekletildi. Daha sonra konfigürasyonların uygulanması için toplanan kemikler oda sıcaklığında 24 saat çözünmeye bırakıldı. Konfigürasyonlar kemiklere uygulandıktan sonra test aşamasına geçildi.

Biyomekanik çalışmalarda implantların test edilmesi için, kadavra kemikleri veya çeşitli malzemelerden yapılmış kemik modelleri olmak üzere iki farklı materyal tercih edilebilmektedir. Bazı çalışmalarda, materyallerin tutarlılığını korumak ve kadavra kemiklerinin değişkenliğini ortadan kaldırmak için kemik modellerinin tercih edildiği bildirilmektedir (Hudson vd., 2012; Lowenberg vd., 2008; Metcalfe vd., 2005; Papini vd., 2007; White vd., 2003). Kimi çalışmalarda ise, biyomekanik sonuçların klinik sonuçlara yakın olması ve klinik uygulamalar hakkında ön bilgi vermesi için kadavra kemikleri tercih edildiği bildirilmektedir (Fitzpatrick vd., 2005; Fitzpatrick vd., 2008; Hottmann vd., 2020; Larsson vd., 2001; Preston vd., 2016; Yılmaz vd., 2003). Bu tez çalışmasında, çalışmayla ilişkilendirilmeyen, farklı nedenlerle ex olan veya tıbbi gerekçelerle ötenazi yapılan 1-5 yaş aralığında, iskelet sisteminde metabolik bozukluğu olmayan, tibia kemiklerinde kırık veya çatlak bulunmayan değişik ırk ve cinsiyetten olan 20 kediden nekropsi sırasında toplanan 40 adet tibia kemiği kullanıldı.

Konfigürasyon dayanıklılığı, daha karmaşık fiksator tasarımlarında aksiyel düzlemler arasındaki bağlantı rodlarının sayısı ve geometrisinden etkilenmektedir. Bağlantı sayısı ve rod kalınlığı arttıkça sistem dayanıklılığı aynı oranda artmaktadır (Decamp, 2015). Bazı çalışmalarda içi boşluklu rodlar, titanyum ve paslanmaz çelik rodların kullanıldığı farklı konfigürasyonlar test edilmiş ve sonuçları bildirilmiştir (Hudson vd., 2012; Tan vd., 2014). Rodların kemiğin mekanik aksisine dik yerleştirildiği çalışmalarda aksiyel kompresyon direncinin en üst seviyeye çıktığı, oblik şekilde yerleştirildiğinde ise torsiyon kuvvetlerine karşı en yüksek direnci gösterdiği bildirilmektedir (Tan vd., 2014). Bu çalışmada içi boşluklu olmayan 3 mm çapında, 316 L paslanmaz dişli çelik rodlar kullanıldı. Her konfigürasyona 2 adet rod yerleştirildi ve rodlar kemiğin mekanik aksisine dik olacak şekilde konumlandırıldı.

Kadavra kemikleri veya kemik modelleri üzerine oblik kırık oluşturularak yapılan biyomekanik çalışmaların bir kısmında, önceden şablon oluşturulmuş kartonlar kullanılarak kırık hattının obliklik derecesinin belirlendiği bildirilmektedir (Lowenberg vd., 2008; Metcalfe vd., 2005). Kimi çalışmalarda ise bu tarz klavuzlar kullanılmadan oblik kırık oluşturulduğu bildirilmektedir (Fitzpatrick vd., 2008). Çalışmamızda biyomekanik test yapılan tüm kemiklerin koronal yüzeyine, orta 1/3 diyafizer bölgeden 45° oblik osteotomi yapıldı. 45° oblik osteotomi için önceden şablon oluşturulmuş kartonlar kullanıldı. Konfigürasyonlar kemiklere uygulanmadan önce oblik osteotomi yalnızca medial korteks kesilerek yapıldı. Konfigürasyonun kemiklere uygulanmasının ardından kemiğin lateral korteksi kesilerek osteotomi tamamlandı.

Yapılan biyomekanik çalışmalarda kemiklerin test cihazına yerleştirilebilmesi ve düzgün bir yüzey oluşturularak test cihazının istenilen şekilde basınç uygulamayabilmesi için çeşitli maddelerin kullanıldığı bildirilmektedir. Bu maddeler arasında en çok polyester reçine dolgusu veya PMMA'nın kullanıldığı bildirilmektedir. Bu maddeler kemiğin distal ve proksimal uçlarına düzgün bir yüzey vermek için kullanılmaktadırlar. Genellikle kemiğe bağlanma gücünü arttırmak için ek olarak Kirschner telleri ile birlikte uygulandıkları bildirilmektedir (Hottmann vd., 2020; Macarthur vd., 2020; Preston vd., 2016). Bu tez çalışmasında tibia kemiklerinin proksimal ve distal yüzeylerini test cihazına uygun şekilde yerleştirebilmesi için PMMA kullanıldı. Aksiyel kompresyon kuvveti en fazla 150 N olarak uygulandığı için ek olarak Kirschner tellerinin kullanımına gerek duyulmadı. Test sırasında PMMA dolguya bağlı bir komplikasyon yaşanmadı.

Biyomekanik çalışmalarda kırık hattı migrasyonunu ölçmek ve konfigürasyonların dayanıklılığı belirlemek için farklı yöntemler bildirilmektedir. Yapılan bazı çalışmalarda kırık

hattı migrasyonunun belirlenmesi için kemiklerin veya kemik modellerinin üzerine doğrusal yer değiştirmeleri üç boyutta ölçümleyebilen hareket cihazları yerleştirildiği bildirilmektedir (Metcalf vd., 2005). Çalışmaların bir kısmında kordinatların yer değiştirmesini ölçen ultrasonik dijitalleştirici cihazlar kullanılmaktadır (Lowenberg vd., 2008). Servohidrolik test sistemi kullanılan çalışmalarda ise kırık migrasyonunun, cihazın aktüatörüne kaydedilen yer değiştirmelerden hesaplandığı bildirilmektedir (Hudson vd., 2012). Bazı çalışmalarda, ticari olarak temin edilebilen elektronik tablo yazılımı programları kullanılarak, yük-mesafe eğrileri yardımıyla kırık migrasyonu ve konfigürasyonların dayanıklılıklarının sonuçları bildirilmektedir (Hottmann vd., 2020). Kırık hattı migrasyonun ölçülmesi için, belirlenen orjin noktalar arasındaki mesafenin dijital kumpas ile ölçüldüğü çalışmalarda bulunmaktadır (Tan vd., 2014). Bu tez çalışmasında konfigürasyonların biyomekanik testleri özel yapım basınç kontrollü hidrolik pres cihazı ile gerçekleştirildi. Ölçümler S tipi yük hücresi ile yapıldı ve alınan yük-mesafe verisi yazın dokümanının hesap tablosuna gönderilmesi ile eğriler çizildi. Ölçümlerin milimetre cinsinden değerlendirilmesi ve analizleri, kırık uçları arasında belirlenen orjin noktaların ImajeJ 1.52a programında hesaplanması ile yapıldı. ImajeJ 1.52a programının milimetre cinsinden kalibrasyonu için kılavuz olarak 3 mm çaplı dişli rodlar kullanıldı.

Çalışmamızın sonuçları, kedilerde oblik tibia kırıklarının sağaltımında, sirküler ilizarov halkalarının, semisirküler arklara göre makaslama kuvvetini önlemede daha başarılı olduğu ve sistemlere eklenen paralelogram yapının makaslama kuvvetini önlemede konfigürasyon stabilitesini arttırdığı ve kemiğin boyca kısalma miktarını azalttığını göstermektedir. Bu çalışmada, paralelogram yapı eklenen semisirküler konfigürasyonun, paralelogram yapı eklenmeyen sirküler konfigürasyonla benzer sonuçlar verdiği ortaya konmuştur.

5. SONUÇ VE ÖNERİLER

Bu tez çalışmasında, çalışmayla ilişkilendirilmeyen, farklı nedenlerle ex olan veya tıbbi gerekçelerle ötenazi yapılan 1-5 yaş aralığında, iskelet sisteminde metabolik bozukluğu olmayan, tibia kemiklerinde kırık veya çatlak bulunmayan, 3-6 kg aralığında 20 kediden alınan 40 adet tibia kemiğine 4 farklı eksternal fiksasyon konfigürasyonu yerleştirilerek biyomekanik testler uygulandı.

Çalışmayı oluşturan 40 kemikten rastgele seçilen 20 kemiğe 4 adet 50 mm çapında ve 2.5 mm kalınlığında alüminyum sirküler halkalardan oluşan birinci konfigürasyon; diğer 20 kemiğe ise, 4 adet 50 mm çapında ve 2,5 mm kalınlığında 135°, 4 delikli alüminyum arklardan oluşan ikinci konfigürasyon uygulandı. Birinci konfigürasyon uygulanan 20 kemikten rastgele seçilen 10 tanesine paralelogram yapı eklendi. Aynı şekilde ikinci konfigürasyon uygulanan 20 kemikten rastgele seçilen 10 tanesine paralelogram yapı eklendi. Daha sonra tibia kemiklerinin koronal yüzeyine, kemik testeresi ile orta 1/3 diyafizer bölgeden 45° oblik osteotomi yapıldı. 4 gruptaki toplam 40 kemik, basınç kontrollü hidrolik pres cihazına vertikal olarak yerleştirildi ve aksiyal kompresyon uygulandı. Aksiyel kompresyon kuvveti sırasıyla 0N, 5N, 10N, 20N, 40N, 60N, 100N ve 150N olacak şekilde kademeli olarak artırıldı. Daha sonra kırık uçları arasında meydana gelen makaslama hareketi ve kemiğin boyca kısalma miktarı hesaplandı.

Sirküler ilizarov halkalarının oluşturduğu konfigürasyonun, 135° semisirküler arkların oluşturduğu konfigürasyona göre makaslama kuvvetini daha iyi önlediği görüldü. Sistemlere eklenen paralelogram yapının makaslama kuvvetini önlemede konfigürasyon stabilitesini arttırdığı görüldü. Paralelogram yapı eklenen semisirküler konfigürasyonun, paralelogram yapı eklenmeyen sirküler konfigürasyonla benzer sonuçlar verdiği görüldü. Daha hafif ve yarım pinlerden oluşan bu konfigürasyonun klinik çalışmalarda hastanın konforunu daha az etkileyeceği düşünüldü.

4 adet 50 mm çapında, 2,5 mm kalınlığında alüminyum sirküler halkalardan ve 4 adet 50 mm çapında 2,5 mm kalınlığında 135° 4 delikli alüminyum arklardan oluşan eksternal fiksasyon konfigürasyonlarının kedilerin oblik tibia kırıklarının sağaltımında klinik olarak uygulanabilir olduğu düşünüldü.

Klinik uygulamalarda oblik kırıkların eksternal fiksasyon yöntemi ile sağaltımında paralelogram yapının sisteme eklenmesinin oluşabilecek mal-union ve non-union riskini azaltabileceği düşünüldü.

Paralelogram yapının konfigürasyonlara eklenmesinin oldukça pratik olması ve konfigürasyon dayanıklılığını arttırmasından dolayı tüm oblik kırıklarda uygulanabileceği düşünüldü.

Bu çalışma, farklı eksternal fiksasyon konfigürasyonlarının kedilerin oblik tibia kırıklarında meydana gelen makaslama kuvvetini önleme derecelerinin biyomekanik olarak karşılaştırıldığı ve paralelogram yapının makaslama kuvveti üzerine etkilerinin araştırıldığı ilk biyomekanik çalışma niteliğindedir.



KAYNAKLAR

- Adamiak, Z. (2010). Use of semicircular external fixators to treat tibial, radial and ulnar fractures in sheep. *Vet. Rec*, 166(11),335-337. <https://doi.org/10.1136/vr.b4803>
- Anderson, G.M., Lewis, D.D., Radasch, R.M., Marcellin-Little, D.J., Degna, M.T. & Cross, A.R. (2003). Circular external skeletal fixation stabilization of antebrachial and crural fractures in 25 dogs. *J Am Anim Hosp Assoc*, 39(5),479-498. <https://doi.org/10.5326/0390479>
- Antoci, V., Roberts, C.S., Antoci Jr, V. & Voor, M.J. (2005). The effect of transfixion wire number and spacing between two levels of fixation on the stiffness of proximal tibial external fixation. *J Orthop Trauma*, 19(3),180-186.
- Archdeacon, M.T., Arebi, S., Le, T.T., Wirth, R., Kebel, R. & Thakore, M. (2009). Orthogonal pin construct versus parallel uniplanar pin constructs for pelvic external fixation: a biomechanical assessment of stiffness and strength. *J. Orthop. Trauma*, 23(2),100-105. <https://doi.org/10.1097/bot.0b013e3181962e0e>
- Aron, D.N., Foutz, T.L., Keller, W.G. & Brown, J. (1991). Experimental and clinical experience with an IM pin external skeletal fixator tie-in configuration. *Vet. Comp. Orthop. Traumatol*, 4(03),86-94. <https://doi.org/10.1055/s-0038-1633259>
- Barranco, G.H.F., Barssalho, M.A., Almeida, D.A., Ferreira, J.Z., Fernandez, S., de Andrade Cruvinel, T.M. & Rossetto, V.J.V. (2016). External skeletal fixator Intramedullary pin “Tie-in” for the repair of comminuted tibial fracture in a Brazilian fox (*Pseudalopex vetulus*). *Acta Sci. Vet*, 44(1),174-177. <https://doi.org/10.22456/1679-9216.82594>
- Bliven, E.K., Greinwald, M., Hackl, S. & Augat, P. (2019). External fixation of the lower extremities: Biomechanical perspective and recent innovations. *Injury*, 50(1),10-17. <https://doi.org/10.1016/j.injury.2019.03.041>
- Bronson, D.G., Ross, J.D., Toombs, J.P. & Welch, R.D. (2003). Influence of the connecting rod on the biomechanical properties of five external skeletal fixation configurations. *Vet. Comp. Orthop. Traumatol*, 16(02),82-87. <https://doi.org/10.1055/s-0038-1632764>
- Canapp, S.O. (2004). External fracture fixation. *Clin. tech. small anim*, 19(3),114-119. <https://doi.org/10.1053/j.ctsap.2004.09.003>
- Clarke, S.P. and Carmichael, S. (2006). Treatment of distal diaphyseal fractures using hybrid external skeletal fixation in three dogs. *JSAP*, 47(2),98-103. <https://doi.org/10.1111/j.1748-5827.2006.00014.x>
- Corr, S. (2005). Practical guide to linear external skeletal fixation in small animals. *In Pract*, 27(2),76-85. <https://doi.org/10.1136/inpract.27.2.76>
- Corr, S. (2009). Intensive, extensive, expensive: management of distal limb shearing injuries in cats. *J. Feline Med. Surg*, 11(9),747-757. <https://doi.org/10.1016/j.jfms.2009.07.009>

- Corr, S. (2012). Complex and open fractures: a straightforward approach to management in the cat. *J. Feline Med. Surg*, 14(1),55-64. <https://doi.org/10.1177/1098612x11432827>
- Cross, A.R., Lewis, D.D., Murphy, S.T., Rigaud, S., Madison, J.B., Kehoe, M.M. & Rapoff, A.J. (2001). Effects of ring diameter and wire tension on the axial biomechanics of four-ring circular external skeletal fixator constructs. *Am. J. Vet. Res*, 62(7),1025-1030. <https://doi.org/10.2460/ajvr.2001.62.1025>
- De Iuliis, G. and Pulera, D. (2019). *The dissection of vertebrates*. USA: Academic press.
- Decamp, C.E. (2015). *Brinker, Piermattei and Flo's handbook of small animal orthopedics and fracture repair*. USA: Elsevier Health Sciences.
- Dias, L.G., Padilha Filho, J.G., Conceição, M.E., Dias, F.G. & Barbosa, V.T. (2018). Description and post-operative evaluation of tie-in technique in tibial osteosynthesis in dogs. *Pesq. Vet. Bras*, 38(7),1376-1381. <https://doi.org/10.1590/1678-5150-PVB-5543>
- Dismukes, D.I., Fox, D.B., Tomlinson, J.L., Cook, J.L. & Essman, S.C. (2008). Determination of pelvic limb alignment in the large breed dog: a cadaveric radiographic study in the frontal plane. *Vet Surg*, 37(7),674-682. <https://doi.org/10.1111/j.1532-950X.2008.00434.x>
- Duda, G.N., Sollmann, M., Sporrer, S., Hoffmann, J.E., Kassi, J.P., Khodadadyan, C., & Raschke, M. (2002). Interfragmentary motion in tibial osteotomies stabilized with ring fixators. *Clin. Orthop. Relat. Res*, 396,163-172. <https://doi.org/10.1097/00003086-200203000-00025>
- Egger, E.L., Histan, M.B., Norrdin, R.W., Konde, L.J. & Schwarz, P.D. (1993). Canine osteotomy healing when stabilized with decreasingly rigid fixation compared to constantly rigid fixation. *Vet. Comp. Orthop. Traumatol*, 6(04),182-187. <https://doi.org/10.1055/s-0038-1633055>
- Farese, J.P., Lewis, D.D., Cross, A.R., Collins, K.E., Anderson, G.M. & Halling, K.B. (2002). Use of IMEX SK-circular external fixator hybrid constructs for fracture stabilization in dogs and cats. *J Am Anim Hosp Assoc*, 38(3),279-289. <https://doi.org/10.5326/0380279>
- Fitzpatrick, D.C., Sommers, M.B., Kam, B.C., Marsh, J. L. & Bottlang, M. (2005). Knee stability after articulated external fixation. *Am J Sports Med*, 33(11),1735-1741. <https://doi.org/10.1177/0363546505275132>
- Fitzpatrick, N., Lewis, D. & Cross, A. (2008). A biomechanical comparison of external skeletal fixation and plating for the stabilization of ilial osteotomies in dogs. *Vet. Comp. Orthop. Traumatol*, 21(04),349-357. <https://doi.org/10.3415/VCOT-06-10-0072>
- Fragomen, A.T. and Rozbruch, S.R. (2007). The mechanics of external fixation. *HSS J*, 3(1),13-29. <https://doi.org/10.1007/s11420-006-9025-0>
- Glyde, M. and Arnett, R. (2006). Tibial fractures in the dog and cat: options for management. *Ir. Vet. J*, 59(5),290-295.
- Hottmann, N.M., Johnson, M.D., Banks, S.A., Tuyn, D. & Lewis, D.D. (2020). Biomechanical comparison of two locking plate constructs for the stabilization of feline tibial fractures. *Vet. Comp. Orthop. Traumatol*, 33(02),089-095. <https://doi.org/10.1055/s-0039-3399572>

- Hudson, C.C., Lewis, D.D., Cross, A.R., Dunbar, N.J., Horodyski, M., Banks, S.A. & Pozzi, A. (2012). A Biomechanical Comparison of Three Hybrid Linear Circular External Fixator Constructs. *Vet Surg*, 41(8),954-965. <https://doi.org/10.1111/j.1532-950X.2012.01035.x>
- Jaeger, G.H., Wosar, M.A., Marcellin-Little, D.J. & Lascelles, B.D.X. (2005). Use of hinged transarticular external fixation for adjunctive joint stabilization in dogs and cats: 14 cases (1999–2003). *J. Am. Vet. Med. Assoc*, 227(4),586-591. <https://doi.org/10.2460/javma.2005.227.586>
- Kenwright, J., Richardson, J.B., Cunningham, J.L., White, S.H., Goodship, A.E., Adams, M.A., Magnussen, P.A. & Newman, J.H. (1991). Axial movement and tibial fractures. A controlled randomised trial of treatment. *J. Bone Joint Surg. Br*, 73(4),654-659. <https://doi.org/10.1302/0301-620X.73B4.2071654>
- Kraus, K.H., Toombs, J.P. & Ness, M.G. (2008). External fixation in small animal practice. UK: John Wiley & Sons.
- Kulendra, E. and Arthurs, G. (2014). Management and treatment of feline tarsal injuries. *In Pract*, 36(3),119-132. <https://doi.org/10.1136/inp.g1434>
- Larsson, S., Kim, W., Caja, V.L., Egger, E.L., Inoue, N. & Chao, E.Y. (2001). Effect of early axial dynamization on tibial bone healing: a study in dogs. *Clin. Orthop. Relat. Res*, 388,240-251. <https://doi.org/10.1097/00003086-200107000-00033>
- Lenarz, C., Bledsoe, G. & Watson, J.T. (2008). Circular external fixation frames with divergent half pins: a pilot biomechanical study. *Clin. Orthop. Relat. Res*, 466(12),2933-2939. <https://doi.org/10.1007/s11999-008-0492-0>
- Lewis, D.D., Radasch, R.M., Beale, B.S., Stallings, J.T., Lanz, O.I., Welch, R.D. & Samchukov, M.L. (1999). Initial clinical experience with the IMEX™ circular external skeletal fixation system. *Vet. Comp. Orthop. Traumatol*, 12(03),108-117. <https://doi.org/10.1055/s-0038-1632475>
- Lowenberg, D.W., Nork, S. & Abruzzo, F.M. (2008). Correlation of shear to compression for progressive fracture obliquity. *Clin Orthop Relat Res*, 466,2947-2954. <https://doi.org/10.1007/s11999-008-0515-x>
- MacArthur, S.L., Johnson, M.D. & Lewis, D.D. (2020). Biomechanical comparison of two conical coupling plate constructs for cat tibial fracture stabilization. *Vet. Comp. Orthop. Traumatol*, 33(04),252-257. <https://doi.org/10.1055/s-0040-1708497>
- Marcellin-Little, D.J. (1999). Fracture treatment with circular external fixation. *Vet. Clin*, 29(5),1153-1170. [https://doi.org/10.1016/S0195-5616\(99\)50107-1](https://doi.org/10.1016/S0195-5616(99)50107-1)
- Matthews, S.J., Nikolaou, V.S. & Giannoudis, P.V. (2008). Innovations in osteosynthesis and fracture care. *Injury*, 39(8),827-838. <https://doi.org/10.1016/j.injury.2008.06.016>
- McCartney, W. (1998). Use of the modified acrylic external fixator in 54 dogs and 28 cats. *Vet. Rec*, 143(12),330-334. <https://doi.org/10.1136/vr.143.12.330>

- Metcalfe, A.J., Saleh, M. & Yang, L. (2005). Techniques for improving stability in oblique fractures treated by circular fixation with particular reference to the sagittal plane. *J. Bone Joint Surg. Br*, 87(6),868-872. <https://doi.org/10.1302/0301-620X.87B6.15672>
- Moroni, A., Faldini, C., Pegreff, F. & Giannini, S. (2002). Fixation strength of tapered versus bicylindrical hydroxyapatite coated external fixation pins: An animal study. *J Biomed Mater Res A*, 63(1),61-64. <https://doi.org/10.1002/jbm.10088>
- Moroni, A., Pegreff, F., Cadossi, M., Hoang-Kim, A., Lio, V. & Giannini, S. (2005). Hydroxyapatite-coated external fixation pins. *Expert Rev. Med. Devices*, 2(4),465-471. <https://doi.org/10.1586/17434440.2.4.465>
- Moroni, A., Toksvig-Larsen, S., Maltarello, M.C., Orienti, L., Stea, S. & Giannini, S. (1998). A comparison of hydroxyapatite-coated, titanium-coated, and uncoated tapered external-fixation pins. *J. Bone Jt. Surg*, 80(4),547.
- Moss, D.P. and Teiwani, N.C. (2007). Biomechanics of external fixation. *Bull Hosp Jt Dis*, 65(4),294-299.
- Oliphant, B.W., Kim, H., Osgood, G.M., Golden, R.D., Hawks, M.A., Hsieh, A.H. & O'Toole, R.V. (2013). Predrilling does not improve the pullout strength of external fixator pins: a biomechanical study. *J. Orthop. Trauma*, 27(2),25-30. <https://doi.org/10.1097/BOT.0b013e3182511ed7>
- Özak, A., Yardımcı, C., Nisbet, H.Ö. & YS, Ş. (2009). Treatment of long bone fractures with acrylic external fixation in dogs and cats: Retrospective study in 30 cases (2006-2008). *Kafkas Univ Vet Fak Derg*, 15(4),615-622. <https://doi.org/10.9775/kvfd.2009.112>
- Paley, D. (2002). *Principles of deformity correction*. USA: Springer Science & Business Media.
- Paley, D. (2011). History and science behind the six-axis correction external fixation devices in orthopaedic surgery. *Oper Tech Orthop*, 21(2),125-128. <https://doi.org/10.1053/j.oto.2011.01.011>
- Palmer, R.H. (2012). External fixators and minimally invasive osteosynthesis in small animal veterinary medicine. *Vet Clin North Am Small Anim Pract*, 42(5),913-934. <https://doi.org/10.1016/j.cvsm.2012.06.001>
- Papini, M., Zdero, R., Schemitsch, E.H. & Zalzal, P. (2007). The biomechanics of human femurs in axial and torsional loading: comparison of finite element analysis, human cadaveric femurs, and synthetic femurs. *J Biomech Eng*, 129(1),12-19. <https://doi.org/10.1115/1.2401178>
- Park, J., Dugat, D., Rochat, M., Griffin, H. & Payton, M. E. (2021). Effect of Bidirectional Insertion of External Skeletal Fixation Pins on Axial Pullout Strength in Canine Cadaveric Bone. *Vet. Comp. Orthop. Traumatol*, 35(1),26-32. <https://doi.org/10.1055/s-0041-1735550>
- Park, S.H., O'Connor, K.I.M., McKellop, H. & Sarmiento, A. (1998). The influence of active shear or compressive motion on fracture-healing. *J. Bone Jt. Surg*, 80(6),868-78. <https://doi.org/10.2106/00004623-199806000-00011>.

- Perry, K.L. and Bruce, M. (2015). Impact of fixation method on postoperative complication rates following surgical stabilization of diaphyseal tibial fractures in cats. *Vet. Comp. Orthop. Traumatol*, 28(02),109-115. <https://doi.org/10.3415/VCOT-14-08-0120>
- Piccionello, P.A., Salvaggio, A., Volta, A., Emiliozzi, F., Botto, R., Dini, F. & Petazzoni, M. (2020). Good inter-and intra-observer reliability for assessment of radiographic femoral and tibial frontal and sagittal planes joints angles in normal cats. *Vet. Comp. Orthop. Traumatol*, 33(05),308-315. <https://doi.org/10.1055/s-0040-1709694>
- Pozzi, A., Lewis, D.D., Scheuermann, L.M., Castelli, E. & Longo, F. (2021). A review of minimally invasive fracture stabilization in dogs and cats. *Vet Surg*, 50(1),5-16. <https://doi.org/10.1111/vsu.13685>
- Prackova, I., Paral, V. & Kyllar, M. (2022). Safe corridors for external skeletal fixator pin placement in feline long bones. *J. Feline Med. Surg*, 24(10),1008-1016. <https://doi.org/10.1177/1098612X211057329>
- Preston, T.J., Glyde, M., Hosgood, G. & Day, R.E. (2016). Dual bone fixation: a biomechanical comparison of 3 implant constructs in a mid-diaphyseal fracture model of the feline radius and ulna. *Vet Surg*, 45(3),289-294. <https://doi.org/10.1111/vsu.12461>
- Roberts, C.S., Dodds, J.C., Perry, K., Beck, D., Seligson, D. & Voor, M.J. (2003). Hybrid external fixation of the proximal tibia: strategies to improve frame stability. *J. Orthop. Trauma*, 17(6),415-420. <https://doi.org/10.1097/00005131-200307000-00005>
- Rozbruch, S.R., Fragomen, A.T. & Ilizarov, S. (2006). Correction of tibial deformity with use of the Ilizarov-Taylor spatial frame. *J. Bone Jt. Surg*, 88(4),156-174. <https://doi.org/10.2106/JBJS.F.00745>
- Sağlam, M., Çağatay, S. & Khoushnahad, S. (2016). A modification of tie-in external fixation technique via acrylic in small animals. *Sci Technol Stud*, 6(5),1-8.
- Scott, H. (2005). Repair of long bone fractures in cats. *In Pract*, 27(8),390-397. <https://doi.org/10.1136/inpract.27.8.390>
- Seaman, J.A. and Simpson, A.M. (2004). Tibial fractures. *Clin. tech. small anim*, 19(3),151-167. <https://doi.org/10.1053/j.ctsap.2004.09.007>
- Sherman, A.H., Kraus, K.H., Watt, D., Yuan, L. & Mochel, J. P. (2023). Linear external skeletal fixation applied in minimally invasive fashion for stabilization of nonarticular tibial fractures in dogs and cats. *Vet Surg*, 52(2),249-256. <https://doi.org/10.1111/vsu.13911>
- Solomin, L. (2013). *The basic principles of external skeletal fixation using the Ilizarov and other devices*. Italia: Springer Milano.
- Swanson, E.A., Tomlinson, J.L., Dismukes, D.I. & Fox, D.B. (2012). Measurement of femoral and tibial joint reference angles and pelvic limb alignment in cats. *Vet Surg*, 41(6),696-704. <https://doi.org/10.1111/j.1532-950X.2012.00996.x>

- Tan, B.B., Shanmugam, R., Gunalan, R., Chua, Y.P., Hossain, G. & Saw, A. (2014). A biomechanical comparison between Taylor's spatial frame and Ilizarov external fixator. *Malays. Orthop. J*, 8(2),35-39. <https://doi.org/10.5704/MOJ.1407.012>
- Tobias, K.M. and Johnston, S.A. (2013). *Veterinary surgery: small animal*. USA: Elsevier Health Sciences.
- Wheeler, J.L., Lewis, D.D., Cross, A.R., Stubbs, W.P. & Parker, R.B. (2004). Intramedullary interlocking nail fixation in dogs and cats: clinical applications. *Compend. Contin. Educ. Vet*, 26(7),531-544.
- White, D.T., Bronson, D.G. & Welch, R.D. (2003). A mechanical comparison of veterinary linear external fixation systems. *Vet Surg*, 32(6),507-514. <https://doi.org/10.1111/j.1532-950X.2003.00507.x>
- Witte, P.G., Bush, M.A. & Scott, H.W. (2014). Management of feline distal tibial fractures using a hybrid external skeletal fixator. *JSAP*, 55(11),571-578. <https://doi.org/10.1111/jsap.12277>
- Worth, A.J. (2007). Management of fractures of the long bones of eight cats using external skeletal fixation and a tied-in intra-medullary pin with a resin-acrylic bar. *N Z Vet J*, 55(4),191-197. <https://doi.org/10.1080/00480169.2007.36767>
- Yardımcı, C., Önyay, T., İnal, K., Özbakır, B. & Özak, A. (2018). Management of humeral fractures in dogs by using semicircular external fixator and intramedullary pin tie-in combination. *Kafkas Univ Vet Fak Derg*, 24(2),295-300. <https://doi.org/10.9775/kvfd.2017.18870>
- Yardımcı, C., Özak, A. & Nisbet, H.O. (2011). Management of femoral fractures in dogs with unilateral semicircular external skeletal fixators. *Vet Surg*, 40(3),379-387. <https://doi.org/10.1111/j.1532-950X.2010.00793.x>
- Yardımcı, C., Özak, A., Önyay, T., İnal, K.S. & Özbakır, B.D. (2018). Management of femoral fractures in dogs with unilateral semicircular external skeletal fixator-intramedullary pin tie-in configurations. *Ankara Univ Vet Fak Derg*, 65(2),129-136.
- Yılmaz, E., Belhan, O., Karakurt, L., Arslan, N. & Serin, E. (2003). Mechanical performance of hybrid Ilizarov external fixator in comparison with Ilizarov circular external fixator. *Clin Biomech*, 18(6),518-522. [https://doi.org/10.1016/S0268-0033\(03\)00073-1](https://doi.org/10.1016/S0268-0033(03)00073-1)
- Zaal, M.D. and Hazewinkel, H.A.W. (1997). Treatment of isolated tibial fractures in cats and dogs. *Vet Q*, 19(4),191-194. <https://doi.org/10.1080/01652176.1997.9694770>

EKLER

Ek-1. Ankara Üniversitesi Hayvan Deneyleri Yerel Etik Kurulu Kararı



T.C.
ANKARA ÜNİVERSİTESİ REKTÖRLÜĞÜ
Hayvan Deneyleri Yerel Etik Kurulu
HAYVAN DENEYLERİ YEREL ETİK KURULU KARARI

TOPLANTI TARİHİ : 02/06/2021
TOPLANTI NO : 2021-10
DOSYA NO : 2021-46
KARAR NO : 2021-10-66

Yürütücülüğünü Üniversitemiz Veteriner Fakültesi Cerrahi Anabilim Dalı öğretim üyelerinden Prof. Dr. Ali BUMİN'in yaptığı; araştırmacı olarak Sencer UYGUR'un katıldığı "Kedilerde Diyafizer Oblik Tibia Kınklarının Sirküler-Semisirküler Eksternal Fiksasyon Sistemleri İle Stabilizasyonunun Makaslama Kuvveti Üzerine Etkilerinin Biyomekanik Karşılaştırılması" başlıklı çalışma Üniversite senatosunun 12/2/2016 tarihli toplantısında 430/3642 sayılı kararı ile kabul edilen ve Hayvan Deneyleri Merkezi Etik Kurulu'nun 19/2/2016 tarih ve 42 sayılı kararı ile onaylanan "Ankara Üniversitesi Hayvan Deneyleri Yerel Etik Kurulu Yönergesi"nin 7-h maddesi kapsamında değerlendirilmiş ve çalışmanın Etik Kurul iznine tabi olmadığına oy birliği ile karar verilmiştir.

Geçerlilik Süresi : 11/06/2021 - 11/06/2023

ETİK KURUL ÜYELERİ				
Unvanı / Adı / Soyadı	Uzmanlık Dalı	Kurumu	Cinsiyeti	İmza
Prof. Dr. M. Taner KARAOĞLU (Başkan)	Viroloji Anabilim Dalı	Veteriner Fakültesi	E	
Prof. Dr. Tanju ÖZÇELİKAY (Başkan Vekili)	Farmakoloji Anabilim Dalı	Eczacılık Fakültesi	E	
Prof. Dr. Emine DEMİREL YILMAZ (Üye)	Tıbbi Farmakoloji Anabilim Dalı	Tıp Fakültesi	K	
Prof. Dr. Nuri YİĞİT (Üye)	Zooloji Anabilim Dalı	Fen Fakültesi	E	
Prof. Dr. Fatin CEDDEN (Üye)	Hayvan Yetiştirme Anabilim Dalı	Ziraat Fakültesi	E	
Prof. Dr. Mine KIRKAĞAÇ (Üye)	Su Ürünleri Mühendisliği Bölümü	Ziraat Fakültesi	K	
Doç. Dr. Gülnur GÖLLÜ BAHADIR (Üye)	Çocuk Cerrahisi Anabilim Dalı	Tıp Fakültesi	K	

Doç. Dr. Halit KANCA (Üye)	Doğum ve Jinekoloji Anabilim Dalı	Veteriner Fakültesi	E
Dr. Vet. Hek. Nigar YERLİKAYA (Üye)	Veteriner Hekimliği Tarihi ve Deontoloji Anabilim Dalı	Veteriner Fakültesi	K
Dr. Vet. Hek. Gürbüz ERTÜRK (Üye)	Active Veteriner Sağlık Merkezi	Serbest	E
Uzm. Vet. Hek. Hüseyin DEDE (Üye)	Veteriner Hekimler Derneği	Serbest	E
Uzm. Vet. Hek. Attila IŞGÖREN (Üye)	Dency Hayvanları Yetiştirme ve Araştırma Laboratuvarı	Tıp Fakültesi	E
Fatma Aysun COŞKUN (Üye)	İktisat	Serbest	K