

**TARSOCRURAL EKLEM STABİLİZASYONUNDA TRANSARTİKÜLER
UYGULANAN SİRKÜLER EKSTERNAL FİKSASYON SİSTEMİNİN YENİ NESİL
LİNEER TARSAL FİKSATÖR İLE ÜÇ BOYUTLU KEDİ KEMİK MODELİNDE
BİYOMEKANİK KARŞILAŞTIRILMASI**

Samet MEYDAN

YÜKSEK LİSANS TEZİ

Danışman: Prof. Dr. İbrahim DEMİRKAN

Tez no: 2025-023

Afyonkarahisar – 2025

AFYON KOCATEPE ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLER ENSTİTÜSÜ
CERRAHİ ANABİLİM DALI
YÜKSEK LİSANS

TARSOCCRURAL EKLEM STABİLİZASYONUNDA
TRANSARTİKÜLER UYGULANAN SİRKÜLER EKSTERNAL
FİKSASYON SİSTEMİNİN YENİ NESİL LİNEER TARSAL
FİKSATÖR İLE ÜÇ BOYUTLU KEDİ KEMİK MODELİNDE
BİYOMEKANİK KARŞILAŞTIRILMASI

Hazırlayan
Samet MEYDAN

Danışman
Prof. Dr. İbrahim DEMİRKAN

Tez No: 2025-023
AFYONKARAHİSAR

Bu tez çalışması; Afyon Kocatepe Üniversitesi Bilimsel Proje Araştırmaları
Koordinasyon Birimi (BAPK) Tarafından Desteklenmiştir.

24 SAĞ. BİL. 15

T.C.
AFYON KOCATEPE ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

TEZ KABUL VE ONAY

Öğrencinin	Adı- Soyadı	Samet MEYDAN
	Numarası	233312002
	Anabilim Dalı	Cerrahi Anabilim Dalı
	Program	☒ Yüksek Lisans ☐ Doktora
Tezin Başlığı		Tarsocrural Eklem Stabilizasyonunda Transartiküler Uygulanan Sirküler Eksternal Fiksasyon Sisteminin Yeni Nesil Lineer Tarsal Fiksator İle Üç Boyutlu Kedi Kemik Modelinde Biyomekanik Karşılaştırılması
Tez Savunma Sınav Tarihi		17.06.2025
Tez Savunma Sınav Saati		10.00
Yukarıda bilgileri verilen tez, Afyon Kocatepe Üniversitesi Lisansüstü Eğitim-Öğretim ve Sınav Yönetmeliği'nin ilgili maddeleri uyarınca aşağıdaki jüri tarafından değerlendirilerek oy birliği / oy çokluğu ile kabul edilmiştir.		
Başkan	Doç. Dr. Kurtuluş PARLAK	
Üye	Prof. Dr. İbrahim DEMİRKAN	
Üye	Dr. Öğr. Üyesi Fatma GÖRÜCÜ ÖZBEK	
Afyon Kocatepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Yönetim Kurulu'nun / / tarih ve sayılı kararıyla onaylanmıştır. Prof. Dr. Mustafa TEKERLİ Enstitü Müdürü		

BİLİMSEL ETİK BİLDİRİMİ

Afyon Kocatepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü

Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Bilimsel Yayın Etiği İlkeleri ve Tez Yazım Kurallarına uygun olarak hazırladığım bu tez çalışmada;

- Tez içindeki bütün bilgi ve belgeleri akademik kurallar çerçevesinde elde ettiğimi,
- Görsel, işitsel ve yazılı tüm bilgi ve sonuçları bilimsel ahlak kurallarına uygun olarak sunduğumu,
- Başkalarının eserlerinden yararlanılması durumunda ilgili eserlere bilimsel normlara uygun olarak atıfta bulunduğumu,
- Atıfta bulunduğum eserlerin tümünü kaynak olarak gösterdiğimi,
- Kullanılan verilerde herhangi bir tahrifat yapmadığımı,
- Bu tezin herhangi bir bölümünü Afyon Kocatepe Üniversitesi veya başka bir üniversitede başka bir tez çalışması olarak sunmadığımı **beyan ederim.**

TARİH

İMZA

Samet MEYDAN

ÖZET

TARSOCRURAL EKLEM STABİLİZASYONUNDA TRANSARTİKÜLER UYGULANAN SİRKÜLER EKSTERNAL FİKSASYON SİSTEMİNİN YENİ NESİL LİNEER TARSAL FİKSATÖR İLE ÜÇ BOYUTLU KEDİ KEMİK MODELİNDE BİYOMEKANİK KARŞILAŞTIRILMASI

Bu çalışmada İlizarov Sirküler Eksternal Fiksasyon ile Yeni Nesil Lineer Tarsal Fiksatorün üç boyutlu kedi kemik modeli üzerinde kuvvet, açı ve açı farkı parametreleri yönünden biyomekanik karşılaştırması yapıldı.

Çalışma, İlizarov Sirküler Eksternal Fiksator (n=6) ve Yeni Nesil Lineer Tarsal Fiksator (n=6) (Exvet®, Türkiye) uygulanan PLA (Polilaktik asit) hammaddeden üretilen, 12 adet üç boyutlu kedi kemik modelinde gerçekleştirildi. Bu iki konfigürasyonun kurulduğu kemik modelleri servo-hidrolik sistemle çalışan test cihazına (Instron® 8801, Instron, Norwood, MA, ABD), tibianın en proksimal kısmından yaklaşık 8 mm, metatarsal kemiklerin ise en distal kısmından yaklaşık 5 mm'lik segmentler osilatif kemik testeresiyle sabit devirde kesilerek düzlemsel bir temas yüzeyi oluşturularak vertikal olarak yerleştirildi ve aksiyal kompresyon kuvveti uygulandı. Kompresyon kuvvetine, 0 N ile başlandı ve konfigürasyon başarısızlığa gidene kadar (F_{max}) bilgisayar sistemi ile kademeli olarak arttırıldı. Yapılan biyomekanik testler sonucu klasik İlizarov konfigürasyonu ile Yeni Nesil Lineer Tarsal Fiksatorün stabilizasyon üzerine dayanıklılıkları karşılaştırıldı. Veriler, program (WaveMatrix 2 Dynamic Testing Software) aracılığıyla toplandı ve analiz edildi.

İlizarov yöntemi ile stabilize edilen grupta ortalama kuvvet değeri $38,27 \pm 11,12$ olarak ölçülürken, Yeni Nesil Lineer Fiksator kullanılan grupta bu değer $19,25 \pm 9,30$ olarak belirlendi. Gruplar arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulundu ($p = 0,009$). İlizarov ortalama açı değeri $100,51 \pm 3,58^\circ$, Yeni Nesil Lineer Tarsal Fiksator ise $106,21 \pm 3,99^\circ$ olarak saptandı. Gruplar arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlıdır ($p = 0,026$). Açı farkı bakımından İlizarov için ortalama $19,50 \pm 3,58^\circ$, Yeni Nesil Lineer için ise $13,79 \pm 3,99^\circ$ olarak kaydedildi. Bu fark istatistiksel açıdan anlamlı bulundu ($p = 0,026$).

Biyomekanik olarak İlizarov konfigürasyonunun, Yeni Nesil Lineer Tarsal Fiksatorle kıyasla daha yüksek kuvvet dayanımına sahip olduğu görüldü. Yeni Nesil Lineer Tarsal Fiksator, eklem pozisyonunda İlizarov konfigürasyonuna göre daha geniş açığa izin vermesi ile avantaj sağlamaktadır. Açık farkı ortalamaları ile rijidite hesaplamaları yapıldığında, İlizarov konfigürasyonlarının açısal deformasyona karşı daha yüksek direnç gösterdiği yani daha rijid olduğu ortaya konulmaktadır.

Sonuç olarak bu çalışmada elde edilen bulgular, eksternal fiksator sistemlerinin biyomekanik çalışmalarında kuvvet, rijidite, deformasyon yönü ve konfigürasyonun geometrik yapısı gibi çok boyutlu parametrelerin birlikte değerlendirilmesinin gerekliliğini göstermektedir. İlizarov Sirküler Eksternal Fiksasyon ile Yeni Nesil Lineer Tarsal Fiksatorün kuvvet, açı ve açı farkı parametreleri açısından biyomekanik karşılaştırması yapılabilmesi için daha geniş çaplı klinik araştırmalara ihtiyaç duyulduğu kanaatine varıldı.

Anahtar Kelimeler: Biyomekanik, kedi, sirküler eksternal fiksasyon, üç boyutlu kemik modeli, yeni nesil lineer tarsal fiksator

SUMMARY

BIOMECHANICAL COMPARISON OF TRANSARTICULAR CIRCULAR EXTERNAL FIXATION SYSTEM WITH THE NEW GENERATION LINEAR TARSAL FIXATOR IN TARSOCLURAL JOINT STABILIZATION IN THREE DIMENSIONAL CAT BONE MODEL

In this study, biomechanical comparison of Ilizarov Circular External Fixation and New Generation Linear Tarsal Fixator was made on a three-dimensional cat bone model in terms of force, angle and angle difference parameters.

This study was carried out on 12 three-dimensional cat bone models produced from PLA (Polylactic acid) raw material, to which Ilizarov Circular External Fixator (n=6) and New Generation Linear Tarsal Fixator (n=6) (Exvet®, Turkey) were applied. The bone models in which these two configurations were established were placed vertically in a servo-hydraulic system-operated testing device (Instron® 8801, Instron, Norwood, MA, USA) by cutting segments of approximately 8 mm from the most proximal part of the tibia and approximately 5 mm from the most distal part of the metatarsal bones with an oscillatory bone saw at a constant speed to create a planar contact surface, and axial compression force was applied. Compression force was started with 0 N and gradually increased by the computer system until the configuration went to failure (Fmax). As a result of the biomechanical tests, the durability of the classical Ilizarov configuration and the New Generation Linear Tarsal Fixator on stabilization were compared. Data were collected and analyzed by the program (WaveMatrix 2 Dynamic Testing Software).

While the average force value was measured as 38.27 ± 11.12 in the group stabilized with the Ilizarov method, this value was determined as 19.25 ± 9.30 in the group using the New Generation Linear Fixator. The difference between the groups was found to be statistically significant ($p = 0.009$). The Ilizarov mean angle value was determined as $100.51 \pm 3.58^\circ$ and the New Generation Linear Tarsal Fixator was determined as $106.21 \pm 3.99^\circ$. The difference between the groups is statistically significant ($p = 0.026$). In terms of angle difference, the average was recorded as $19.50 \pm 3.58^\circ$ for Ilizarov and $13.79 \pm 3.99^\circ$ for New Generation Linear. This difference was found to be statistically significant ($p = 0.026$).

Biomechanically, the Ilizarov configuration has been shown to have higher force resistance compared to the Next Generation Linear Tarsal Fixator. The New Generation Linear Tarsal Fixator provides the advantage of allowing a wider angle in the joint position compared to the Ilizarov configuration. When rigidity calculations are made with angle difference averages, it is revealed that Ilizarov configurations show higher resistance to angular deformation, i.e. they are more rigid.

As a result, the findings obtained in this study show that multidimensional parameters such as force, rigidity, deformation direction and geometric structure of the configuration

should be evaluated together in biomechanical studies of external fixator systems. It has been concluded that more extensive clinical studies are needed to make a biomechanical comparison of Ilizarov Circular External Fixation and New Generation Linear Tarsal Fixator in terms of force, angle and angle difference parameters.

Key Words: Biomechanics, cat, circular external fixation, new generation linear tarsal fixator, three dimension bone model



ÖNSÖZ

Yüksek lisans eğitim süreci boyunca verdiği emekler ve yol göstericiliği ile tez çalışmamın tüm süreçlerinde etik ve bilimin doğrultusunda çalışmama olanak sağlayan, aynı zamanda mesleki deneyim ve bilgisini paylaşmaktan çekinmeyen her daim hoşgörü ve sabır ile hayati tecrübelerini paylaşan değerli hocam Prof. Dr. İbrahim DEMİRKAN'a saygı, sevgi ve teşekkürlerimi sunarım.

Yüksek lisans sürecinde bilgi ve destekte bulunan değerli cerrahi anabilim dalı öğretim üyeleri Prof. Dr. Zülfükar Kadir SARITAŞ'a, Prof. Dr. Musa KORKMAZ'a, Prof. Dr. Kamuran PAMUK'a, Doç. Dr. M. Volkan YAPRAKÇI'ya, yardımlarını esirgemeyen Dr. Öğr. Üyesi Fatma GÖRÜCÜ ÖZBEK'e ve Arş. Gör. Yusuf KOÇ'a saygı ve teşekkürlerimi sunarım.

Tezin materyallerini temin etmemde yardımcı olan Exvet firmasına, Dr. Sencer UYGUR'a ve Orçun GÜVENER'e teşekkür ederim.

Tezin biyomekanik değerlerinin ölçülmesi ve sonuçlanması aşamalarında destek veren makine mühendisi değerli Dr. Öğr. Üyesi Ahmet ÇETKİN'e ve teknisyen Zekeriya YARIMAY'a teşekkür ederim.

Bu çalışmanın her aşamasında, deneysel süreçlerden analizlere kadar gösterdiği özverili katkılar ve sağladığı kesintisiz destek için değerli arkadaşım Vet. Hek. Alaattin KOCU'ya teşekkür ederim.

Tezimin deneysel klinik aşamasında desteklerinden dolayı Vet. Hek. Gizem TAN'a, Mehmet Alper SANDUVAÇ'a teşekkür ederim.

Akademik yolculuğum boyunca bilgi birikimi, anlayışı ve sabrıyla bana daima destek olan sevgili yol arkadaşım, Uzman Veteriner Hekim Beyza Gül ERDOĞAN'a, katkıları ve varlığı için teşekkür ederim.

Bugünlere gelmemde her koşulda yanımda olan, sevgileri ve sabırlarıyla bana güç veren canım aileme; babam Salih MEYDAN'a, annem Ayşe MEYDAN'a ve kıymetli ablalarım Gülay TÜMER ile Sibel MEYDAN'a verdikleri emek, inanç ve destek için içtenlikle teşekkür ederim.

Hayatın en saf haliyle neşesini ve sevgisini her an hissettiren dünyalar tatlısı sevgili yeğenim Birce TÜMER'e, henüz bir buçuk yaşında olmasına rağmen bu zorlu süreçte gülüşüyle bana ilham verdiği için teşekkür ederim.

Lise yıllarından beri hayatımda olan hem iyi günde hem zor zamanlarda yanımda duran değerli arkadaşım Muhammed Ali YILMAZ'a, dostluğu ve desteği için teşekkür ederim.

Tez çalışmamın gerçekleştirilmesi aşamasında finansal destek sağlayan Afyon Kocatepe Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinasyon Birimi Başkanlığı (AKÜ BAPK)'na teşekkür ederim.

Samet MEYDAN

Afyonkarahisar

2025

İÇİNDEKİLER

	SAYFA
ÖZET	i
SUMMARY	iii
ÖNSÖZ	v
İÇİNDEKİLER	vii
SİMGELER VE KISALTMALAR	ix
ŞEKİLLER DİZİNİ	xi
ÇİZELGELER DİZİNİ	xiv
RESİMLER DİZİNİ	xv
1. GİRİŞ	1
1.1. Tarsal Eklem Anatomisi	1
1.2. Tarsal Eklem Luksasyonları	4
1.3. Tarsal Eklem Kırıkları	8
1.4. Tarsal Artrodez	12
1.5. Biyomekanik	16
1.5.1. Temel Biyomekanik Terminoloji	16
1.5.2. Kemik Biyomekanik Özellikleri	21
1.5.3. Kırık Biyomekaniği	24
1.6. Eksternal Fiksasyon	29
1.7. Eksternal Fiksator Bileşenleri ve Biyomekaniği	31
1.7.1. Klempler	31
1.7.2. Pinler ve Teller	34
1.7.3. Rodlar ve Barlar	39
1.8. Eksternal Fiksatorların Sınıflandırılması	41
1.8.1. Lineer Eksternal Fiksatorler	41
1.8.2. Sirküler Eksternal Fiksatorler	46
1.8.3. Hibrit Eksternal Fiksatorler	48

1.8.4. Tie-in Konfigürasyonu	49
1.8.5. Akrilik-Pin Destekli Eksternal Fiksator	50
2. MATERİYAL VE METOT	52
2.1. Materyal	52
2.2. Metot	54
2.2.1. Üç Boyutlu Kedi Kemik Modellerinin Hazırlanması	54
2.2.2. Konfigürasyonlar ve Gruplar	55
2.2.3. Biyomekanik Testler	57
2.2.4. İstatistik Analiz	57
3. BULGULAR	58
3.1. Fiksator Konfigürasyonlarına Ait Kuvvet Bulguları	58
3.2. Fiksator Konfigürasyonlarına Ait Açık Bulguları	64
3.3. Fiksator Konfigürasyonlarına Ait İstatistik Bulguları	66
4. TARTIŞMA	67
5. SONUÇ ve ÖNERİLER	78
6. KAYNAKÇA	79

SİMGELER VE KISALTMALAR

% : Yüzde

/ : Bölme işareti

< : Küçüktür işareti

= : Eşittir

± : Eksiği veya fazlası

≈ : Yaklaşık olarak eşit

CESF: Sirküler Eksternal İskelet Fiksasyon

cm: Santimetre

ESF: Eksternal İskelet Fiksasyon

F_{max} : Maksimum kuvvet

kg: Kilogram

kN: Kilonewton

LCL: Lateral Kollateral Bağ

m² : Metre kare

MCL: Medial Kollateral Bağ

mm: Milimetre

mm² : Milimetre kare

MPa: megapaskal

MV² : M (cismin kütlesi), V (hız)

N: Newton

Nm/° : Derece başına moment

Nm: Nanometre

° : Derece

p: İstatiksel Anlamlılık Düzeyi

*****: $p < 0,05$

Pa: Newton/metrekare

ParTA: Parsiyel Tarsal Artrodez

PLA: Polilaktik asit

PMMA: Polimetilmetakrilat

psi: inç kare başına pound

TESF: Transartiküler Eksternal İskelet Fiksasyon

UHMWPE: Ultra-High Molecular Weight Polyethylene

vd. : ve diğerleri

x: Çarpı

ŞEKİLLER DİZİNİ

SAYFA

- Şekil 1.1:** Karnivorlarda arka ayak anatomisi. T: tarsal kemikler. MT: metatarsal kemikler 2
- Şekil 1.2:** Karnivorlarda tarsal iskeletin kemikleri 3
- Şekil 1.3:** Bir kedide tarsocrural eklemi destekleyen medial kollateral bağlar, medial malleolusun kısmen derininde bulunan tibiotalar ligamenti ve sentral tarsal kemiğin dorsomedial çıkıntısına yerleşen tibiocentral ligamenti içerir. Kedide tarsocrural eklemi destekleyen lateral kollateral bağlar, oblik talofibular ligamenti ve oblik ve düz bir bileşeni olan kalkaneofibular ligamenti içerir 5
- Şekil 1.4:** Dört yaşında, 3,5 kg ağırlığında, Evcil Kısa Tüylü bir kedide açık tarsal çıkığının kranio-kaudal (a) ve medio-lateral (b) radyografik görüntüleri 7
- Şekil 1.5:** Medial kollateral ligamentin tamamen kopması ve distal fibula kırığı sonrası talo-crural çıkıklığı olan vakanın ameliyat öncesi kranio-kaudal (a) ve medio-lateral (b) radyografik görüntüleri (beyaz ok) 8
- Şekil 1.6:** Tüber kalkaneus, tabanından enine kırılmıştır. Kırık bölgesinde dorsal olarak çok sayıda iğne ucu kemik parçası mevcuttur. Plantar tarsal bölgede hafif şişlik vardır 10
- Şekil 1.7:** Ameliyat öncesi dorsoplantar (a) ve medio-lateral (b) radyografik görünümünde sentral tarsal kemik kırığı görülmektedir (beyaz ok) 11
- Şekil 1.8:** Uzun lateral tarafına uygulanan özel bir plaka kullanılarak gerçekleştirilen pantarsal artrodez (a,b). Proksimal tibia üzerindeki deri zımbaları kemik greftinin alındığı yeri göstermektedir 14
- Şekil 1.9:** Tarsometatarsal çıkığı olan bir köpeğin ameliyat öncesi mediolateral (a) ve kranioyokaudal (b) radyografileri. Oklar, numaralandırılmış tarsal kemik sırası ile metatarsal kemikler arasındaki basamağı işaret ediyor. Ameliyat sonrası mediolateral (c) ve kranioyokaudal (d) görüntüler, çıkığın lateral bir plaka kullanılarak parsiyel artrodezle onarıldığını gösteriyor 15
- Şekil 1.10:** Gerilim (A) ve gerinim (B) çizimi. A, Kuvvet (F) bir bloğa uygulanır ve gerilim (σ) üretir. Yüzey alanı yarı yarıya azaltıldığında, gerilim aynı miktardaki kuvvet için iki katına çıkar (2σ). B, Gerinimin matematiksel tanımı, uzunluktaki değişimin orijinal uzunluğa bölünmesidir 18
- Şekil 1.11:** Bir malzeme yüklendiğinde oluşan bir gerilim/gerinim eğrisinin çizimi. Eğrinin yükselen doğrusal kısmının eğimi malzemenin sertliğidir. Y noktası malzemenin akma noktasıdır. U noktası malzemenin nihai mukavemetidir. Sertlik eğrinin altındaki alan olarak tanımlanır (kırmızı gölgeleme). Eğrideki nihai kırılma noktası U, malzemenin daha fazla gerilmeye

dayanamayacağı ve başarısız olduğu yeri gösterir. Eğrinin altındaki alan, aynı zamanda tokluk olarak da kabul edilir ve yükleme işlemi sırasında emilen toplam enerjiyi temsil eder 19

Şekil 1.12: Tarsocrural eklem etrafındaki momentlerin dengesi. Zemin reaksiyon kuvveti, bir moment (yani, pes'in tarsocrural eklem etrafındaki dorsal yer değiştirme eğilimi) oluşturan bir kranial moment kolu aracılığıyla etki eder. Yürüyüş döngüsünün duruş fazı sırasında, bu moment, kalkaneus'u çeken ortak kalkaneus tendonu aracılığıyla etki eden gastrocnemius kasları tarafından üretilen momentle dengelenir 20

Şekil 1.13: Kemik gibi viskoelastik bir yapının yük-deformasyon eğrisi. Bu eğriden birkaç önemli mekanik parametre belirlenebilir. Nihai kırılma noktası, kemiğin kırıldığı yüküdür. Yapının sertliği, eğrinin ilk elastik bölgesinin eğimi ile gösterilir. Eğrinin altındaki alan, kemiğin yüklenirken depoladığı enerjiyi tanımlar. Kırılma sırasında, bu enerji kemiğe ve çevresindeki yumuşak dokulara salınır 23

Şekil 1.14: Sıkıştırma ve eğilmede, kemik başlangıçta gerilimde bozulur (küçük oklar) ve kırık kemiğin sıkıştırma yüzeyine doğru yayılır ve büyük bir kelebek parçasıyla sonuçlanır. (B) Saf eğilmede, kemik yine başlangıçta gerilimde bozulur (küçük oklar) ve kırık sıkıştırma yüzeyine doğru yayılır ve birleşik eğilme ve sıkıştırmada görülenden daha küçük bir kelebek parçasıyla sonuçlanır. (C) Burulmada, kemik, yerel kesme ve gerilimin başarısızlığın kaynağı olduğu bir spiral desende bozulur. (D) Sıkıştırmada, kemik, kesme ve sıkıştırma kuvvetlerinin birleşimi nedeniyle eğik olarak bozulur. (E) Saf çekmede, kemik enine bozulur 25

Şekil 1.15: Farklı kuvvetlerin yüklenmesiyle oluşan kırık desenlerinin gösterimi. A, Oblik kırık, aksiyal kompresyona özgüdür. B, Transversal kırık, eğilmeye özgüdür. C, Hafif parçalanmış kırık, eğilme ve aksiyal kompresyonun özelliklerine sahiptir. D, Spiral kırık, burkulmaya özgüdür 26

Şekil 1.16: Atın üçüncü metakarpal kemiğinde meydana gelebilecek çeşitli yükleme modları 27

Şekil 1.17: Bükülmeye maruz kalan at üçüncü metakarpal kemiğinin kesiti. Nötr eksen etrafındaki gerilim dağılımı (kesik çizgi) gösterilmiştir. Çekme gerilimleri kemiğin dorsal yüzeyinde, basınç gerilimleri ise palmar yüzeyinde etki eder. Gerilimler kemiğin periosteal yüzeyinde en yüksek ve nötr eksene yakın daha düşüktür (oklar). Çekme ve basınç gerilimleri eşit değildir çünkü kemik asimetriktir 28

Şekil 1.18: Burulma ile yüklenen distal yarıçapın kesiti; nötr eksen etrafındaki kayma gerilimlerinin dağılımı gösterilmiştir. Gerilimlerin büyüklüğü kemiğin periosteal yüzeyinde en yüksek ve nötr eksene yakın en düşüktür (oklar) 29

Şekil 1.19: (A) Kirschner-Ehmer klemp; tek ve çift klemp. (B) IMEX-SK klemp; tek ve çift. (C) Securos klemp. (D) Titan klemp. Siyah ok, transfiksasyon pinlerinin yerleştirileceği; beyaz ok, rodların yerleştirileceği bölgeleri göstermektedir 32

Şekil 1.20: Yarım pin uygulaması (A), Tam pin uygulaması (B)	35
Şekil 1.21: (A) Negatif profil Ellis pini. Siyah ok ile gösterilen dişli ve düz kısmın birleştiği yer pinin en zayıf noktasıdır. (B) Steinmann pini (trokar uçlu). (C) Pozitif profil Shanz pini (D) Ortası yivli pozitif profil Shanz pini. (E) Ucu yivli pozitif profil pin	37
Şekil 1.22: Maksimum stabilite için pinlerin kemik parçasının proksimal ve distal uçlarına yakın bir yere yerleştirilmesi	39
Şekil 1.23: A: Paslanmaz çelik rod, B: Titanyum rod, C: Karbon fiber rod	40
Şekil 1.24: A) Çift Klemp Çerçeve B) Tek Rod Çerçeve C) Çift Rod Çerçeve	42
Şekil 1.25: Tip IB eksternal fiksasyon sistemi	43
Şekil 1.26: Tip IIA eksternal fiksasyon sistemi	44
Şekil 1.27: Tip IIB eksternal fiksasyon sistemi	45
Şekil 1.28: Tip III eksternal fiksasyon sistemi	45
Şekil 1.29: Sirküler (sol) ve hibrit (sağ) halka fiksator çerçevesinin bileşenlerinin şeması	49
Şekil 1.30: İntramedüller pin bağlantısıyla artan yapı sertliği. Femur üzerinde beş pinli tip IA bağlantı konfigürasyonunun görünümü. İntramedüller pin, en proksimal fiksator pininde IMEX-SK fiksasyon çerçevesine (beyaz ok) bağlanmıştır. Kısa bir bağlantı çubuğu bu kelepçeyi bağlar ve intramedüller pinin proksimal ucuna tek bir klemp uygulanarak bağlantı tamamlanır	50
Şekil 1.31: Akıllık-pin eksternal iskelet fiksatorünü oluşturma prosedürünün şeması	51
Şekil 3.1: Grup 1, İlizarov 1'e ait kuvvet grafiği.	59
Şekil 3.2: Grup 1, İlizarov 2'ye ait kuvvet grafiği.	59
Şekil 3.3: Grup 1, İlizarov 3'e ait kuvvet grafiği.	59
Şekil 3.4: Grup 1, İlizarov 4'e ait kuvvet grafiği.	60
Şekil 3.5: Grup 1, İlizarov 5'e ait kuvvet grafiği.	60
Şekil 3. 6: Grup 1, İlizarov 6'ya ait kuvvet grafiği.	60
Şekil 3.7: Grup 1'e ait tüm konfigürasyonların kuvvet grafiği.	61
Şekil 3.8: Grup 2, Lineer 1'e ait kuvvet grafiği.	61
Şekil 3.9: Grup 2, Lineer 2'ye ait kuvvet grafiği.	61
Şekil 3.10: Grup 2, Lineer 3'e ait kuvvet grafiği.	62
Şekil 3.11: Grup 2, Lineer 4'e ait kuvvet grafiği.	62
Şekil 3.12: Grup 2, Lineer 5'e ait kuvvet grafiği.	62
Şekil 3.13: Grup 2, Lineer 'ya ait kuvvet grafiği.	63
Şekil 3.14: Grup 2'ye ait tüm konfigürasyonların kuvvet grafiği.	63
Şekil 3.15: Grup 1 ve Grup 2'ye ait tüm konfigürasyonların kuvvet grafiği.	63

ÇİZELGELER DİZİNİ

	SAYFA
Çizelge 2.1: Kemiklerin ve konfigürasyonların gruplandırılması	55
Çizelge 3.1: Aksiyal kompresyon kuvveti sonucu $F_{\max}$ değerleri	58
Çizelge 3.2: Aksiyal kompresyon kuvveti sonucu $F_{\max}$ değerlerinde elde edilen açı ve açı farkları.	64
Çizelge 3.3: İlizarov Sirküler Eksternal Fiksasyon ile Yeni Nesil Lineer Tarsal Fiksatorün Üç Boyutlu Kedi Kemik Modelinde Kuvvet, Açı ve Açı Farkı Parametrelerine Göre Biyomekanik Karşılaştırılması	66



RESİMLER DİZİNİ

	SAYFA
Resim 2.1: Çalışmada kullanılan üç boyutlu kedi kemik modeli.	52
Resim 2.2: A; krischner telleri ve steinmann pinleri, B; klempler, C; solda somun- sağda imbus cıvata, D; İlizarov halkası, E; dişli rod, F; Yeni Nesil Lineer Tarsal Fiksator.	53
Resim 2.3: Biyomekanik ölçümlerde kullanılan servo-hidrolik sistemle çalışan test cihazı.	54
Resim 2.4: 1. Konfigürasyona 120° açı verilmesi.	56
Resim 2.5: 2. Konfigürasyona 120° açı verilmesi.	56
Resim 3.1: İlizarov 3'ye ait F_{max} değerinde elde edilen açı.	65
Resim 3.2: Lineer 4'e ait F_{max} değerinde elde edilen açı.	65



1. GİRİŞ

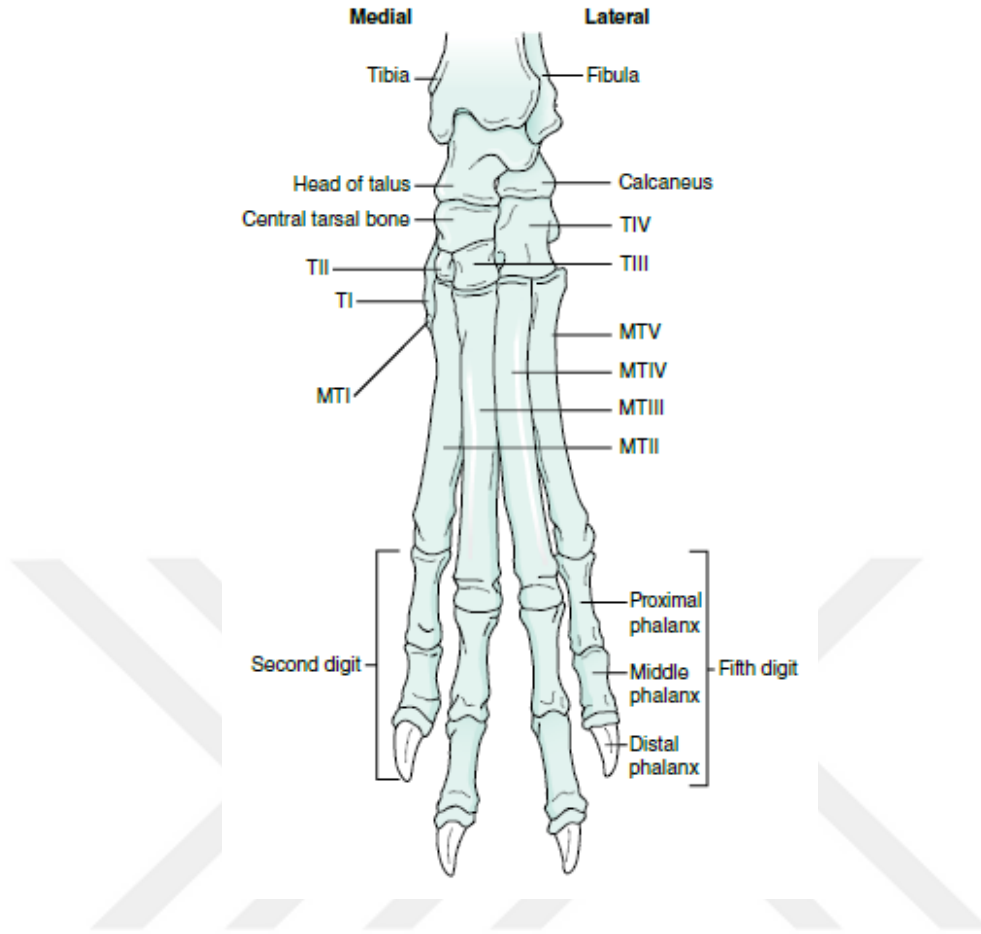
1.1. Tarsal Eklem Anatomisi

Ossa tarsi üç sıra halinde düzenlenmiş yedi kemikten oluşur (Dyce vd., 2018; Aspinall ve Cappello, 2020). Tarsal kemiklerin sayısı (7) karpal kemiklerin sayısı ile aynı olsa da karpal kemiklerin aksine, boyutları değişir (Sebastiani ve Fishbeck, 2005). Proksimal sıra, talus ve kalkaneus olmak üzere nispeten büyük iki kemikten oluşur (Dyce vd., 2018).

Talus veya tibial tarsal kemik, en medialdedir ve tibianın distaline uyacak biçimde şekillendirilmiş dorsoproksimal olarak göze çarpan bir trochlea tali'ye sahiptir (König ve Liebich, 2014; Aspinall ve Cappello, 2020). Ayrıca kompakt bir korpus tali ve silindirik bir kaput tali olmak üzere üç kısımdan oluşur. Trochlea tali, tibia'nın distali ile eklem yapar. Carnivorda trochlea'nın sagittal kenarları daha az belirgindir ve distale daha fazla uzanır. Bu durum diğer türlere göre tarsus'un hareketini artırır (König ve Liebich, 2014). Kalkaneus veya fibular tarsal kemik, lateral olarak yerleşmiştir (Aspinall ve Cappello, 2020).

Kalkaneus, tarsusun en büyük kemiğidir (Şenol vd., 2022). Tuber kalkanei kalkaneus'un proksimalinde bulunarak topuğu oluşturur (König ve Liebich, 2014). Kalkaneus talus'un plantar yüzeyi ile örtüşen bir uzantı verir. Bu yapı (sustentaculum tali) musculus fleksor digitorum profundus'un tendosunu destekler (Dyce vd., 2018). Kalkaneus, dorsal ve medialde talus, distalde os tarsale IV için eklem yüzlerine sahiptir (König ve Liebich, 2014) (Şekil 1.1).

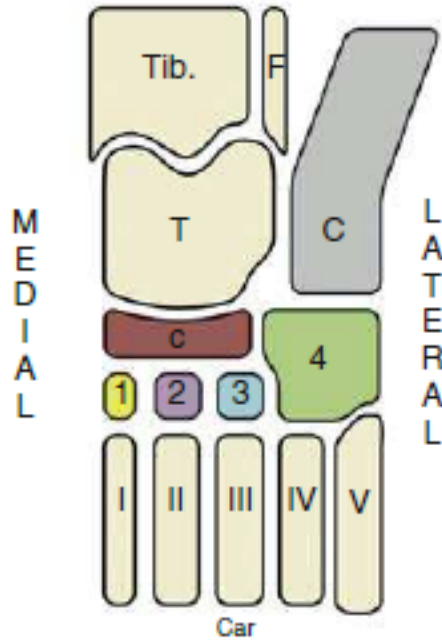
Os tarsi centrale; proksimaldeki talus ve distaldeki, os tarsale I, II, III arasında yer alır. Arka ayağın geri kalan kemikleri ön ayaklarınkine benzerdir (Dyce vd., 2018). Ossa digitorum pedis, tarsal kemikler, metatarsal kemikler ve falankslardan oluşur (Thrall ve Robertson, 2023) (Şekil 1.2).



Şekil 1.1: Karnivorlarda arka ayak anatomisi. T: tarsal kemikler. MT: metatarsal kemikler (Aspinall ve Cappello, 2020).

Metatarsal kemiklerin ilki büyük ölçüde küçültülmüş olmakla birlikte, diğer dördü oldukça uzundur ve her biri bir dizi üç falanks ile eklemlenir ve manusa benzer şekilde iyi gelişmiş bir geri çekilebilir pençe ile sonlanır (Sebastiani ve Fishbeck, 2005). Matatarsuslar, metacarpuslardan uzun ve daha incedirler ancak transversal kesitleri daha yuvarlak ve güçlü bir kortekse sahiptirler (König ve Liebich, 2014; Dyce vd., 2018).

Tarsal eklemler, ekstansiyon ve fleksiyon dahil olmak üzere yüksek hareket kabiliyetine sahiptir (Şenol vd., 2022). Tarsocrural eklem, tüm eklem hareket aralığının yaklaşık %90'ını sağlar (Yardımcı vd., 2016).



Şekil 1. 2: Karnivorlarda tarsal iskeleti oluşturan kemikler (Dyce vd., 2018).

Bu bölgede 5 eklem bulunur:

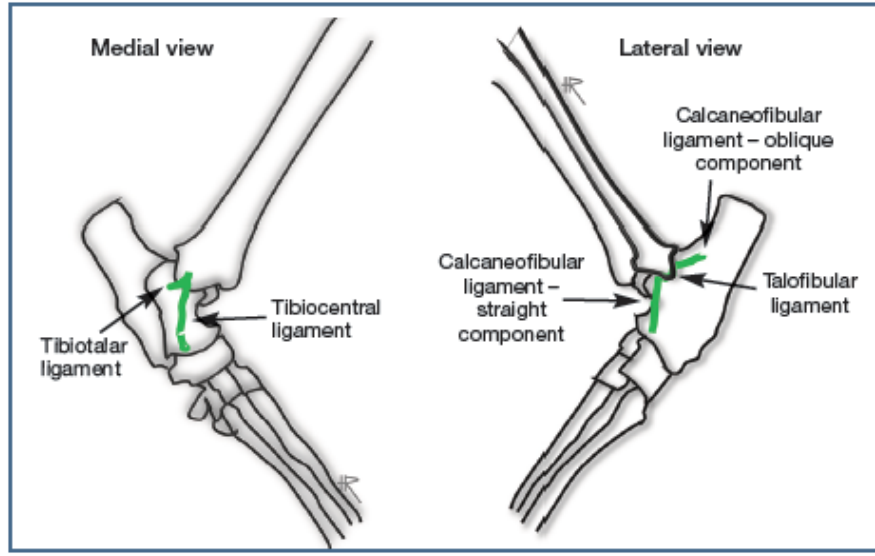
- Tarsocrural eklem: Tibia'nın distal ucu ile talus, kalkaneus ve fibulanın distali arasında oluşturduğu eklem,
- Talo-sentral eklem: Talusun distali ile os tarsi centrale'nin arasında oluşturduğu eklem,
- Kalkaneoquartal eklem: Kalkaneus'un distali ile 4. tarsal kemik arasındaki eklem,
- Sentrodistal eklem: Os tarsi centrale ile 1., 2., 3. Tarsal kemikler arasındaki eklem,
- Tarsometatarsal eklem: Tarsal kemiklerin distali ile metatarsal kemikler arasındaki eklemdir (König ve Liebich, 2014; Karabağlı, 2019).

İntertarsal eklemler ise tarsal kemiklere bitişik olan eklemler olarak bilinir. Tarsocrural eklem tarsal eklemin ekstensiyon ve fleksiyonunda en önemli kısımdır. Diğer eklemler minimal etkiye sahiptir (Karabağlı, 2019).

1.2. Tarsal Eklem Luksasyonları

Travmaya bağlı eklem çıkıkları ciddi derecede gten drcdr ve genellikle önemli bir yaralanmanın sonucudur. Tarsus eklemi bölgesinde yumuşak dokunun eksikliği açık kırıklara, ıkıklara ve ayrıca kesik yaralanmalarına yatkınlık yaratır (Meeson ve Strickland, 2021). Tarsal ıkıklar, kedilerde genellikle malleolar kırıkları, kollateral bağ kopmaları, motorlu taşıt kazası veya yüksekten düşme gibi yüksek enerjili travmalardan sonra oluşan kesik yaralanmaları sonucu oluşabilir. Bu lezyonların derecesi değişkendir ve cilt yırtılmasından şiddetli yumuşak doku ve kemik kaybına kadar değişir (Yardımcı vd., 2016).

Fibulanın laterodistal yüzü lateral malleolus olarak, tibiaanın mediodistal yüzü ise medial malleolus olarak bilinir. Medial ve lateral malleoli, talus'un trochlea'sına yapışır ve tarsocrural eklemi oluşturur (Karabağlı, 2019). Tarsocrural eklem, öncelikle güçlü bağlarla sabitlenen sıkı bir menteşe eklemidir. Kedi ayak bileğinde iki önemli bağ grubu vardır: Alt tibiofibular bağlar, fibulayı tibiaya sabitler ve bu kemikler arasında çok sıkı ama elastik bir bağlantı sağlar. Geniş ve güçlü kranial tibiofibular bağ, lateral malleolusun kranial kenarından tibiaanın bitişik lateral yüzeyine kadar kısa bir mesafede enine uzanır. Daha zayıf kaudal tibiofibular bağ, lateral malleolusu posterior tibiaya birleştirir. İntroossez membran, fibulayı sindesmoza proksimal olarak tibiaya birleştirir. Kollateral bağlar, talusun talocrural eklemdede herhangi bir eğilme hareketini önler. Medial kollateral bağ (MCL) iki ana parçadan oluşur. Bunlar; kısa ve güçlü bir tibiotalar ve bir tibiokalkaneal bağdır. Her ikisi de medial malleolusun distomedial tarafına yerleşir. Lateral kollateral bağ (LCL) da iki parçadan oluşur. Bunlar; kısa bir fibulotalar ve bir fibulokalkaneal bağ. Tarsocrural eklemin tam çıkığı oluşması için ayak bileğinin sabitleyici yapılarından birkaçının yaralanması gerekir (Vannini, 2002) (şekil 1.3).



Şekil 1. 3: Bir kedide tarsocrural eklemi destekleyen medial kollateral bağlar, medial malleolusun kısmen derininde bulunan tibiotalar ligamenti ve sentral tarsal kemiğin dorsomedial çıkıntısına yerleşen tibiocentral ligamenti içerir. Kedide tarsocrural eklemi destekleyen lateral kollateral bağlar, oblik talofibular ligamenti ve oblik ve düz bir bileşeni olan kalkaneofibular ligamenti içerir (Meeson ve Strickland, 2021).

Tam çıkık vakalarında, hem lateral hem de medial destekleyici yapılar hasar görür (Yardımcı vd., 2016). Tanı, palpasyon ve stres radyografisi ile yapılır. İnstabiliteyi palpe etmek için bir el distal tibiaya, diğeri metatarsallara yerleştirilir ve topuk ekstansiyona getirilir. Medial kollateral ligamenti değerlendirmek için, eklem lateral yüzüne baskı uygulanarak "medial olarak açılması" sağlanır. Lateral kollateral ligamenti değerlendirmek için, "eklemi lateral olarak açmak" amacıyla tarsusun medial yüzüne baskı uygulanır. Hem medial hem de lateral kollateral ligamentlerin kısa ve uzun bir dalı vardır. Sadece dallardan biri yırtıldığında tanı koymak zor olabilir çünkü gevşeklik o kadar belirgin olmayacaktır. Gevşeklik derecesini kontralateral tarsusla karşılaştırmak faydalıdır (Sylvestre, 2019). Topuğun normal hafif valgus duruşu, yüksek enerjili yüklemelerden sonra medial taraftaki distraksiyon stresini artırır ve luksasyon şekillenir (Yardımcı vd., 2016). Kediler genellikle topaldır ve etkilenen uzuv anormal bir şekilde konumlandırılmış olabilir (Meeson ve Strickland, 2021).

Tarsal luksasyonların sınıflandırılması:

Tarsocrural luksasyon: Tibia ve talus arasındaki eklem lateral ve medial kollateral komplekslerinin tam olarak kopması anlamına gelir (Karabağlı, 2019). Tarsocrural instabilite, eklem kapsülü ve kollateral bağların yaralanmasından kaynaklanır. Kollateral bağ burkulmaları en sık medial tarafta meydana gelir ve medial (valgus) instabiliteye neden olur. Medial veya lateral instabilite bazen kollateral bağların bağlanma yerleri olan medial veya lateral malleolün kopma kırığı nedeniyle de meydana gelir. Tarsocrural luksasyonlar, birden fazla ligamentin travması sonucu oluşur. Birkaç yaralanma kombinasyonu mümkündür. Yaygın olanı medial kollateral ligamentin kopması, lateral malleolusun kırılması ve distal tibiofibular ligamentin kopmasıdır (Voss, 2010).

İntertarsal luksasyon ya da subluksasyon: Kısa ligamentlerin etkilenmesi sonucu tam ya da kısmi hareket kaybı olarak tanımlanır.

Tarsometatarsal luksasyon: Tarsal plantar fibrokıkırdağın bozukluğu sonrasında oluşan hiperekstensiyon ile şekillenen plantar stabilizasyon bozukluğudur (Karabağlı, 2019).

İntertarsal ve tarsometatarsal instabilitelerde veya çıkıklarda dorsal veya plantar bağların kopup kopmadığını belirlemek önemlidir. Plantar intertarsal veya tarsometatarsal bağ yaralanmaları dorsal bağ yaralanmalarından daha sakatlayıcıdır çünkü plantar taraf ağırlık taşıma sırasında gergindir. Genellikle kalkaneoquartal eklem ve tarsometatarsal eklem seviyesinde bulunurlar. Büyük çekme kuvvetleri nedeniyle birincil bağ onarımı mümkün değildir. Bu yaralanmalar kısmi tarsal artrodez ile tedavi edilir. Dorsal instabiliteler kedilerde daha sık görülür. Kısa dorsal bağlar ağırlık taşıma sırasında çekme stresi altında olmadığından, periartiküler dokunun lifli iyileşmesi, etkilenen eklem geçici olarak hareketsiz hale getirilirse işlevsel eklem stabilitesinin restorasyonu ile sonuçlanır (Voss, 2010) (Şekil 1.4).



Şekil 1.4: Dört yaşında, 3,5 kg ağırlığında, Evcil Kısa Tüylü bir kedide açık tarsal çıkığın kranio-kaudal (a) ve medio-lateral (b) radyografik görüntüleri (Yardımcı vd., 2016).

Kısaca kedilerde görülen ve luksasyona neden olan yaralanmalar; kollateral bağların kopması veya kaybı, medial ve/veya lateral malleolusun kırıkları veya aşınmaları, distal fibula kırığı, tibiofibular bağların kopması, distal tibial marjın kaudal taraflarının kırıkları, eklem kapsülünün yırtılması, talus kırıkları ve eklem kıkırdağının hasar görmesi diye sınıflandırılır. Genellikle bu yaralanmaların belirli kombinasyonları görülür. Bu, kedilerde tarsal çıkığın sınıflandırılmasına olanak tanımakla beraber fibula kırığının seviyesine göre de üç farklı yaralanma şekli vardır:

Tip A (İnfrasyndesmotik luksasyon): Lateral malleolusun ayak bileği eklemi seviyesinde veya altında transvers kopma kırığı veya LCL kopması vardır. Medial malleolus kopmuştur veya MCL kopmuştur. Tibiofibular ligamentöz (TFL) kompleks sağlamdır. Bu tip kedilerde çok nadirdir.

Tip B (Transsyndesmotik çıkık): ayak bileği ekleminin hemen üstünde veya ayak bileği ekleminin yukarı doğru geçen distal fibula kırığı vardır. LCL sağlamdır. Medial malleolus kopmuştur veya MCL kompleksi yırtılmıştır. İnterosseöz membran sağlamdır, tibiofibular ligament kompleksi kısmen kopmuştur. Bu tip kedilerde nadirdir (Şekil 1.5).

Tip C (Suprasyndesmotik çıkık): fibulanın syndesmosis ile fibula başı arasında herhangi bir yerinde şaft kırığı vardır. Medial malleolus kopmuştur veya MCL kompleksi yırtılmıştır. Tibiofibular ligamentöz kompleks her zaman bozulmuştur ancak LCL sağlamdır. Bu, kedilerde görülen en yaygın çıkık türüdür (Vannini, 2002).



Şekil 1. 5: Medial kollateral ligamentin tamamen kopması ve distal fibula kırığı sonrası talo-crural çıkıklığı olan vakanın ameliyat öncesi kranio-kaudal (a) ve medio-lateral (b) radyografik görüntüleri (beyaz ok) (Yardımcı vd., 2016).

Tarsal luksasyonlarında birkaç tedavi seçeneği bulunmaktadır. Bunlar ligamentlerin tamiri, prostetik ligamentler, eksternal fiksasyon, transartiküler eksternal fiksasyon ve parsiyel / pantarsal artrodez uygulamalarıdır (Karabağlı, 2019).

1.3. Tarsal Eklem Kırıkları

Eklem çıkıkları, kırıklar gibi diğer yumuşak doku veya ortopedik yaralanmalarla sıklıkla ilişkilidir (Meeson ve Strickland, 2021). Tarsus, bir şok emici görevi görür ve çevresindeki kaslardan destek ve korumadan yoksundur, bu da onu yaralanmaya yatkın hale getirir. Ancak, kalkaneus hariç, tarsal kırıklar evcil hayvan popülasyonunda yaygın değildir (Perry, 2020a). Kedilerde metakarpal ve metatarsal kırıklarla da sık karşılaşılmaktadır. Diğer tüm kırıklarla karşılaştırıldığında bu kırıkların görülme oranı kedilerde %3.3 olarak bildirilmiştir. Bu bölgedeki kırıklar genellikle motorlu taşıt kazaları, yüksekten düşme, ateşli silah yaralanmaları, ısırıklar, tuzak yaralanmaları ve üzerine basılma gibi nedenlerle de oluşabilmektedir (Deveci vd., 2022).

Talus baş, boyun (gövde ve sırtların birleştiği yer) ve gövdeden oluşur (Sylvestre, 2019; Perry, 2020a). Gövde, distal tibia ve fibula ile eklemlenen medial ve lateral troklear sırtlar içerir (Perry, 2020a). Troklear sırtlar kırıkdağı ile kaplıdır (Sylvestre, 2019). Baş, sentral tarsal kemikle eklemlenirken boyun eklem dışıdır. Talusun izole kırıkları yaygın değildir ve genellikle gövdenin eklemsele kırıkları veya baş veya boyunun eklemsele olmayan kırıkları olarak sınıflandırılır (Perry, 2020a). Boyun kırıkları genellikle proksimal intertarsal eklemde kırık parçasının tam çıkığı ile birlikte görülürken, baş ve gövde kırıkları genellikle talokalkaneal eklemde hafif subluksasyonu ile ilişkilidir (Maley vd., 2010). Troklear sırt kırıkları nadirdir (Perry, 2020a).

Talus sırtı kırıkları genellikle etiyojisi bilinmeyen kırıklardır. Ancak ara sıra sahipleri klinik belirtilerden önce bir düşme veya atlama bildirmektedir. Bunlar tipik olarak akut başlangıçlı orta ile şiddetli topallama, diz eklemi efüzyonu ve diz eklemi ekstansiyonunda ağrı ile ilişkilidir (Perry, 2020a). Talus sırtı kırıklarını radyografilerde görmek çok zor olabilir (Sylvestre, 2019). Fleksiyonlu dorsoplantar görünüm, hasta sırt üstü yatırılır, diz bükülerek ve tarsus yükseltilir ve böylece radyografik ışın ile metatarsaller arasındaki açı 10-15 derece olacak şekilde elde edilebilir. Bu görünüm genellikle tanı koymada yardımcı olur, çünkü lateral troklear sırtın orta ve distal yönlerinin optimum şekilde görüntülenmesini sağlar; ancak, sırtın proksimal yönü gizlenmiş kalabilir (Perry, 2020a).

Talus boynu kırıkları köpeklerle göre kedilerde daha yaygındır. Bu durum köpeklerle karşılaştırıldığında kedilerde ayak bileği bölgesinde daha yüksek derecede hareketliliği yansıtabilir. Bu nedenle, talus burulma ve gerilim gibi daha önemli birleşik yükleme kuvvetleri yaşayabilir (Perry, 2020a).

Kalkaneus kırıkları arasında yüzeysel dijital fleksör tendonunun kopmaları, proksimal kalkaneus fizisini içeren Salter Harris tip 1 veya 2 kırıklar, orta gövde kırıkları, lateral sagittal levha kırıkları, dorsomedial levha kırıkları, sustentaculum tali kırıkları ve kalkaneus tabanının kopma kırıkları yer alır. En sık bildirilen kombinasyon kalkaneus gövdesi kırığı, küçük kraniomedial sagittal levha kırığı ve lateral sagittal levha kırığı olmak üzere birden fazla kırık kombinasyonu da görülmüştür (Perry, 2020b) (Şekil 1.6).

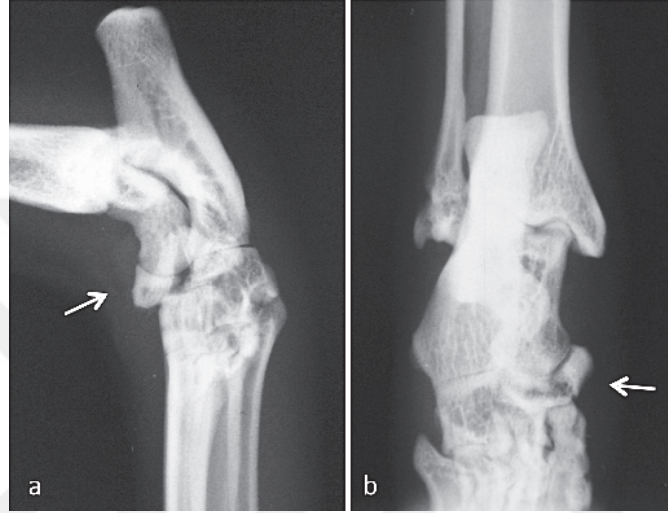


Şekil 1.6: Tüber kalkaneus, tabanından enine kırılmıştır. Kırık bölgesinde dorsal olarak çok sayıda iğne ucu kemik parçası mevcuttur. Plantar tarsal bölgede hafif şişlik vardır (Perry, 2020b).

Kalkaneus kırıklarında m. gastrocnemius'un uyguladığı çekme kuvveti nedeniyle fragmentlerin belirgin distraksiyonu gözlenir (Öncan, 2009). Kalkaneus kırıkları ayağın yaygın yaralanmalarıdır ve tüm tarsal kemik kırıklarının yaklaşık yüzde altmışını oluşturur (Kadakia vd., 2017). Diğer tarsal kemik kırıklarıyla birlikte veya tek başına meydana gelebilir ve en sık görülen eşlik eden kırıklar sentral tarsal kemik kırıklarıdır. Sentral tarsal kemiğin sağlam kalıp kalmamasına bağlı olarak farklı patogenezlere bildirilmiştir. Sentral tarsal kemik kırıldığında, talus distale doğru hareket eder ve kalkaneusun kırıldığı bir dayanak noktası görevi görür. Bu durumda kalkaneus kırıklarının çoğu ya gövde ortası şaft kırıkları ya da tarsal bağ kopma kırıklarıdır (örneğin dorsomedial levhalar veya lateral sagittal levhalar) (Perry, 2020b). Merkezi tarsal kemik kırıklarıyla ilişkili olmayan kalkaneus kırıkları, kemiğin plantar yönüne etki eden çekme kuvvetleri tarafından oluşur (Dee, 2005). Gerilim, ortak kalkaneus tendonunun çekmesiyle oluşur ve kalkaneustan plantar bağlar yoluyla metatarsallara iletilir. Çekme kuvvetleri kalkaneusun gücünü aşarsa, orta plantar bağın kopması meydana gelir ve kalkaneusun tabanında transvers kırık veya plantarodistal çip kırığı ile sonuçlanır (Perry, 2020b). Plantar desteğinin kaybı nedeniyle, proksimal plantar intertarsal subluksasyon gelişir (Dee, 2005; Perry, 2020b).

Sentral tarsal kemiğin kırıkları sıklıkla kalkaneus ve dördüncü tarsal kemiğin kırıkları ile ilişkilidir (Cinti vd., 2016). Sentral tarsal kemik kırıkları konfigürasyonlarına göre

sınıflandırılır: Tip I; Yer değıştirmesi olmayan dorsal levha kırıkları. Tip II; Yer değıştirmesi olan dorsal levha kırıkları. Tip III; Medial parçanın yer değıştirmesi olan sagittal kırıklar. Tip IV; Yer değıştirmesi olan hem dorsal hem de medial levha kırıkları. Tip V; Şiddetli parçalanma ve yer değıştirmesi olan kırıklar olarak ayrılır. Tip IV kırıklar en sık görülen merkezi tarsal kemik kırıklarıdır (Dee, 2005) (Şekil 1.7).



Şekil 1.7: Ameliyat öncesi dorsoplantar (a) ve medio-lateral (b) radyografik görünümelerde sentral tarsal kemik kırığı görülmektedir (beyaz ok) (Cinti vd., 2016).

İkinci, üçüncü ve dördüncü tarsal kemiklerin kırıkları genellikle sentral tarsal kemiğinin kırılmasının komplikasyonu olarak ortaya çıkmaktadır. Genellikle dördüncü tarsal kemik etkilenmektedir (Öncan, 2009). Klinik bulgular hafiftir, lokalize hafif şişlik ve hızla iyileşen orta derecede aksama vardır ve tarsus radyografileri çekilmediği takdirde burkulma yanlış tanısı konulabilir (Guilliard, 2010). Sentral tarsal kemik yaralanmasının yönetimi genellikle dördüncü tarsal kemiğın anatomik pozisyonunu ve stabilitesini geri kazandırır ve kemik birleşmesinin ilerlemesine izin verir (Perry, 2020b).

Malleoller doğrudan cildin ve deri altı fasyanın altında yer alır. Tarsocrural eklemin eklem yüzeylerinin distalinde uzanırlar (Schwarz, 2005). Kırıklar unimalleolar veya bimalleolar olabilir. Medial ve lateral malleoller, tarsusun medial ve lateral kollateral bağlarının kökeni için anatomik yerlerdir. Malleollerin ve distal tibianın düzenlenmesi, talus ile eklemlenen bir yuva oluşturur. Bu nedenle, medial veya lateral malleol

kırıklarında, tarsocrural eklem instabilitesi genellikle belirgin hale gelir ve belirgin bir çıkık olabilir. Klinik belirtiler arasında tibia veya fibula'nın distal ucunda şişlik, ağrı ve morarma bulunur. Yaralı taraftaki eklemi açmak için valgus/varus stresi uygulanarak instabilite gösterilir (Perry, 2020b).

Kırıklarda tanı, palpasyonla ve hareket aralığının değerlendirilmesiyle elde edilir. Dorsoplantar, mediolateral ve oblik projeksiyonlar kullanılarak çekilen yüksek detaylı radyografiler genellikle tanıyı doğrulamak için yeterlidir, ancak bazı durumlarda stres radyografileri gerekir. Bölgesel anatomi bilgisi genellikle karşı uzvun fiziksel ve radyografik değerlendirmesiyle artırılabilir. Ameliyat öncesi ve sonrasında şişliği en aza indirmek, rahatsızlığı azaltmak ve ilişkili eklemlerin hareket aralığını sınırlamak, ancak ortadan kaldırmamak amacıyla uygun lateral veya plantar splint ile desteklenen modifiye edilmiş bir Robert Jones bandajı kullanılır (Dee, 2005).

Kırık uçlarının birbirinden uzaklaşmadığı veya minimal yer değiştirdiği kırıklarda konservatif tedavi uygulanmaktadır. Cerrahi tedavide açık redüksiyon ile internal fiksasyon teknikleri sık kullanılmaktadır ancak zaman zaman eksternal fiksasyon uygulamaları da tercih edilebilmektedir. Cerrahi veya konservatif tedavi yöntemlerinin planlanmasında hastanın ve kırığın özellikleri, cerrahın tecrübesi ve tercihi, hasta sahibinin yaklaşımı gibi bileşenler belirleyici olmaktadır (Deveci, 2022).

1.4. Tarsal Arthrodez

Arthrodez, tıbbi tedaviye yanıt vermeyen şiddetli eklem hastalığının ağırlı instabilitesinin tedavisi için bir eklem cerrahi füzyonudur (Prieur vd., 2013). Küçük hayvanlarda arthrodez endikasyonları arasında hiperekstansiyon yaralanmaları, çıkıklar, palmar tarsal bağların dejeneratif durumları, immün aracılı artrit, onarılamaz birleşik eklem içi kırıklar, ciddi dejeneratif eklem hastalığı, primer onarıma uygun olmayan ciddi yumuşak doku veya kemik travması, dirençli enfeksiyon ve bazı felç-sinir yaralanması vakalarının tedavisi yer almaktadır (Theoret ve Moens, 2007). Travmatik veya dejeneratif bir sebep olduğunda, hastalarda orta ile şiddetli topallama ve tarsal eklemden 20 ile 30 derecelik plantigrad açılanma görülür. Önemli plantigrad açılanmanın olduğu kronik vakalarda, dijital fleksör tendonları sürekli gerginlik altına alınır ve bu da parmakların

hiperfleksiyonuna veya ayakta duran hayvanda pençe benzeri bir görünüme neden olabilir (Harasen, 2002).

Eklem füzyonunun başarılı olması için artrodez prensiplerine sıkı sıkıya bağlı kalmak esastır. Eklem kırıkdağı, subkondral kemiği açığa çıkarmak için çıkarılır. Bu, küretler, rongeurlar veya güçle çalışan frezeler kullanılarak yapılır (Prieur vd., 2013). Kaynaştırılacak eklemlerde subkondral kemiğe eklem füzyonunu erkenden uyarmak amacı ile küçük delikler açılır. Artrodez yapılacak olan eklem normal ayakta duruş açısı dikkate alınarak kemikler karşı karşıya getirilmeli ve daha sonra sabitlenmelidir. Uygun füzyon açısına ulaşmak oldukça önemlidir; hayvanlar ayakta iken kontralateral ekstremite açısı hesaplanmalıdır. Açı ne kadar geniş olursa operasyondan sonrası bacak o kadar uzar ancak açı ne kadar dar olursa bacakta o kadar kısalır. Pankarpal artrodez de plakayı şekillendirmek için genellikle kullanılan açı, hiperekstansiyon pozisyonunda 10- 15 derecedir. Önerilen tarsal artrodez açısı ise kediler için 100-125 derecedir. Doğru açığı yakalamak ayrıca kemik temasını da artırmak amacıyla temas yüzeyleri düz bir şekilde kesilmelidir (Sağlıyan vd., 2017). Düz yüzeyler kemik temasını en üst düzeye çıkarır ve kemik uçlarına kompresyon uygulandığında kayma stresini ortadan kaldırır (Prieur vd., 2013). Kemiklerin rijit fiksasyonu ve kompresyonu amacıyla birçok internal ve eksternal cerrahi teknik kullanılabilmektedir (Sağlıyan vd., 2017).

Travmatik tarsal yaralanmalar kırıklar, bağ kopmaları ve eklem çıkıkları olarak sınıflandırılabilir. Bazı yaralanmalar bağ replasmanı, harici destek veya kopma yaralanmalarının birincil onarımı ile cerrahi olarak başarılı bir şekilde tedavi edilebilir. Birincil onarım yapmak mümkün olmadığında, eklem ağrısını ve instabiliteyi hafifletmek ve bacağın işlevsel kullanımına izin vermek için pantarsal artrodez (PTA) endike olabilir (Fitzpatrick vd., 2013). Pantarsal artrodez; tarsocrural, intertarsal ve tarsometatarsal eklemleri sabitlemektedir ve eklem dorsal ya da medial yüzü üzerinden plakaların yerleştirilmesi ile yapılmaktadır (Karabağlı, 2019) (Şekil 1.8). Plantar plaka uygulaması, implantın tarsal eklem gergin tarafına yerleştirilmesi nedeniyle biyomekanik olarak avantajlıdır (Fitzpatrick vd., 2013). Eklem açılarının ayarlanması için tam hareketsizlik sağlamak gerekir (Karabağlı, 2019). Plaklama sert fiksasyon sağlar ve sıklıkla olumlu fonksiyonel sonuçlar verir, ancak bu prosedürlerde %58 ile %75 arasında komplikasyon oranları bildirilmiştir (Seğer vd., 2024). En önemli komplikasyonları, yaklaşımın zorluğu

ve plantar nekrozistir (Karabağlı, 2019). Diğer komplikasyonlar ise implant gevşemesi, plaka kırılması, bası yaraları ve enfeksiyondur (Fitzpatrick vd., 2013; Seger vd., 2024).



Şekil 1.8: Uzun lateral tarafına uygulanan özel bir plaka kullanılarak gerçekleştirilen pantarsal artrodez (a,b). Proksimal tibia üzerindeki deri zımbaları kemik greftinin alındığı yeri göstermektedir (Sylvestre, 2019).

Parsiyel artrodezde ise tarsocrural ve dorsal intertarsal eklem sabitlenmektedir (Karabağlı, 2019). Parsiyel tarsal artrodez için en yaygın endikasyonlar, tarsocrural eklemde sağlam olduğu intertarsal ve tarsometatarsal eklemlerin plantar bağlarındaki yaralanmalardır (Voss, 2010). Bu amaçla intramedullar steinmann pinler ya da kemik vidaları önerilmektedir (Karabağlı, 2019). Kemik plakaları, kısmi tarsal artrodez için en iyi implanttır. Genellikle lateral olarak uygulanırlar, ancak özellikle tarsometatarsal eklem sırasının füzyonu için medial olarak da uygulanabilirler (Voss, 2010) (Şekil 1.9).



Şekil 1.9: Tarsometatarsal çıkığı olan bir köpeğin ameliyat öncesi mediolateral (a) ve kraniyokaudal (b) radyografileri. Oklar, numaralandırılmış tarsal kemik sırası ile metatarsal kemikler arasındaki basamağı işaret ediyor. Ameliyat sonrası mediolateral (c) ve kraniyokaudal (d) görünüm, çıkığın lateral bir plaka kullanılarak parsiyel artrodezle onarıldığını gösteriyor (Sylvestre, 2019).

Parsiyel veya pantarsal artrodezden hangisinin tercih edileceği, esasen ilgili eklemin yaralanma durumuna ve sahibinin postoperatif bakıma katılıp katılmama isteğine bağlıdır. Hayvanın yaralanma şekli kullanılacak fiksasyon türünün seçiminde önemli rol oynamaktadır. Örneğin septik artrit, açık kırık ve yaralarda kontaminasyon şüphesinden dolayı eksternal fiksatörler internal fiksasyona tercih edilir. Yine önemli bir husus da diğer bacak ve eklemlerin durumudur. İstenen durum geri kalan bacak ve bitişik eklemlerin artan stresi telafi edebilmesi ve işlevsel olmalarıdır (Sağlıyan vd., 2017).

Tarsal artrodez, çapraz pinler; lag vidaları; pin ve gerilim bandı; lateral, dorsal, medial veya plantar plakalar; intramedüller pinler ve eksternal iskelet fiksasyonu ve dairesel eksternal fiksatör kullanılarak elde edilebilir (Theoret ve Moens, 2007). Transartiküler eksternal iskelet fiksasyonu (TESF), eklemi stabilize etmenin basit ve uygun maliyetli bir yöntemini sağlamanın yanı sıra eş zamanlı yara bakımına da olanak tanır (Kulendra vd.,

2011). Transartikuler eksternal iskelet fiksasyonu (TESF) tarsal eklem yaralanmalarında rijit bir fiksasyon sağlar ve 110 derecelik eklem açısının sabitlenmesinde etkili bir yöntemdir (Karabağlı, 2019). Lineer eksternal fiksasyon uygulamaları öncelikle maddi kayıplı, açık veya enfekte olmuş kırıklar, eklemlerle ilgili ciddi travma akalarında önerilmekle birlikte birçok durumda kullanılabilir (Arıcan, 2020). TEF ve plakaların kullanıldığı pantarsal artrodez uygulamaları ise avantajlarının yanında özel ekipman gerektiren yöntemlerdir (Karabağlı, 2019).

Artrodez, alçı komplikasyonları, zor yara kapanması, uzuv şişmesi ve gastroknemius tendinopatisi gibi küçük komplikasyonlardan plantar nekroz, enfeksiyonlar, implant başarısızlığı ve yanlış yerleştirilmesi, varus/valgus/rotasyonel malunion ve artrodezin gecikmiş veya hiç kaynamaması gibi büyük komplikasyonlara kadar değişen yüksek oranda komplikasyonla (yüzde 80'e kadar) ilişkilidir. Tarsocrural, intertarsal ve tarsometatarsal eklemlerin füzyonu olan pantarsal artrodez, intertarsal ve/veya tarsometatarsal eklemlerin füzyonu olan parsiyel tarsal artrodezden (ParTA) daha yüksek oranda majör komplikasyona sahiptir (Lundin vd., 2023). Artrodez uygulamaları eklem stabilizasyonu sağlarken kalıcı topallığa da sebep olabilmektedir (Karabağlı, 2019).

1.5. Biyomekanik

Biyomekanik, biyolojik yapıların mekanik prensipler doğrultusunda incelenmesini sağlayan disiplinler arası bir bilim dalıdır. Veteriner cerrahisinde, özellikle ortopedik biyomekanik, kemik ve eklem sistemlerinin yük taşıma kapasitesini anlamak açısından kritik bir alan oluşturur. Biyomekanik, kemik, eklem ve kas sistemlerinin mekanik yüklenmelere verdiği tepkileri inceler ve ortopedik tedavi yaklaşımlarda kritik bir rol oynar (Mavrogenis vd., 2018).

1.5.1. Temel Biyomekanik Terminoloji

Kuvvet, bir cisme veya biyolojik yapıya dışarıdan uygulanan yük olarak tanımlanır. Uygulanan kuvvet, ilgili cismin şeklinde değişime (deformasyon), hareketin başlamasına ya da hareket yönünün değişmesine neden olabilir (Çatakdere, 2022). Kuvvetin

Uluslararası Birim Sistemi'ndeki (SI) temel birimi Newton (N) olarak tanımlanır ve genellikle birim alan başına etki eden kuvvet olarak N/m^2 şeklinde ifade edilir (Tobias ve Johnston, 2013).

Kuvvet vektörü, bir cisme etki eden kuvvetin yönünü ve büyüklüğünü tanımlayan matematiksel bir bileşendir. Bir kuvvet vektörünü belirleyen dört temel unsur bulunmaktadır. Bunlar; kuvvetin büyüklüğü, etki ettiği hareket aksı, uygulanma noktası ve kuvvetin hareket aksına göre yönüdür (Gürger, 2009; Türken, 2009).

Gerilme (Stress): Uygulanan kuvvetin birim alan başına düşen miktarıdır (Frydryšek vd., 2016). Aynı kuvvet daha küçük bir yüzeye uygulandığında, daha büyük bir gerilme meydana gelir. Matematiksel olarak gerilme $\text{Stres} = \text{Yük} / \text{Alan}$ formülü ile ifade edilir. Yükleme sonucunda ortaya çıkan gerilme altı farklı kategoriye ayrılır. Bunlar; kompresif (basınç), tensil (çekme), makaslama, eğilme, torsiyon (burulma) ve kombine streslerdir. Bir kemiğin stres toleransı, yoğunluğu ve mineralizasyon düzeyi ile doğrudan ilişkilidir (Gürger, 2009; Türken, 2009).

Gerilme (stres), dışarıdan uygulanan bir kuvvetin etkisiyle bir yapı içerisinde belirli bir düzlemde gelişen ve birim alan başına düşen iç kuvvet olarak tanımlanır. Normal stres, bir noktadan geçen düzleme dik yönde etki eden iç kuvvet yoğunluğunu ifade eder. Çekme stresi pozitif, basınç (kompresif) gerilimi ise negatif olarak kabul edilir. Gerilmenin yaygın ölçüm birimleri inç kare başına pound (psi) veya Newton/metrekare (Pa) şeklindedir. Karşılaştırmalı olarak, 1 megapaskal (MPa) = 10^6 Pa = $1 N/mm^2 \approx 145$ psi olarak hesaplanmaktadır (Markel, 2019).

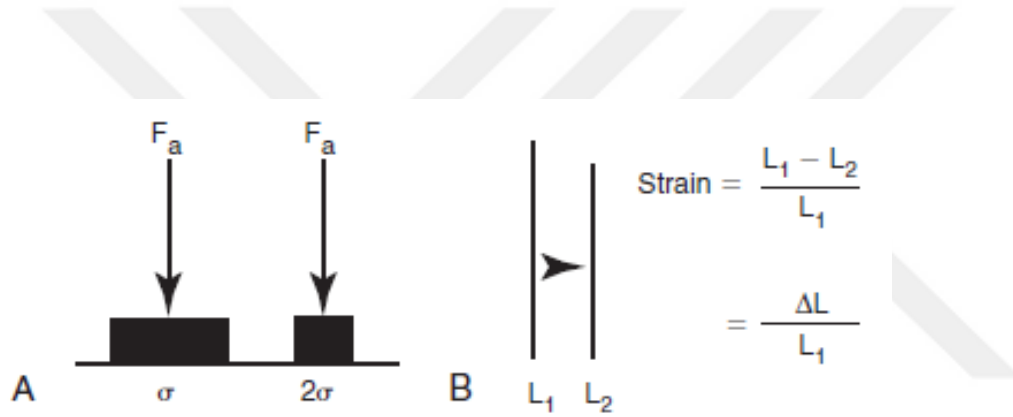
Gerinme (Strain): Bir malzemenin, uygulanan stres sonucunda geçirdiği deformasyon derecesini ifade eder. Gerinme, bir cismin boyutunda meydana gelen uzama veya kısalmanın, cismin başlangıçtaki boyuna oranı olarak tanımlanır. Gerinme bir malzemenin yük altında boyut değişimidir (Frydryšek vd., 2016). Matematiksel olarak, $\text{gerinme} = (\text{uzunluk değişimi}) / (\text{orijinal uzunluk})$ formülü ile ifade edilir.

Stres altında iki ana gerinme türü oluşabilir:

- Tensil (çekme) gerinmesi: Eğer bir cismin boyu uygulanan gerilim doğrultusunda artıyorsa, tensil gerinme meydana gelir ve bu pozitif olarak kabul edilir.

- Kompresif (basınç) gerinmesi: Eğer bir cismin boyu uygulanan kuvvet doğrultusunda azalıyorsa, kompresif gerinme meydana gelir ve negatif olarak değerlendirilir.

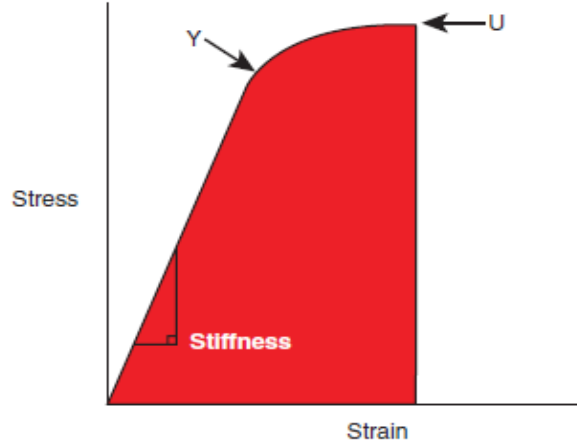
Bunun yanı sıra, makaslama gerinmesi, makaslama streslerine bağlı olarak meydana gelen deformasyonu ifade eder. Kırık oluşumunda, gerinme düzeyi kırık uçlarındaki hareketin miktarına bağlı olarak değişkenlik gösterir. Kemikteki gerilme, kemiğin lokalize deformasyonunun orijinal boyuna oranı ile belirlenir (Gürger, 2009; Türken, 2009). Gerinim, uzunluk başına uzunluk birimleriyle ifade edilen ve genellikle yüzde olarak ifade edilen yerel bir deformasyondur (Tobias ve Johnston, 2013) (Şekil 1.10).



Şekil 1.10: Gerilim (A) ve gerinim (B) çizimi. A, Kuvvet (F) bir bloğa uygulanır ve gerilim (σ) üretir. Yüzey alanı yarı yarıya azaltıldığında, gerilim aynı miktardaki kuvvet için iki katına çıkar (2σ). B, Gerinimin matematiksel tanımı, uzunluktaki değişimin orijinal uzunluğa bölünmesidir (Tobias ve Johnston, 2013).

Elastisite Modülü (Young Modülü): Bir malzemenin gerilme-gerinme (stress-strain) eğrisi üzerinden rijiditesini (katılığını) belirleyen temel bir mekanik parametredir (Şekil 1.11). Young modülü olarak da bilinen bu değer, bir malzemenin elastik deformasyon kapasitesini ve mekanik dayanıklılığını tanımlamak için kullanılır. Elastisite, bir malzemenin kendisine uygulanan dış kuvvetler kaldırıldığında orijinal boyutuna ve şekline geri dönme kabiliyetidir. Eğer bir malzeme elastik sınırın altında bir yüke maruz kalırsa, yük kaldırıldığında tamamen eski formuna döner. Ancak, uygulanan kuvvet elastik sınırı aşarsa, malzeme kalıcı deformasyona uğrar ve plastik deformasyon meydana

gelir. Bu durumda, malzeme eski şekline geri dönemeyerek yapısal değişiklikler gösterir (Gürger, 2009; Türken, 2009).



Şekil 1.11: Bir malzeme yüklendiğinde oluşan bir gerilim/gerinim eğrisinin çizimi. Eğrinin yükselen doğrusal kısmının eğimi malzemenin sertliğidir. Y noktası malzemenin akma noktasıdır. U noktası malzemenin nihai mukavemetidir. Sertlik eğrinin altındaki alan olarak tanımlanır (kırmızı gölgeleme). Eğrideki nihai kırılma noktası U, malzemenin daha fazla gerilmeye dayanamayacağı ve başarısız olduğu yeri gösterir. Eğrinin altındaki alan, aynı zamanda tokluk olarak da kabul edilir ve yükleme işlemi sırasında emilen toplam enerjiyi temsil eder (Tobias ve Johnston, 2013).

Akma Gerilmesi (Yield Stress): Bir malzemenin plastik deformasyona uğramadan dayanabileceği en yüksek gerilme seviyesidir. Akma gerilmesi aşıldığında, malzeme elastik davranıştan çıkar ve geri dönüşü olmayan plastik deformasyon sürecine girer. Bu kritik nokta, malzemenin mekanik dayanımını belirleyen önemli bir parametre olup, mühendislik ve biyomekanik alanlarında yük taşıma kapasitesinin analiz edilmesinde yaygın olarak kullanılır (Gürger, 2009; Türken, 2009).

Deplasman: Bir yapıda mekanik veya fizyolojik yüklenme altında meydana gelen deformasyona deplasman denir (Gürger, 2009; Türken, 2009). Kırık uçlarının birbirine göre yer değiştirmesi olarak tanımlanır. Deplasman miktarı, fiksasyon stabilitesi açısından önemlidir (Frydryšek vd., 2016).

Kayma gerilmesi: Cismin yüzeyine paralel olan gerilmeye kayma gerilmesi denir (Gürger, 2009; Türken, 2009). Kayma gerilimi, vücuttaki bir noktadan geçen bir düzleme paralel iç kuvvetlerin yoğunluğudur ve birim alan başına kuvvet olarak ifade edilir (Markel, 2019). Kayma Birim Şekil Değişimi: Kayma gerilmeleri etkisi ile numunede meydana gelen deformasyon, kayma birim şekil değişimi olarak ifade edilir. (Gürger, 2009; Türken, 2009)

Katılık: Bir cismin deformasyona karşı koyabilme kabiliyetidir. Yük /Deformasyon veya Tork / Rotasyon eğrisidir. Rijidite ile aynı anlamda kullanılır. (Gürger, 2009; Türken, 2009)

Burulma momenti (tork): Bir rotasyon merkezine belirli uzaklıktan uygulanan kuvveti belirtir. Rotasyon merkezine olan uzaklık arttıkça tork miktarı artar. (Gürger, 2009; Türken, 2009) (Şekil 1.12).



Şekil 1.12: Tarsocrural eklem etrafındaki momentlerin dengesi. Zemin reaksiyon kuvveti, bir moment (yani, pes'in tarsocrural eklem etrafındaki dorsal yer değiştirme eğilimi) oluşturan bir kranial moment kolu aracılığıyla etki eder. Yürüyüş döngüsünün duruş fazı sırasında, bu moment, kalkaneus'u çeken ortak kalkaneus tendonu aracılığıyla etki eden gastroknemius kasları tarafından üretilen momentle dengelenir (Tobias ve Johnston, 2013).

Eylemsizlik Momenti: Bir cismin mevcut konumunun değişmesine gösterdiği dirençtir. Yüksek eylemsizlik momenti cismin yapısal olarak güçlü olduğunu gösterir (Gürger,2009; Türken, 2009).

Mukavemet: Kemiğin taşıyabileceği maksimum yük ve dayanabileceği deformasyondur.

Sağlamlık: Eğrinin altındaki alanla ölçülür; kemik kırılmadan önce ne kadar enerji absorbe ettiğini gösterir. Yüksek tokluk, kırık anında daha fazla doku hasarına yol açabilir.

Sertlik: Elastik bölgenin eğimi ile ilişkilidir. Dik eğim, daha sert bir yapıya işaret eder (Markel, 2019).

1.5.2. Kemik Dokusunun Biyomekanik Özellikleri

İskelet sistemi, iç organları koruma, kaslara tutunma alanı sağlama ve hareketi destekleme işlevine sahiptir. Kemik dokusu, bu görevleri yerine getirebilmek için dinamik, vasküler ve metabolik olarak aktif bir yapıya sahiptir. Yaşam boyu yenilenme kapasitesine sahip olup, mekanik ihtiyaçlara göre özelliklerini uyarlayabilir (Gürger, 2009; Türken, 2009). Wolff yasasına göre kemik, yüksek stres alanlarında yoğunlaşarak minimal ağırlıkla maksimum dayanıklılığı sağlayacak şekilde yeniden şekillenir (Tobias ve Johnston, 2013). Kemik, uygulanan mekanik streslere göre kendini yeniden şekillendirir. Düşük stres bölgelerinde kemik rezorpsiyonu artarken, yüksek stres bölgelerinde kemik yapımı teşvik edilir (Mavrogenis vd., 2018). Viskoelastik yapısı, yüklenme hızına bağlı olarak mekanik özelliklerini değiştirir; hızlı yüklenme altında daha dayanıklı, yavaş yüklenmede ise daha zayıftır. Bu adaptasyonun evrimsel kökenleri olduğu düşünülmektedir. Metabolik optimizasyon, kemiğin fazla kütle oluşturmada ani darbelere dayanmasını sağlar. Viskoelastik yapısı, darbeleri absorbe ederek kırılma riskini azaltır (Tobias ve Johnston, 2013). Kemik, elastik ve viskoz bileşenleri bir arada barındıran viskoelastik bir yapıya sahiptir. Yüklenme hızına bağlı olarak farklı mukavemet gösterir; hızlı yüklenmelerde daha sert bir davranış sergiler (Ma vd., 2017).

Kortikal kemiğin anizotropik özelliği, mekanik dayanımın yükleme yönüne bağlı olmasına neden olur. Uzun kemikler, eksenleri boyunca uygulanan kuvvetlere daha iyi

direnç gösterir ve bu, yerçekimine karşı optimal hizalanmalarıyla evrimsel olarak mantıklıdır (Tobias ve Johnston, 2013)

Kemiklerin mekanik özellikleri, kortikal ve süngerimsi kemik olmak üzere iki ana makroskopik tipe göre farklılık gösterir. Kortikal kemik, daha sert ancak düşük gerilmede kırılabilir olup, yaklaşık %2 gerilmede başarısız olur. Süngerimsi kemik, daha sünek bir yapıya sahip olup, %75'e kadar gerilime dayanabilir ve daha fazla enerji depolayabilir. Kortikal kemik, sınırlı elastik deformasyon kapasitesine sahiptir ve en zayıf noktası olan çimento hatlarında osteon ayrılmasıyla akma davranışı gösterir (Markel, 2019).

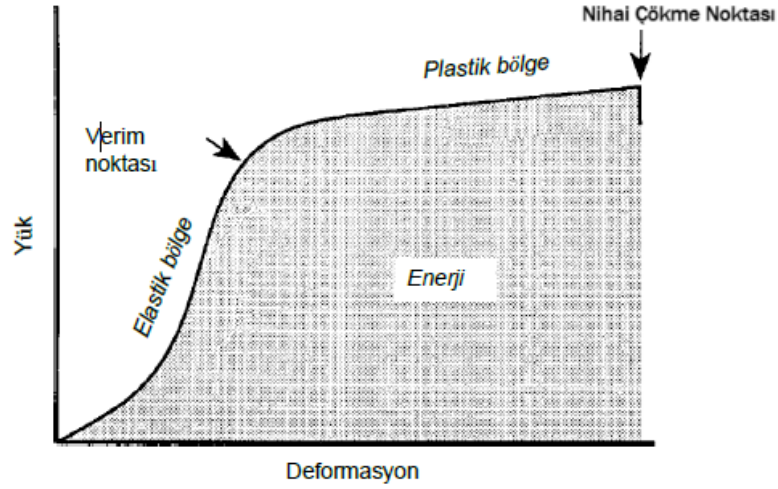
Kemikler anizotropik malzemelerdir; yani, farklı yönlerden gelen yüklemelere karşı farklı mekanik özellikler sergilerler. Örneğin, kemiğin eksenel yönde sıkıştırmaya karşı daha dirençli olması bu özelliğin bir sonucudur (Mavrogenis vd., 2018).

Sıkıştırma altında daha güçlü, çekme altında ise daha zayıftır. Yükleme yönü ve kemik mekanik özellikleri arasındaki ilişki karmaşık bir yapıya sahiptir (Markel, 2019).

Yük-Deformasyon Eğrisi ve Kemik Mekaniği: Yük-deformasyon eğrisi, bir kemik veya yapının mekanik davranışını (dayanıklılık, sertlik, sağlamlık) değerlendirmek için kullanılır (Markel, 2019). Bir malzemeye uygulanan yük (force) ve bu yük altında meydana gelen deformasyon (strain) arasındaki ilişki, yük-deformasyon eğrisi ile gösterilir (Mavrogenis vd., 2018).

Bu eğri, dış yük altında kemikte oluşan deformasyonun nasıl değiştiğini gösterir ve dört temel bölgeden oluşur:

1. **Elastik Bölge:** Yük kaldırıldığında kemik eski haline döner. Eğrinin doğrusal kısmıdır; eğim, yapının sertliğini gösterir.
2. **Akma Noktası:** Yükün kalıcı deformasyona yol açtığı kritik nokta. Bu noktadan sonra kemik plastik davranış sergiler.
3. **Plastik Bölge:** Yük artışına rağmen deformasyon hızla artar. Kemik daha az serttir ve kırılma öncesi enerji absorbe eder.
4. **Nihai Çökme Noktası:** Kemik tamamen kırılır. Bu nokta, yapının nihai mukavemetini belirler (Markel, 2019) (Şekil 1.13).



Şekil 1.13: Kemik gibi viskoelastik bir yapının yük-deformasyon eğrisi. Bu eğriden birkaç önemli mekanik parametre belirlenebilir. Nihai kırılma noktası, kemiğin kırıldığı yüküdür. Yapının sertliği, eğrinin ilk elastik bölgesinin eğimi ile gösterilir. Eğrinin altındaki alan, kemiğin yüklenirken depoladığı enerjiyi tanımlar. Kırılma sırasında, bu enerji kemiğe ve çevresindeki yumuşak dokulara salınır (Markel, 2019).

Kemik Geometrisinin Biyomekanik Davranış Üzerindeki Etkisi: Kemik geometrisi, biyomekanik davranışını doğrudan etkiler. Gerilim ve kompresyon altında, kemiğin kırılma yükü ve sertliği, kesit alanı ile orantılıdır; kesit alanı arttıkça dayanıklılığı artar. Eksenel yükleme testlerinde, kesit alanı (A) ve elastik modül (E), kemiğin eksenel deformasyona karşı direncini belirler. Eğilme durumunda, kemiğin mekanik davranışı kesit alanı ve nötr eksen etrafındaki dağılımına bağlıdır. Daha büyük bir alan atalet momenti, kemiğin sertlik ve dayanıklılığını artırır. Uzun kemikler, daha büyük bükülme momentlerine maruz kalarak yüksek çekme ve basma gerilmelerini tolere edebilir. Burulma yüklemesinde, polar atalet momenti arttıkça, kemik burulmaya karşı daha dirençli hale gelir. Tork-dönme eğrisinin doğrusal kısmı, burulma sertliği ve direncini belirleyen temel göstergedir (Markel, 2019).

1.5.3. Kırık Biyomekaniği

Kemikler normal işlevleri sırasında birçok ve birleşik kuvvete maruz kalırlar. Bu kuvvetlerin toplamının büyüklüğü kemiğin nihai mukavemetini aştığında, bir kırık meydana gelir (Tobias ve Johnston, 2013).

Kemiğe uygulanan yükün kinetik enerjisi, $\frac{1}{2} MV^2$ formülü ile hesaplanır; burada M, cismin kütlesini, V ise hızını temsil eder. Hızdaki küçük artışlar, enerjide büyük değişimlere neden olabilir. Kırık anında, kemik tarafından absorbe edilen enerji aniden boşalarak daha fazla yapısal hasar, fragman oluşumu ve deplasmana yol açar. Bu durum, ani travmalarda olduğu gibi indirek kırıklarda da gözlemlenir (Gürger, 2009; Türken, 2009).

Aksiyal kuvvetler, kemiğin uzun eksenini boyunca etkili olup, çekme kuvvetleri kemiği uzatırken, basınç kuvvetleri kısaltır. Torsiyonel kuvvetler, kemiği uzun eksenini etrafında döndürerek kayma gerilimi oluşturur ve bu gerilim, eksenenden uzaklaştıkça artar. Bükme kuvvetleri, kemiğin bir tarafında dışbükey, diğer tarafında içbükey stres oluşturarak deformasyona neden olur (Tobias ve Johnston, 2013).

Bükme kuvvetleri farklı şekillerde uygulanabilir. Bunlar:

Saf bükülme: Kemiğin her iki ucuna eşit ve zıt yönlü bükme momenti uygulanarak tüm uzunluk boyunca eşit gerilim oluşturur.

Konsol bükülmesi: Kemiğin bir ucu sabitlenip diğer ucuna enine yük uygulandığında, en yüksek bükülme momenti fiksasyon noktasında oluşur ve kırık bu bölgede meydana gelir.

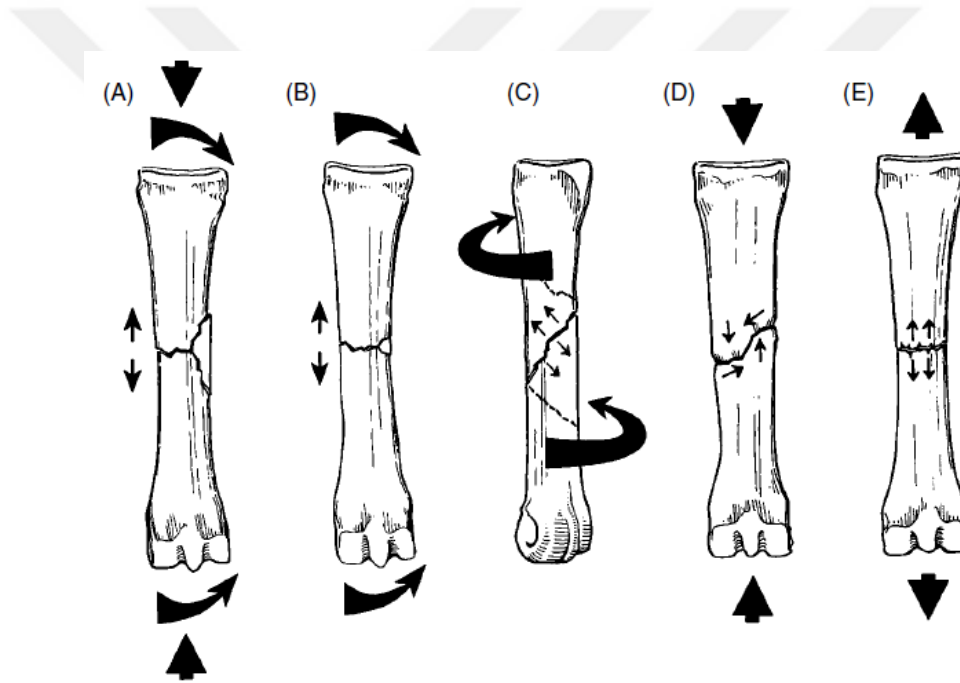
Üç noktalı eğilme: Her iki uca eşit yük uygulanırken, arada bir noktaya ters yönde yük eklenerek en büyük bükülme momentinin burada oluşmasına neden olur.

Dört noktalı eğilme: İki uç ve ara noktalara uygulanan zıt yükler sonucu belirli bir bölgede sabit bükülme momenti oluşturur.

Bu yükleme mekanizmaları, özellikle apendiküler iskelette nadir görülür ve kırık oluşum bölgeleri yükleme tipine bağlı olarak değişir.

Kırık Modelleri: Kemiğin şekli kırık modelinde bir miktar etkiye sahip olsa da, kırık modeli büyük ölçüde kırığa neden olan kuvvetlerin yönelimi ve her yükleme yöneliminde kemiğin bağıl mukavemeti tarafından belirlenir (Tobias ve Johnston, 2013) (Şekil 1.14).

Kompresyon sırasında, kemiğin uçlarına eşit ve zıt basınç kuvvetleri uygulanarak iç yapıda basınç gerilmeleri ve gerinimleri oluşturulur. Maksimum basınç gerilimi, uygulanan yüke dik düzlemde meydana gelir. Sıkıştırma altında kemik kısalmır ve genişler. Kırık ise osteonlar boyunca eğik yönde gelişir. Eğik kırık açısı, maksimum kayma gerilimi düzlemine (kompresif yük yönüne 45°) karşılık gelir. Kemik, kompresyon altında en dayanıklı, gerilim altında ise en zayıf yapıya sahiptir (Markel, 2019).

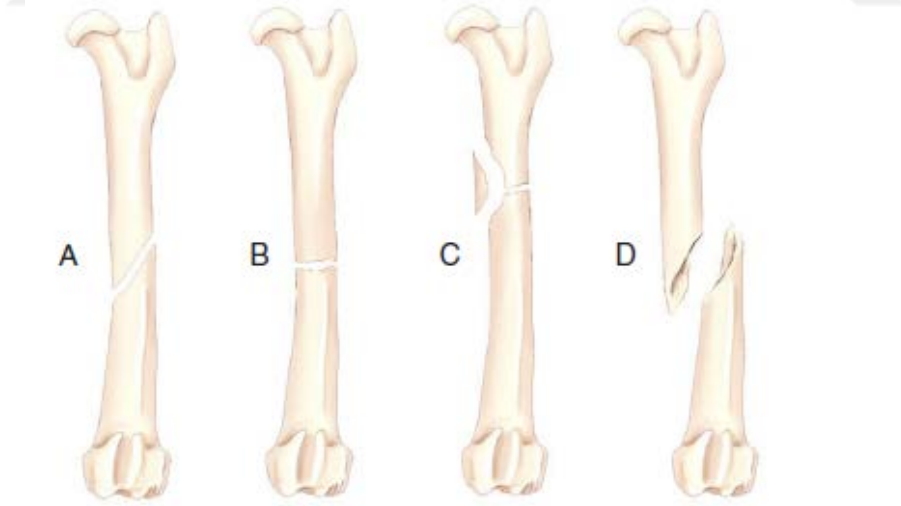


Şekil 1.14: Sıkıştırma ve eğilmede, kemik başlangıçta gerilimde bozulur (küçük oklar) ve kırık kemiğin sıkıştırma yüzeyine doğru yayılır ve büyük bir kelebek parçasıyla sonuçlanır. (B) Saf eğilmede, kemik yine başlangıçta gerilimde bozulur (küçük oklar) ve kırık sıkıştırma yüzeyine doğru yayılır ve birleşik eğilme ve sıkıştırmada görüldenden daha küçük bir kelebek parçasıyla sonuçlanır. (C) Burulmada, kemik, yerel kesme ve gerilimin başarısızlığın kaynağı olduğu bir spiral desende bozulur. (D) Sıkıştırmada, kemik, kesme ve sıkıştırma kuvvetlerinin birleşimi nedeniyle eğik olarak bozulur. (E) Saf çekmede, kemik enine bozulur (Markel, 2019).

Uzun kemiklerde kırılma paterni, uygulanan harici yük türü ve büyüklüğüne bağlı olarak değişir:

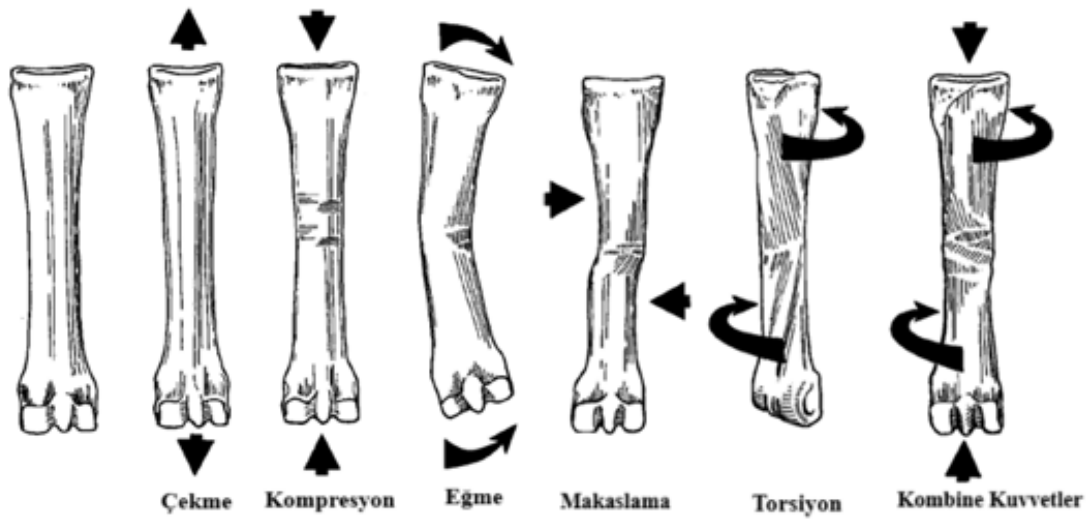
- (A) Sıkıştırma ve bükme: Kemik önce gerilim altında zayıflar, kırık sıkıştırma yüzeyine ilerleyerek büyük bir kelebek parçası oluşturur.
- (B) Saf eğilme: Gerilimde başarısız olan kemik, kırılma hattını basınç yüzeyine doğru ilerleterek daha küçük bir kelebek parçası oluşturur.
- (C) Torsiyon: Spiral kırık meydana gelir ve kırılma kesme gerilimi ve çekme kuvvetleri nedeniyle oluşur.
- (D) Sıkıştırma: Kesme ve sıkıştırma kuvvetlerinin birleşimidir. Kemiğin eğik kırılmasına neden olur (Markel, 2019).

Kompresyon kuvvetleri eğik kırıklara neden olur çünkü kemik (osteonal ve kollajen lif düzenlemesinin sonucu olarak) sıkıştırmaya göre kesmede önemli ölçüde daha zayıftır (Tobias ve Johnston, 2013) (Şekil 1.15).



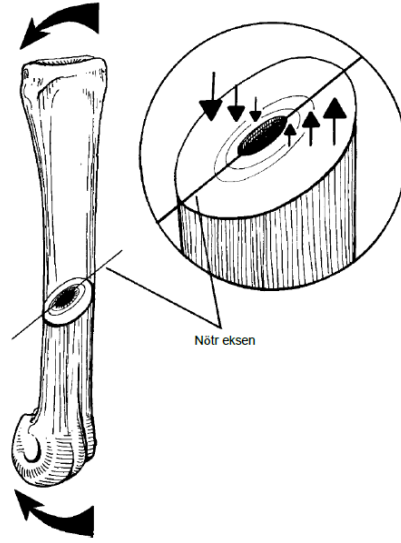
Şekil 1.15: Farklı kuvvetlerin yüklenmesiyle oluşan kırık desenlerinin gösterimi. A, Oblik kırık, aksiyal kompresyona özgüdür. B, Transversal kırık, eğilmeye özgüdür. C, Hafif parçalanmış kırık, eğilme ve aksiyal kompresyonun özelliklerine sahiptir. D, Spiral kırık, burkulmaya özgüdür (Tobias ve Johnston, 2013).

Saf çekme kuvvetlerinden kaynaklanan kırıklar nadirdir ve kemik şeklinden veya olgunlaşmamış kemik durumunda olduğu gibi, fizisin yeri ve şeklinden etkilenme eğilimindedir (Tobias ve Johnston, 2013). Çekme yüklemesi sırasında, bir yapının uçlarına eşit ve zıt çekme yükleri uygulanır. Bu da yapı içinde çekme gerilmeleri ve gerinimlere neden olur. Klinik olarak gerilme kırıkları; proksimal ulna, bazı proksimal sesamoid kemik kırıkları, patellar kırıklar ve bazı kalkaneal kırıklar dahil olmak üzere bir dizi yerde meydana gelir (Markel, 2019) (Şekil 1.16).



Şekil 1.16: Atın üçüncü metakarpal kemiğinde meydana gelebilecek çeşitli yükleme modları (Markel, 2019).

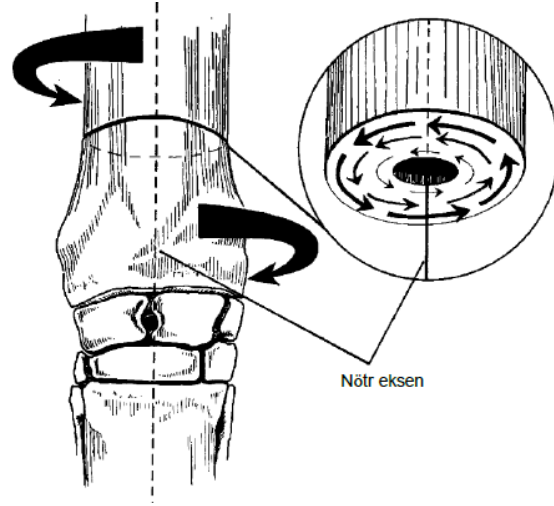
Bükülme kuvvetleri transversal kırıklarla sonuçlanır (Tobias ve Johnston, 2013). Transvers kırıklar saf tensil kuvvetlerin veya eğilme kuvvetlerinin sonucu oluşur. Kemikteki tensil kuvvete karşı yetersizliğin ilk cevabı; parçalı olmayan transvers kırıktır. Eğilme kuvvetleri ile kemikte basit transvers bir kırık hattı oluşur (Gürger, 2009; Türken, 2009) (Şekil 1.17).



Şekil 1.17: Bükülmeye maruz kalan at üçüncü metakarpal kemiğinin kesiti. Nötr eksen etrafındaki gerilim dağılımı (kesik çizgi) gösterilmiştir. Çekme gerilimleri kemiğin dorsal yüzeyinde, basınç gerilimleri ise palmar yüzeyinde etki eder. Gerilimler kemiğin periosteal yüzeyinde en yüksek ve nötr eksene yakın daha düşüktür (oklar). Çekme ve basınç gerilimleri eşit değildir çünkü kemik asimetriktir (Markel, 2019).

Bükülme kuvvetleri uygulandığında, kemiğin dışbükey yüzeyi gerilim, içbükey yüzeyi basınç altında kalır. Gerilimde daha zayıf olan kemik, kırılmayı gerilim yüzeyinde başlatır ve kırık basınç yüzeyine doğru ilerler (Tobias ve Johnston, 2013).

Torsiyon kuvvetleri, kemiğin uzun eksenini boyunca spinal kırıklara neden olur. Çatlak, kayma gerilimi düzlemleri (45° açıyla) boyunca spiral şekilde ilerleyerek orijinal uzunlamasına çatlakla birleşir ve uzunlamasına bir kırık segmenti oluşturur (Tobias ve Johnston, 2013) (Şekil 1.18).



Şekil 1.18: Burulma ile yüklenen distal yarıçapın kesiti; nötr eksen etrafındaki kayma gerilimlerinin dağılımı gösterilmiştir. Gerilimlerin büyüklüğü kemiğin periosteal yüzeyinde en yüksek ve nötr eksene yakın en düşüktür (oklar) (Markel, 2019).

Spiral kırıklar saf torsiyonel yaralanmalar sonucu oluşur. İki farklı kırık çizgisi mevcuttur; biri kemik etrafında dönen açılı bir çizgi, diğeri de spiralin proksimal ve distaline uzanan uzunlamasına çizgidir (Gürger, 2009; Türken, 2009).

1.6. Eksternal Fiksasyon

Eksternal fiksasyon; eksternal iskelet fiksasyonu, ESF veya Ex-Fix olarak da adlandırılan ve pinler, teller, klempler, rodlar veya halkaların bir kombinasyonunu kullanarak kemikleri yeniden stabilize etme yöntemidir (Moss ve Tejwani, 2007; Palmer, 2012).

Eksternal fiksasyon, modern travmatoloji ve ortopedide nispeten "yeni" olarak kabul edilmesine rağmen, binlerce yıldır hekimler ve cerrahlar tarafından kullanılmaktadır. Hipokrat, MÖ 377 yıllarında kapalı kırıkları tedavi etmek için kullanılan tahta atellerden oluşan ilkel bir eksternal fiksatör geliştirmiştir. Günümüzde ise çok çeşitli metal ve kompozit malzemelerin kullanımına evrilmiştir. Eksternal fiksasyonun geleneksel modern anlayışı 1840 yılında Jean-Francois Malgaigne ile başlamıştır. 1900'lerin başlarında ise modern eksternal fiksasyon bir büyüme dönemine girmiş ve yöntemleri gelişmeye devam etmiştir. Erken tek taraflı fiksatörlerin öncülerinden biri olarak kabul edilen Albin Lambotte, 1902'de kendi eksternal fiksatör tipini geliştirdi (Paul, 2003).

Anderson ve Hoffman, kırığın üç düzlemde de manipüle edilmesine izin veren ayarlanabilir bir pin-klemp geliştirerek Lambotte'un cihazını değiştirmiştir; bu, günümüzde kullanılan modern eksternal fiksatörlerin çoğunun öncüsüdür (Moss ve Tejwani, 2007).

II. Dünya Savaşı sırasında, kompakt ve nispeten hafif olması ve redüksiyon manevralarının basit olması nedeniyle cerrahlar tarafından kullanıldı (Pettit, 1992). Ancak sayısız komplikasyon ve kaynamama ile karşılaşmış ve bu da tekniğe "kaynamama makinesi" takma adını kazandırmıştır. Eksternal fiksasyonun kullanımı hızla azalmıştır. Klinik ve biyomekaniği yönünden yapılan pek çok araştırmadan sonra, eksternal fiksasyonun 1970 yıllarında Kuzey Amerika'da tekrar kullanılmaya başlamış ve şu anda kırık fiksasyonunda, deformite düzeltmede ve diğer cerrahi prosedürlerde yaygın olarak kullanılmaktadır (Moss ve Tejwani, 2007).

Genellikle modern dış fiksasyonun babası olarak anılan Ilizarov 1951'de Ilizarov, bir otobüs fabrikasından gelen metalik el yapımı parçalar kullanarak dairesel bir dış fiksasyon sistemi geliştirmiştir. Ilizarov'un tasarımı; birbirine dişli çubuklarla bağlanmış iki Kirschner telli çekme yayından oluşuyordu ve günümüzde üretilenlerden daha az sabitleme deliği olan ve tokalarla tutturulmuş çelik halkalara sabitlenmiş Kirschner tipi tellere sahip meşhur "halka" cihazına dönüştü. Ayrıca 1960'ların başlarında, Ilizarov, eksternal fiksatörünü kullanarak uzuv uzatma prosedürleri için distraksiyon osteogenezisini uygulamıştır (Paul, 2003).

Eksternal fiksasyon veteriner hekimlikte 1930-1940'lı yıllarda kullanılmaya başlanmış olsa da ekipman ve eğitim olanaklarının düşük olması sebebi ile 1990'lara kadar popüler olarak kullanılır hale gelmemiştir. 1990 yıllarından sonra kırık ve osteotomi sağaltımı amacıyla biyoloji dostu bir fiksator olarak kullanılmaya başlandığı bildirilmiştir (Palmer, 2012).

Eksternal fiksatörlerin başlıca kullanım endikasyonları; açık kırıkların immobilizasyonu, kemik uzatma operasyonları, geniş doku yaralanması veya yanıklarla birlikte olan kırık sağaltımı, pelvis kırıklarının immobilizasyonu, kemik kaybı olan kırıklarda ekstremité kısalığını önlemek, kırık ile damar ve sinir onarımı gereken olgularda kırık immobilizasyonu, konjenital kontraktürlerin yavaş yavaş düzeltilmesi, enfekte pseudoartrozların immoilizasyonudur (Arıcan, 2020). Ayrıca transartiküler eksternal

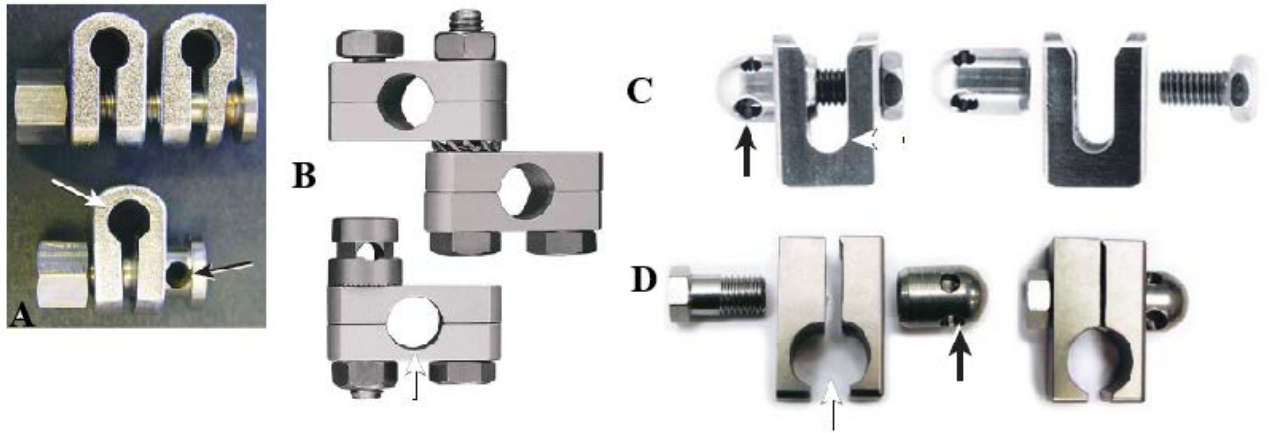
fiksasyon eklem yaralanmalarında rijit bir fiksasyon sağlar ve eklem açısının sabitlenmesinde etkili bir yöntemdir (Karabağlı, 2019).

Eksternal fiksasyonun uzun kalma süresi; pin yolu enfeksiyonu, eklem sertliği, kullanılmama atrofisi, psikolojik stres ve diğer birçok komplikasyon dahil olmak üzere dezavantajları vardır (Emara vd., 2015).

1.7. Eksternal Fiksator Bileşenleri ve Biyomekaniği

1.7.1. Klempler

Klempler, pinlerin ve tellerin, rodlara ve halkalara bağlanmasında birden fazla serbestlik derecesi ayrıca uyarlanabilirlik sağlar (Bible ve Mir, 2015). Klempler amaçlarına ve üretim özelliklerine bağlı olarak değişen serbestlik dereceleriyle üretilmişlerdir (Moss ve Tejwani, 2007). Geleneksel eksternal fiksator klempleri Kirschner-Ehmer sisteminin bir parçası olarak tasarlanmıştır (Decamp vd., 2015). Basit (yani tek) klempler bir pini bir roda bağlarken, modüler (yani çift) klempler birden fazla pinin bir roda bağlanmasına izin verir (Bible ve Mir, 2015). Tek klempler fiksasyon pinini ve bağlantı rodunu kavrar ve fiksasyon pininin ve civatanın ekseni olmak üzere iki eksenle dönebilir. Tek klempler, lineer fiksasyonlar için gereken klemplerdir. İki rodun birbirine bağlanması gerektiğinde, iki klempin civata ekseni etrafında döndüğü çift klempler kullanılır (Decamp vd., 2015). Çift klemplerde, pinleri klemp içinde simetrik olarak dağıtmak, klemp içinde en iyi pin sabitleme gücünü sağlar. Çift klemplerin kullanımıyla, kelepçe içindeki birden fazla pinde eşit olmayan tutma gücü olasılığı vardır, böylece sabitlemenin sertliğine müdahale eder. Bu sorun, basit klemplerin kullanımıyla önlenir (Bible ve Mir, 2015). Çift klemplerin tasarımı, çok düzlemli çerçevelerin yapımına olanak tanır ve bu klempler, Ehmer tarafından kullanılan temel tasarım olan tip IA çift klemp çerçevesinin ayrılmaz bir parçasıdır. Tek klempler kadar doğal olarak "sert" olmadıkları (yüklemeye maruz kaldığında deformasyona dayanıklı) için, çift klempler kırık fiksasyonunda yardımcı bir role indirgenmiştir (Decamp vd., 2015) (Şekil 1.19).



Şekil 1.19: (A) Kirschner-Ehmer klemp; tek ve çift klemler. (B) IMEX-SK klemp; tek ve çift. (C) Securos klemp. (D) Titan klemp. Siyah ok, transfiksasyon pinlerinin yerleştirileceği; beyaz ok, rodların yerleştirileceği bölgeleri göstermektedir (Tobias ve Johnston, 2013).

Kirschner-Ehmer klempine göre belirgin iyileştirmeler sunan iki klemp tasarımı mevcut hale gelmiştir. Bunlardan biri olan Secur-U eksternal fiksasyon klemp (Securos) birkaç tasarım avantajına sahiptir (Decamp vd., 2015). Klemp üç bileşenden oluşur: U şeklinde bir parça, bir baş parçası ve bir cıvata (Kraus vd., 2008). Bu klemp, daha önce takılmış iki klemp arasındaki bağlantı çubuklarına uygulanabilir ve herhangi bir yere geliştirilmiş dişli pinlerin takılmasına olanak tanır. Secur-U klemplerinin, geleneksel Kirschner-Ehmer klempine kıyasla pin kelepçesi kaymasına karşı daha dirençli olduğu gösterilmiştir ve Secur-U klempleriyle yapılan tip II çerçeveler, standart Kirschner-Ehmer sistemine kıyasla aksel basınçta 1,64 kat daha rijittir (Decamp vd., 2015). U şeklinde parça ve baş birlikte yerleştirilebilir, ardından bir sabitleme pini üzerinden kaydırılabilir ve roda enine şekilde takılabilir. Bir cıvata baş bileşenine vidalanır. Baş parçası, U şeklinde parçaya çekildikçe, baş parçasındaki bir eğim roda temas eder. Bu temas alanında, klemp, pini ve rodu sağlam bir şekilde birleştiren paslanmaz çelikte küçük bir deformasyon şekillenebilir. U şeklinde bileşen yalnızca elastik olarak bükülür. Sonuç olarak, kullanım sırasında gevşemeyi önleyen bir kilit rondelası gibi davranır. Çift klemp ise iki U şeklinde bileşen, bir baş bileşeni, daha uzun bir cıvata ve küçük bir manşon kullanılarak yapılır (Kraus vd., 2008).

Secur-U klemp kçük ve orta boyutlarda mevcuttur ve sırasıyla 1/8 inç (3,2 mm) ve 3/16 inç (4,8 mm) geleneksel paslanmaz çelik bağlantı çubuklarına bağlanır. Küçük

Secur-U kelepçesi, 1/6 inç (1,6 mm) veya 3/32 inç (2,3 mm) şaft çapına sahip sabitleme pinleri ile kullanılabilir. Büyük Secur-U klempli, 3/32 inç (2,3 mm) veya 1/8 inç (3,2 mm) şaft çapına sahip fiksasyon pinlerini ile kullanılabilir (Decamp vd., 2015).

Securos sistemine özgü yöntemler de fiksasyon çerçevesi basitçe değiştirilerek ağırlık taşıyan kuvvetlerin kemiğin uzun ekseninden geçmesine izin verilir (eksenel dinamizasyon) ve fiksasyon pinlerini çıkarmaya gerek kalmaz. Artırma çubukları kullanan tek taraflı çerçevelerde, çubuklar çıkarılabilir ve sertlik %25-30'a düşürülebilir. Ayrıca iki taraflı fiksatorlerde, kelepçe cıvatası biraz daha uzun olanla değiştirilebilir. Bu cıvatanın kolay tanımlama için altıgen bir kafa yerine kare bir kafası vardır. Bu, klemplerin rod boyunca kaymasını sağlar, ancak pin klempe sabitlenir. Bu nedenle, ağırlık taşıma ve bükülme kuvvetleri desteklenirken, iyileşen bir kırığa saf aksel yüklerin uygulanmasına neden olur (Kraus vd., 2008).

Securos sistemi gibi, IMEX-SK sistemi de Kirschner-Ehmer klempte yaşanan sorunların üstesinden gelmek için tasarlanmıştır (Kraus vd., 2008). SK klempli, mevcut bir fiksator çerçevesindeki daha önce takılmış iki klempten birine klempten eklenmesine izin veren bölünmüş bir klemptir. SK klempli, daha geniş bir fiksasyon pini çapı aralığına uyum sağlayabilir ve geliştirilmiş dişli pinlerin doğrudan klempten cıvatasından geçmesine izin verir. Bu nedenle, gelişmiş dişli pinlerin birden fazla noktaya yerleştirilmesi, geleneksel Kirschner-Ehmer sistemini kullanmaktan çok daha kolaydır (Decamp vd., 2015). Klempten tasarımı, yapı içinde herhangi bir konumda farklı sabitleme pini çaplarının kullanılmasını sağlar (Kraus vd., 2008). Küçük SK klempli, çapı 3/32 inç (2,3 mm) ile 5/32 inç (4,0 mm) arasında değişen fiksasyon pinlerine uyum sağlayabilir. Büyük SK klempli, çapı 1/8 inç (3,2 mm) ile 3/16 inç (4,8 mm) arasında değişen fiksasyon pinlerine uyum sağlayabilir. Mini SK klempli, çapı 0,035 inç (0,9 mm) ile 3/32 inç (2,5 mm) arasında olan sabitleme pinlerine uygundur (Decamp vd., 2015).

Klempleme pozisyonunun kullanımı mekanik olarak avantajlıdır. Lineer ESF kullanıldığında, fiksasyon pininin çalışma uzunluğunu (kemiğin yakın korteksi ile klempten, klempleme kısmı arasındaki mesafe) azaltmak için, fiksasyon klempten, pin tutma kısmı cilde doğru olacak şekilde roda yerleştirilmelidir. Pin tutma kanalının kemiğe doğru yönelimi önemli olsa da, klempten pin tutma kısmının, rodların kranial veya kaudal tarafındaki konumu da dikkate alınmalıdır. Tipik olarak klempten, fiksasyon pininin istenen

enine kesitli yumuşak doku ve kemik anatomisini geçecek şekilde yönlendirileceği şekilde konumlandırılır. Bazı durumlarda, bazı pinlerin rodlara kranial olarak yönlendirilmiş klemplere ve diğerlerinde ise ona kaudal olarak yönlendirilmiş klemplere sabitlenmesi anatomik olarak uygulanabilir ve mekanik olarak avantajlıdır (Palmer, 2012).

1.7.2. Pinler ve Teller

Eksternal bir iskelet fiksatorünün, kullanılan cihaz veya sistemden bağmsız olarak iki temel elemanı vardır. Bu temel bileşenler fiksasyon pini ve bağlantı kolonudur. Fiksasyon pinleri, büyük kemik segmentlerini tutan perkütan cihazlardır (Kraus vd., 2008). Pinler ve teller, yan çubukları ve kelepçeleri kemiğe bağlar ve eksternal fiksasyonun stabilitesinde kritik bir bağlantıdır. Pinler ve teller çok sayıda şekil, boyut ve malzemede mevcuttur (Moss ve Tejawani, 2007).

Bir fiksasyon pini, uzun bir kemiğin her iki korteksine de nüfuz etmelidir çünkü bu sayede kemikle en iyi arayüzü sağlar. Yarım pin uygulamasında pin, yalnızca kemiğin bir tarafındaki deriye ve yumuşak dokulara, ardından stabilize edilecek kemiğin yakın korteksine ve uzak korteksine nüfuz eder (Kraus vd., 2008). Yarım pinler, kemiğin ve uzuvun yumuşak dokusundan yalnızca bir tarafta çıkıntı yapar ve çıkıntılı sap daha sonra bir kenar çubuğuna bağlanabilir ve daha az hacimli ve bilateral çerçeveden daha az anatomik yapıyı riske atan tek taraflı bir eksternal fiksasyon yapısı oluşturabilir. Günümüzde yarım pinler daha yaygın olarak kullanılmaktadır (Moss ve Tejawani, 2007). Yarım pinler, tip I çerçevelerde kullanılan tek pindir (Decamp vd., 2015). Tam pin uygulamasında pin, kemiğin bir tarafındaki deriye ve yumuşak dokulara, kemiğin iki korteksine nüfuz eder, ardından uzuvdan geçerek karşı taraftan çıkar. Tam pin, uzuvların her iki tarafında birer tane olmak üzere iki bağlantı kolonuna sabitlenir (genellikle medial ve lateral). Tam pin her iki taraftan desteklendiğinden, yarım pimden çok daha güçlüdür (Kraus vd., 2008). Tam pinler, tip II erevelerin temelini oluşturur (Decamp vd., 2015) (şekil 1.20).



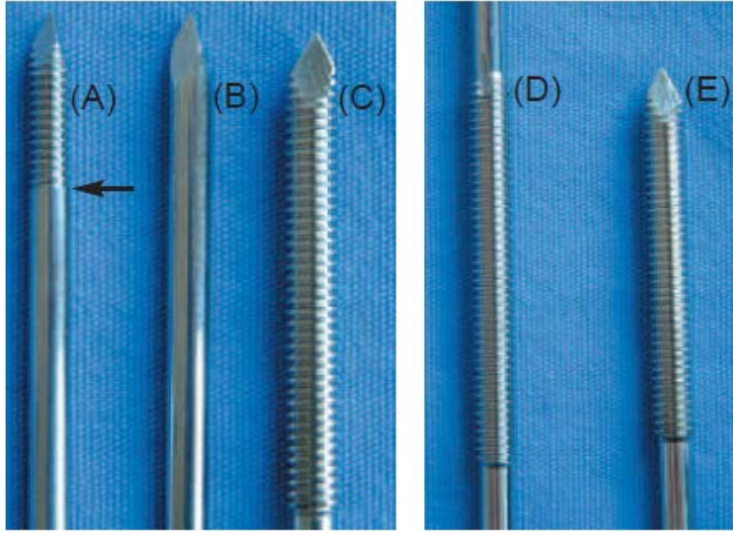
Şekil 1.20: Yarım pin uygulaması (A), Tam pin uygulaması (B) (Palmer, 2012).

Pinler tasarım olarak pürüzsüz, kısmen dişli veya tamamen dişli olabilir. Pürüzsüz pinler genellikle kemiğe yerleştirildikten sonra uygun çapta kesilmiş Steinmann pinleridir (Decamp vd., 2015). Veteriner hekimliğinde kullanılan modern fiksasyon pinleri, implant sınıfı, sertleştirilmiş paslanmaz çelikten yapılır ve geleneksel Steinmann pinlerinden çok daha serttir. Bu pinler dişlidir, bükülmeye karşı direnç gösterir ve böylece pin-kemik arayüzünü artırır (Kraus vd., 2008). Geliştirilen çeşitli pin kaplamaları ve tasarımları arasında, hidroksiapatit kaplı pinler de kaplamasız pinlere kıyasla önemli ölçüde iyileştirilmiş pin kemiği arayüzü sağlar (Bible ve Mir, 2015).

Fiksasyon pinlerinin ucu yivli veya ortası yivli olabilir (Şekil 1.21). Ortası yivli pinler tip II veya tip III eksternal fiksator çerçevelerinde tam pinler olarak kullanılır. Ortadaki yivler kemiği tutar ve düz olan pin uçları deri yüzeyinden dışarı çıkar. Ucu yivli pinler çoğunlukla yivlerin kavrayacağı korteks sayısına göre tanımlanır (tek korteks veya çift korteks ucu yivli pinler). Tek korteks ucu yivli pinlerin yivleri pin ucuna yakındır; böylelikle pinin kendisi her iki kortekse girse de, yivler yalnızca uzak korteksi kavrar. Çift korteks ucu yivli pinlerde her iki korteksi de kavramaya yetecek uzunlukta yiv bulunur. Yivli pinler ayrıca yiv profiline göre de (negatif veya pozitif) tanımlanır. Yivli kısım öz çapı, düz kısım çapından küçük olan, ortası yivli ve ucu yivli pinlerin negatif yiv profili vardır. Düz ve yivli bölgelerdeki öz çap aynıysa yiv profili pozitifdir (Fossum, 2013). Modern fiksasyon pinleri, dişlerin pinin çekirdek çapının üzerine çıkarıldığı anlamına gelen pozitif profilli dişlere sahiptir (Kraus vd., 2008). Bir pinin en zayıf noktası, büyük bir gerilim yükselticisi oluşturan dişli ve düz kısmın birleşim yeridir. Bu nedenle, pinin birleşimini pin-kemik ara yüzüne, en yüksek gerilimin olduğu yere

yerleştirmekten kaçınılmalıdır. Mümkmñse, sap proksimal kortekse gñmñlmeli ve pinin sertliği iki katına çıkarılmalıdır. Ayrıca, yalnızca pñrñzsñz sap açığa çıkarıldığında yumuşak dokular daha az tahriş olur ve iltihaplanır (Bible ve Mir, 2015). Dişli pinler, dñz pinlerden daha iyi tutma gñcñne sahiptir (yaklaşık on kat daha fazla) ve çoğu ereve de tñm sabitleme pinleri ya dişli olarak ya da dñz ve dişli pinlerin bir kombinasyonu ile yapılmalıdır. Ayrıca pozitif dişli profilli pinler en fazla tutma gñcñnñ sunar ve u dişli yarım pinler, dişli ve dişsiz alanların birleşim noktasında sertlik kaybına uğramaz. Tip I tek taraflı çerçevelerde, bu pinleri bir pin kñmesinin her iki ucuna yerleştirmek en uygundur. Tip II ve III çerçevelerde en azından, en proksimal ve en distal tam pinler için merkezi dişli, pozitif dişli profilli pinler önerilir (Decamp vd., 2015).

Pinlerin doğrudan elektrikli matkapla yerleştirilmesiyle ilişkili aşırısı ısı üretimi ve kemik mikrotravmasını önlemek için, ESF pinleri önceden delinmiş bir kemik kanalına yerleştirilmelidir (Palmer, 2012). Tñm pin tipleri için, pinin önceden delinmiş deliklere yerleştirilmesi sırasında kaydedilen sıcaklıkların, önceden delme yapılmadan kemiğe yerleştirilen pinlere göre önemli ölçñde daha dñřñk olduğu gözlenmiştir (Moss ve Tejwani, 2007). Ayrıca pozitif dişli profilli pinlerin yerleştirilmesi için bir pilot delik açmak, pinin sıkılığını (u yerleştirme torku) ve akut olarak çekme mukavemetini, önceden delme yapılmamasına kıyasla sırasıyla %25 ve %14 oranında artırabilir. Bir pilot delik kullanıldığında pin-kemik arayñzñnde kortekste daha az mekanik hasar gelişir ve zamanla daha az kemik rezorpsiyonu meydana gelebilir (Decamp vd., 2015). Tñm pin tipleri için, pinin önceden delinmiş deliklere yerleştirilmesi sırasında kaydedilen sıcaklıkların, önceden delme yapılmadan kemiğe yerleştirilen pinlere göre önemli ölçñde daha dñřñk olduğu gözlenmiştir.



Şekil 1.21: (A) Negatif profil Ellis pini. Siyah ok ile gösterilen dişli ve düz kısmın birleştiği yer pinin en zayıf noktasıdır. (B) Steinmann pini (trokar uçlu). (C) Pozitif profil Shanz pini (D) Ortası yivli pozitif profil Shanz pini. (E) Ucu yivli pozitif profil pin (Cor, 2005).

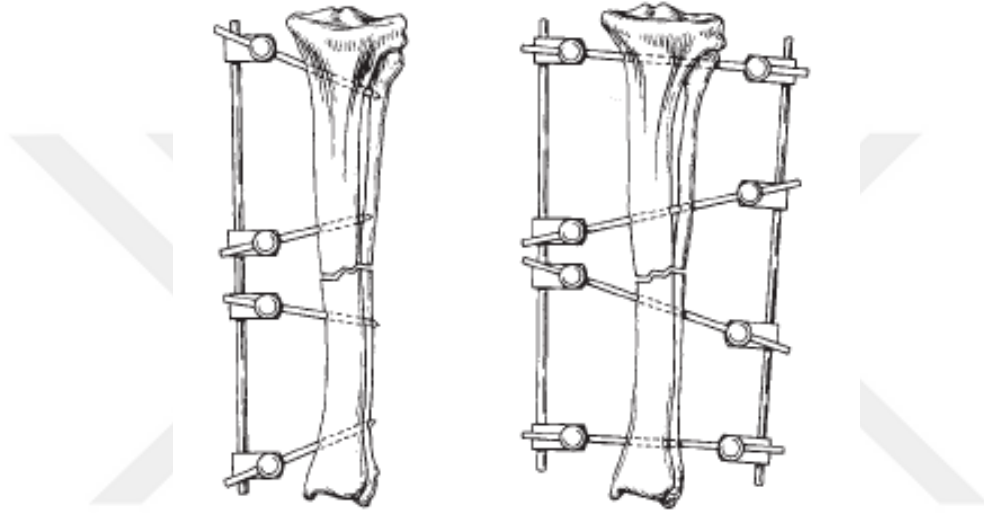
Pin bükülme mukavemeti, pin yarıçapındaki artışın dördüncü kuvvetine kadar artırılır (Bible ve Mir, 2015). Bu bükülme sertliği, yarıçaplarının 4. kuvvete yükseltilmesiyle orantılı olduğundan, pin çapındaki küçük kademeli artışlar sertlikte önemli iyileştirmeler sağlar (Palmer, 2012). 6 mm'lik bir pin, 4 mm'lik bir pine göre beş kat daha serttir (Moss ve Tejwani, 2007). Bu sertlik kazanımı kritiktir çünkü pin sertliğinin azalması pin-kemik arayüzünde artan strese neden olur ve bu da mikro harekete ve nihai pin arızasına yol açar (Bible ve Mir, 2015). Tersine, kemik gücünde orantılı kayıp, kemik çapının %20'sinden daha büyük dairesel kortikal defekt boyutunda kademeli artışlarla meydana gelir (Palmer, 2012). Bu nedenle, en büyük çaplı pin kullanılmalıdır; ancak olası bir kırığa yol açan önemli bir stres yükselticisi oluşturma riskini en aza indirmek için pin, kemiğin üçte bir çapını geçmemelidir (Bible ve Mir, 2015). Temel kural, öncelikle pin boyutunun seçilmesi ve bunun kemik çapının %25 ile %30'unu geçmemesi gerektiğidir (Cor, 2005). Kemik çapının %25 ile %30'undan daha büyük pin çapları kemiği zayıflatır ve kullanımından kaçınılmalıdır (Decamp vd., 2015). Sirküler ESF'ler (CESF) genellikle gerilim altında 1,6 mm dişsiz fiksasyon telleriyle uygulanır. Bu ince teller, dış kemik korteksine uygulanabilen tellerdir. Standart trokar uçlu Kirschner telleri fiksasyon telleri olarak kullanılabilirken, tek ucu kesme noktasına sahip amaca özgü fiksasyon telleri tercih edilir, çünkü bunlar korteksi çok daha düzgün keser ve amaçlanan yön yolundan

sapmaya daha az eğilimlidir. CESF'ler ve hibritlerle gergin teller veya fiksasyon pinleri de kullanılabilir ancak genellikle herhangi bir tek kemik segmentinin fiksasyon elemanları olarak pin ve tel kombinasyonlarının kullanılmasından kaçınılması önerilir. Çok kısa eklem arası segmentlerin fiksasyonu için ince tellerin kullanılması avantajlıdır (Palmer, 2012).

Pin-kemik arayüzü, pinlerin etrafında kemik erimesine ve ardından pin gevşemesine yol açabilen çok yüksek stres yüklerine maruz kalır. Her kemik segmenti için minimum iki pinden fiksasyon pinlerinin sayısını artırmak, pin-kemik arayüzünün alanını artırır, böylece görülen en büyük postoperatif komplikasyon olan kemik rezorpsiyonu ve buna bağlı pin gevşemesinin sıklığını azaltır (Decamp vd., 2015). Pratikte, genellikle kemik segmenti başına 3 veya 4 pin kullanılır, çünkü ek pinler çok az mekanik avantaj sağlarken yumuşak doku sıkışması ve kirlenici bakterilerin girmesi olasılığını artırır. Tersine, çok az fiksasyon pini kullanılırsa, birden fazla gevşek pinin genellikle farklı implantasyon bölgelerinde çıkarılması ve değiştirilmesi gerekir. Kemik segmenti başına 1 pin kullanmanın uygun olduğu tek zaman, intramedüller pin bağlama konfigürasyonu ile birlikte ve o zaman bile, yalnızca çok hızlı kemik iyileşmesinin beklendiği zamandır (Palmer, 2012).

Sabitleme pinleri veya telleri normal olarak her ana kırık segmentine dağıtılır (Palmer, 2012). Pinler arasındaki boşluğu genişleterek bunları kemiğin uçlarına ve kırık hattına mümkün olduğunca yakın (kemik çapının yarısı) yerleştirmek, yapıyı pinlere dik bükme düzleminde sertleştirir (Decamp vd., 2015). Bu yerleştirme yapılırken; sabitleme elemanlarının proksimal ve distal eklem yüzeyine yakın olması mekanik olarak avantajlı olsa da, mümkün olduğunda eklem kapsülüne ve yüksek yumuşak doku hareketinin olduğu bölgelere nüfuz etmekten kaçınmak ayrıca benzer şekilde, sabitleme elemanlarını kırık bölgesine yakın yerleştirmek mekanik olarak avantajlı olsa da (bağlantı çubuğunun çalışma uzunluğunu kısaltmak için), pinler genellikle tanınmayan kemik mikrokırıkları ve fissür oluşumu alanlarından kaçınmak için kırık bölgesinden 1 kemik çapından daha yakın yerleştirilmemesine dikkat edilmesi gereklidir (Palmer, 2012). Kısaca kesin fiksasyon için bir fiksator kullanıldığında, stabilite için ideal yapı, bir pini kırığa mümkün olduğunca yakın yerleştirmek ve diğer pini aynı kemik içinde kırıktan mümkün olduğunca uzağa yerleştirmektir (Bible ve Mir, 2015) (Şekil 1.22). Genel olarak, ince fiksasyon telleri eklem yüzeylerine ve kırık bölgelerine daha büyük fiksasyon pinlerinden

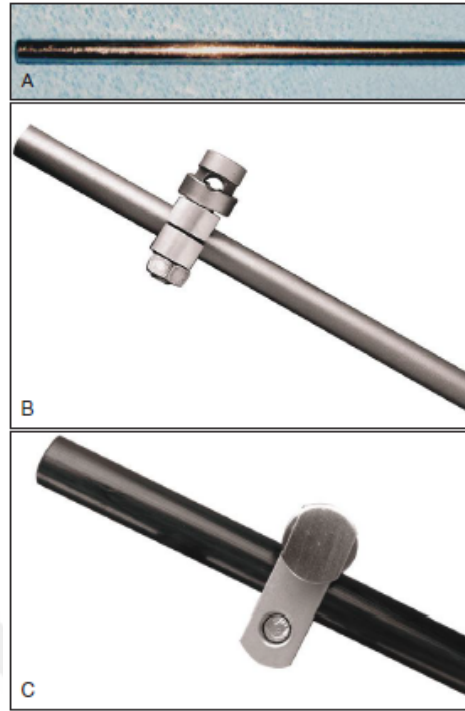
daha yakın yerleştirilebilir; bu nedenle, doğrusal-sirküler ESF hibritleri genellikle eklem-arası kırıklar ve osteotomilerin tedavisinde kullanılır (Palmer, 2012). Ayrıca pürüzsüz pinleri kemiğin uzun eksenine göre 70 derecelik açıyla yerleştirmek çerçeveyi sertleştirir ve hastanın pinleri kazara yerinden oynatmasını önlemeye yardımcı olur. Pozitif profilli dişli pinler kullanıldığında, sabitleme pinlerinin açılı olması o kadar önemli değildir, bu da uygulamayı basitleştirir (Decamp vd., 2015).



Şekil 1.22: Maksimum stabilite için pinlerin kemik parçasının proksimal ve distal uçlarına yakın bir yere yerleştirilmesi (Decamp vd., 2015).

1.7.3. Rodlar ve Barlar

Rodlar veya barlar, kemik parçalarına tutturulmuş pin klempleri ve halkalar arasında köprü oluşturur ve fiksasyon pini kümelerini birbirine bağlar (Moss ve Tejawani, 2007; Decamp vd., 2015). Rodlar çoğunlukla paslanmaz çelik, alüminyum alaşımı veya karbon fiberden oluşmaktadır. Sert, hafif ve radyolüsent olan bir rod radyografik değerlendirme için idealdir (Decamp vd., 2015) (Şekil 1.23).



Şekil 1.23: A: Paslanmaz çelik rod, B: Titanyum rod, C: Karbon fiber rod (Tobias ve Johnston, 2013).

Bağlantı rodlarının mekanik sertliği, kırık bölgesindeki eksenel yükleri ve fiksasyon pinlerindeki kesme yüklerini etkiler (Decamp vd., 2015). Karbon fiber rodlar, paslanmaz çelik rodlarla karşılaştırıldığında, bükme kuvvetine karşı %15 daha serttirler (Bible ve Mir, 2015). Kowalski vd. tarafından yapılan bir çalışmada paslanmaz çelik rodlar, karbon fiber rodlarla karşılaştırıldı. Paslanmaz çelik rodlar 250 Nm'lik bir bükülme momentine maruz kaldığında kırılmadan deforme oldu. Karbon fiber rodlar test boyunca elastik sertliklerini korudu. Karbon fiber rodların paslanmaz çelik rodlarla karşılaştırıldığında arızalanmadan daha yüksek yükleri kaldırabildiği sonucuna vardılar. Daha yüksek sertliğe ek olarak, karbon fiber bağlantı rodları radyolüsent olma avantajına sahiptir (Moss ve Tejwani, 2007).

Kirschner-Ehmer klempleri için kullanılan rodlar genellikle 1/8 ile 1/4 inç (3,2 ile 6,5 mm) çapında katı paslanmaz çelik rodlardır. IMEX-SK sistemi için üç boyut mevcuttur. Küçük SK rodu 1/4 inç (6,3 mm) çapındadır ve karbon fiber veya titanyumdan yapılabilir. Büyük SK rodu 3/8 inç (9,5 mm) çapındadır ve karbon fiber veya alüminyumdan yapılabilir. Mini-SK sistemi, Kirschner-Ehmer sisteminin küçük paslanmaz çelik

rodlarıyla (3,2 mm) kullanılmak üzere tasarlanmıştır (Decamp vd., 2015). Kirschner-Ehmer sistemi ile karşılaştırıldığında, SK fiksatorünün daha büyük ve daha sert rodları, parçalanmış kırıkların stabilizasyonu için daha basit çerçevelerin kullanılmasını sağlar (Kraus vd., 2008).

IMEX-SK fiksatorü, Securos fiksatorünün dinamizasyon özelliğini sunmaz, ancak aşamalı sökme işlemi birkaç şekilde gerçekleştirilebilir. Büyük SK fiksatoründe, çerçeve sertliğini azaltmak için karbon fiber kompozit rodlar alüminyum çubuklarla değiştirilebilir. Başka bir strateji, yaklaşık 6 haftada büyük SK klemplerinin ve rodlarının çıkarılmasını ve bunların yerine küçük SK klempleri ve rodlarının yerleştirilmesini içerir. Küçük SK fiksatorüyle, titanyum çubuklar çerçeve sertliğini azaltmak için karbon fiber kompozit rodlarla değiştirilebilir. Her iki SK fiksator boyutuna da uygulanabilen ek sökme seçenekleri arasında, bilateral veya biplanar çerçeveleri basit unilateral çerçevelere dönüştürmek için bileşenlerin çıkarılması ve fiksasyon çerçevesinin çalışma uzunluğunu artırmak için merkezi fiksasyon pinlerinin çıkarılması yer alır (Kraus vd., 2008).

Akrilik bazlı eksternal fiksasyon sistemlerinde rodlar ve klempler kullanılmaz; hem rodlar hem de transfiksasyon pini klempleri olarak işlev gören akrilik kolonlar kullanılır (Tobias ve Johnston, 2013).

1.8. Eksternal Fiksatorlerin Sınıflandırılması

Veteriner hekimlikte kullanılan çok çeşitli eksternal fiksatorler vardır. Bu modern eksternal fiksatorler lineer, akrilik, sirküler veya hibrit olarak sınıflandırılabilir (Palmer, 2012).

1.8.1. Lineer Eksternal Fiksatorler

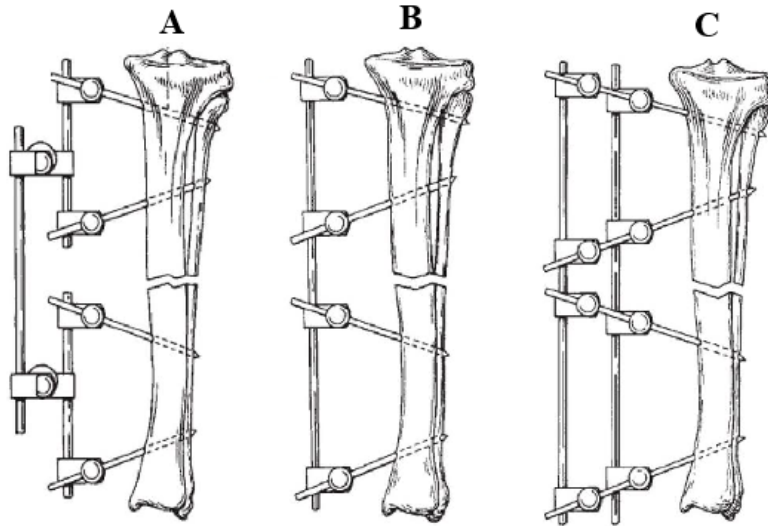
Lineer ESF'ler de sabitleme pinlerini metal veya karbon fiberden yapılmış doğrusal rodlara sabitlemek için pin tutucu klempler kullanılır (Palmer, 2012). Bir fiksatorün ilk tanımı, yapının tek taraflı (tip I) veya iki taraflı (tip II) olup olmadığını dikkate almalıdır (Kraus vd., 2008).

1.8.1.1. Tip IA (Unilateral- Uniplanar)

Yalnızca bir tek taraflı rod kullanılırsa, çerçeve tip IA olarak adlandırılır. Tek taraflı veya tip I çerçeve, yarım pinlerden, kırığı kaplayan ve yarım pinleri uzun bir tarafına bağlayan bir roddan oluşur. Bir fiksator tek başına kullanılıyorsa, bir kırığı sabitlemek için proksimal ve distal kırık segmenti başına en az iki ve tercihen daha fazla fiksasyon pini kullanılmalıdır. Her büyük kemik segmenti için yalnızca bir yarım pinli tek taraflı tip I fiksator yardımcı sistem olarak kullanılabilir (Kraus vd., 2008). Klemp türünü veya rod sayısını belirtmek için "çift" veya "tek" sıfatlarının kullanılmasını gerektirir (Decamp vd., 2015). Bu tek taraflı, tek düzlemlî çerçeve en zayıf konfigürasyondur; yalnızca küçük köpekler ve kedilerdeki basit kırıklar için uygundur (Corr, 2005).

Bu grupta aşağıdaki gibi üç alt tip çerçeve yer alır:

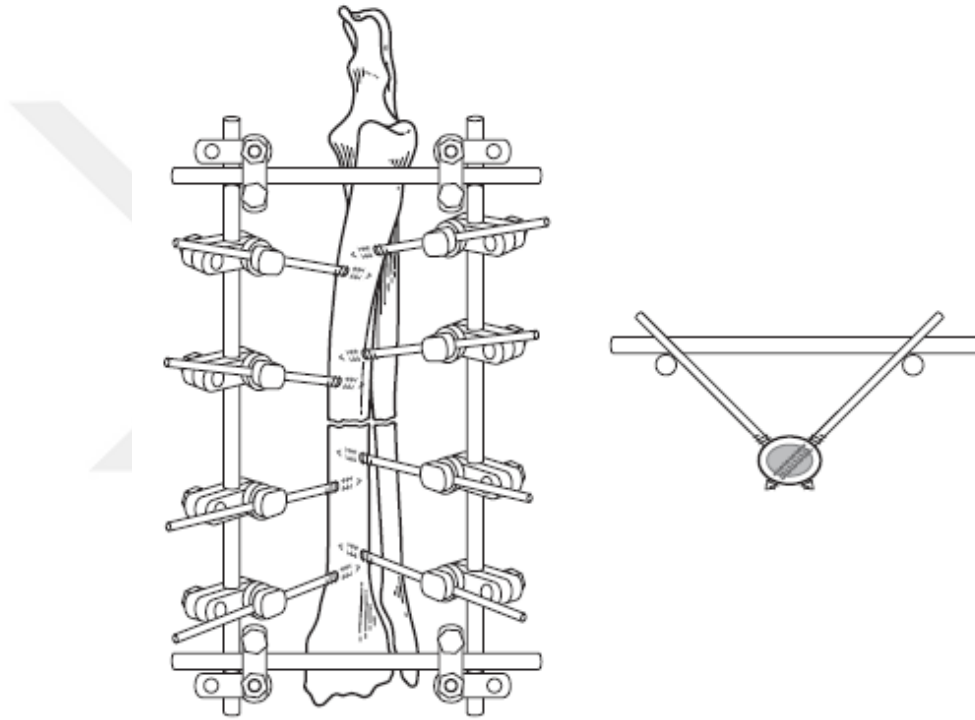
- **Çift Klemp:** Bu, genellikle basitçe "Kirschner-Ehmer sistemi" olarak adlandırılır.
- **Tek Rod:** Tek rodlu çerçevede, fiksasyon pinlerini, roda tutturmak için yalnızca tek klempler kullanıldığı var.
- **Çift Rod:** Tek rodlu çerçevede olduğu gibi, çift rodlu çerçeve tasarımında yalnızca tek klempler kullanılır (Decamp vd., 2015) (Şekil 1.24).



Şekil 1.24: A) Çift Klemp Çerçeve B) Tek Rod Çerçeve C) Çift Rod Çerçeve (Decamp vd., 2015).

1.8.1.2. Tip IB (Unilateral-Biplanar)

2 düzlemi kaplar ancak bu çerçeveler uzuvun 2 ayrı tarafından çıkıntı yapmadığı için (çerçeveler birbirine $<180^\circ$) unilateral olarak düşünülür. Tip IB çerçeve, bir kemiğe 2, tip IA çerçeve uygulandığında oluşur (Palmer, 2012). Nispeten zayıf bir yapıdır ve küçük köpeklerde ve kedilerde basit kırıklar için kullanılır; ancak çerçeveleri proksimal ve distal olarak birbirine bağlayarak daha güçlü hale getirilebilir (Corr, 2005). Rodların birbirine bağlanması sertliği artırır ve pin gevşemesini azaltır (Decamp vd., 2015) (Şekil 1.25).



Şekil 1.25: Tip IB eksternal fiksasyon sistemi (Decamp vd., 2015).

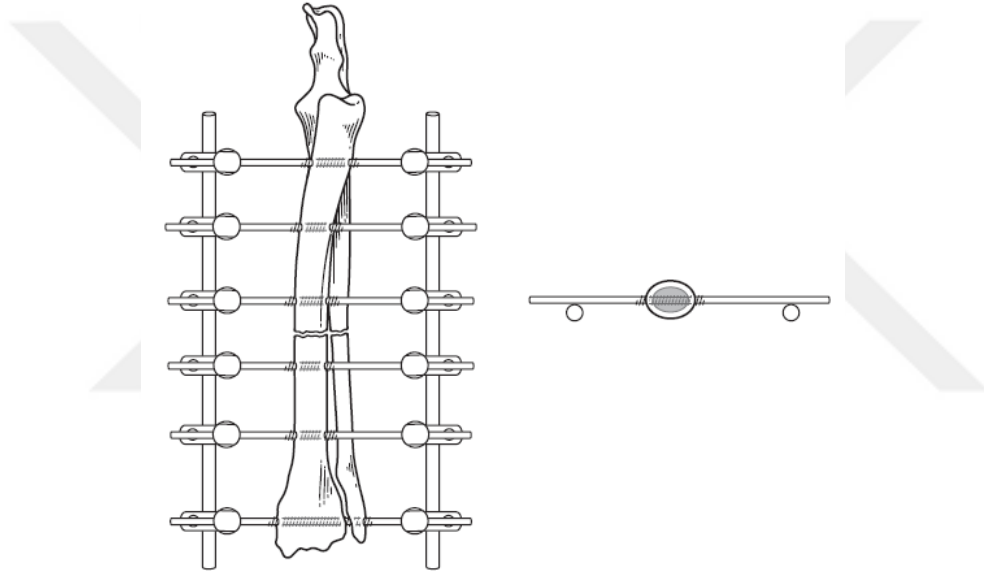
1.8.1.3. Tip II (Bilateral-Uniplanar)

Tip II çerçeveler her ana kırık segmentine 1 veya daha fazla tam pininin bağlanmasıyla oluşturulur (Palmer, 2012). Büyük kırık segmenti başına bir fiksasyon pininin yeterli olmadığı zaman, proksimal ve distal kemik segmentine bir veya daha fazla ek tam veya yarım pin kullanılabilir (Kraus vd., 2008). Vücuda bitişik konumu nedeniyle (bilateral)

tip II çerçeveler femur veya humerus üzerine yerleştirilemez. Bunlar yalnızca Radius veya tibia'ya uygulanır ve genellikle frontal düzleme uygulanır (Fossum, 2013).

1.8.1.4. Tip IIA

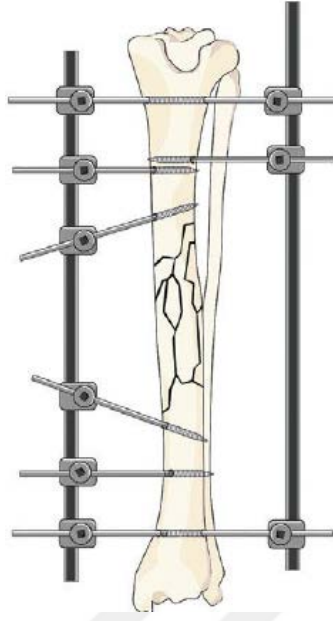
Çerçeveler tamamen tam pinlerden oluştuğunda, bunlara tip IIA (maksimal tip II) çerçeveler denir (Palmer, 2012). Bu çerçeveler çok yönlüdür ve yalnızca alt ekstremité kırıklarında değil, aynı zamanda alt ekstremité eklemlerinin transartiküler fiksasyonunda da faydalıdır (Decamp vd., 2015) (Şekil 1.26).



Şekil 1.26: Tip IIA eksternal fiksasyon sistemi (Decamp vd., 2015).

1.8.1.5. Tip IIB

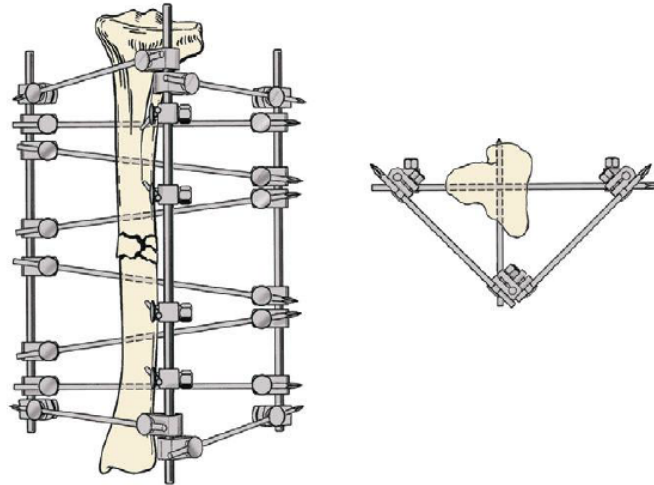
Tip IIB (minimal tip II) çerçeve, proksimal ana kırık segmentinde 1 tam pin ve distal segmentte 1 tam pinden oluşur ve kalan pozisyonlar yarım pinlerle doldurulur (Palmer, 2012). Bu çerçevede, aynı düzlemde ikiden fazla tam pin uygulama sorunu, tam pinli çerçeveye kıyasla hafif bir sertlik kaybı olsada ortadan kaldırılmıştır (Decamp vd., 2015) (Şekil 1.27).



Şekil 1.27: Tip IIB eksternal fiksasyon sistemi (Tobias ve Johnston, 2013).

1.8.1.6. Tip III (Bilateral-Biplanar)

Bilateral-biplanar (tip 3) çerçeveler, uzuvun 2 ayrı tarafında da bulunur ve 2 düzlemi kaplar. Tip 3 çerçeveler, hem tip IA hem de tip II çerçeve bir kemiğe uygulandığında oluşur (Palmer, 2012). Bu bilateral, biplanar çerçeve en güçlü konfigürasyondur. Bu tip fiksator, tibia'nın ciddi şekilde parçalanmış kırıkları için en faydalıdır. Pinler, tek veya çift klempler kullanılarak rodla bağlanabilir (Corr, 2005) (Şekil 1.28).



Şekil 1.28: Tip III eksternal fiksasyon sistemi (Tobias ve Johnston, 2013).

Sınıflandırma pratik bir amaca hizmet eder, çünkü fiksator çerçevesinin mekanik ihtiyaçları arttıkça, bir cerrah isimlendirme yoluyla daha yüksek bir tip seçmeye teşvik edilir. Genel çerçeve yapılandırmasını belirleyen faktörler, fiksasyon pinlerinin sayısı, rod dayanıklılığı, kırık boşluğunun uzunluğu ve fiksasyon pininin kemikten rodlara olan mesafesi ve fiksator tipi dahil olmak üzere oldukça karmaşıktır (Kraus vd., 2008). Sınıflandırma sisteminin sayıları, fiksator çerçevelerinin mukavemeti veya sertliğinin yaklaşık bir tahminini göstermektedir; "I" en zayıf, "III" ise en güçlüdür. Sertlik tip IA'dan tip II'ye ve tip III'e doğru artar. İki taraflı çerçeveler, tek taraflı çerçevelerden iki veya daha fazla kat daha serttir. Tüm çerçeveler uygulama düzleminde en serttir; bu nedenle, iki taraflı tip II çerçeveler medial-lateral eğilmede serttir, tek taraflı tip IA çerçeveler ise eğilme çerçevenin yanına doğru olduğunda sertliğini kaybeder (Decamp vd., 2015).

1.8.2. Sirküler Eksternal Fiksatorler

Veteriner Ortopedi ve Travmatoloji alanında sirküler eksternal fiksator, köpeklerde, kedilerde ve büyük hayvanlarda kırık sağıltımında çok sık kullanılmaktadır (Bilgili vd., 2017). Sirküler dış iskelet fiksasyonu veya halka fiksatorleri için destek halkaları, rodlar, cıvatalar ve gergin transfiksasyon Kirschner telleri kullanır (Tobias ve Johnston, 2013). Sirküler eksternal fiksator genel olarak gerdirilmiş ince çaplı pinler ile tespiti dayanır (Arıcan, 2020). Bu teller kemik parçalarından dik açılarla geçirilir ve gerginlik altında sert halkalara tutturulur. Halkalar daha sonra ayarlanabilir rodlarla birbirine bağlanır (Egger, 1992) (Şekil 1.29). Sirküler eksternal fiksasyon sisteminde, diğer sistemler gibi standart konfigürasyonlar yoktur. Bunun yerine her olgunun problemine özel çözümler getirilmektedir. Olgunun preoperatif radyografileri ve klinik verileri değerlendirilerek, her olgu için özel bir konfigürasyon kurulmaktadır. Bu sayede kırık ile fiksatorün kusursuz uyumu sağlanmakta, operasyon sırasında ve sonrasında fiksator müdahale edilerek konfigürasyonda düzeltme ya da değişiklik yapma şansı olmaktadır (Bilgili vd., 2017). Sirküler dış iskelet fiksasyonunun yerleştirilmesi için kullanılan yöntemle Ilizarov yöntemi denir (Tobias ve Johnston, 2013). Çünkü sirküler fiksatorler 1940'larda Ilizarov tarafından geliştirilmiş ve Doğu Avrupa'da yaygın olarak kullanılmıştır (Egger, 1992).

Tip II ve III çerçevelerde olduğu gibi, sirküler eksternal fiksatorler, diz ekleminin distalindeki kırıklara daha iyi uygulanır (Tobias ve Johnston, 2013). Sirküler eksternal

fiksatorler kırıkları sabitlemek, kırıklara veya non-unionlara kompresyon yapmak veya birbirinden ayırmak, kemik parçalarını taşımak ve kemik açılmal ve uzunluk deformitelerini dinamik olarak düzeltmek için kullanılır. Sirküler eksternal fiksator, kemik parçalarının kontrollü bir şekilde birbirinden ayrılması ve bunun sonucunda izlenen yol boyunca distraksiyon osteogenezisi olarak adlandırılan yeni kemik oluşumunun meydana gelmesi için çok uygundur. Küçük çaplı gergin teller kemik parçalarına yeterli stabilite sağlarken, fiksatorün stabilitesini bozmadan, kırık bölgede kontrollü aksiyal mikro-harekete izin verir (Fossum, 2013).

Sirküler eksternal fiksatorleri diğer fiksasyon yöntemlerine (örneğin, intramedüller pinler ve serklaj teli, kemik plakaları ve vidalar, birbirine geçen çiviler, bazı lineer eksternal fiksasyon sistemleri) göre birkaç belirgin avantaj sunar. Bu avantajlar şunlardır: (1) mükemmel dinamik mekanik özellikler (kesme ve eğilme kuvvetlerine maruz kaldığında artan sertlik ve eksenel basınç yüklerine maruz kaldığında azalan sertlik), (2) kısa kemik kırığı segmentlerini (10 ile 15 mm uzunluğunda) sabitleme yeteneği ve (3) kemik fiksasyonundan sonra tamamen ayarlanabilir çerçeveler, kemik segmentlerinin akut veya progresif translasyonuna, rotasyonuna veya açılmasına izin vermesi (Tobias ve Johnston, 2013). Sirküler eksternal fiksasyon tekniğinin bir avantajı ise ince çaplı pin kullanımı ile periosteal reaksiyonları ve kemikte lizis oluşumunu azaltmasıdır. Yumuşak dokularda, kemikte ve medullar kanalda çok az harabiyet yapar, uygun olarak gerilirse vibrasyonu azalır, yumuşak doku ve kemik harabiyetini önler. Pin çıkarıldıktan sonra deride küçük delikler kalır ve küçük çapları nedeni ile eksternal bulaşma daha azdır (Arıcan, 2020).

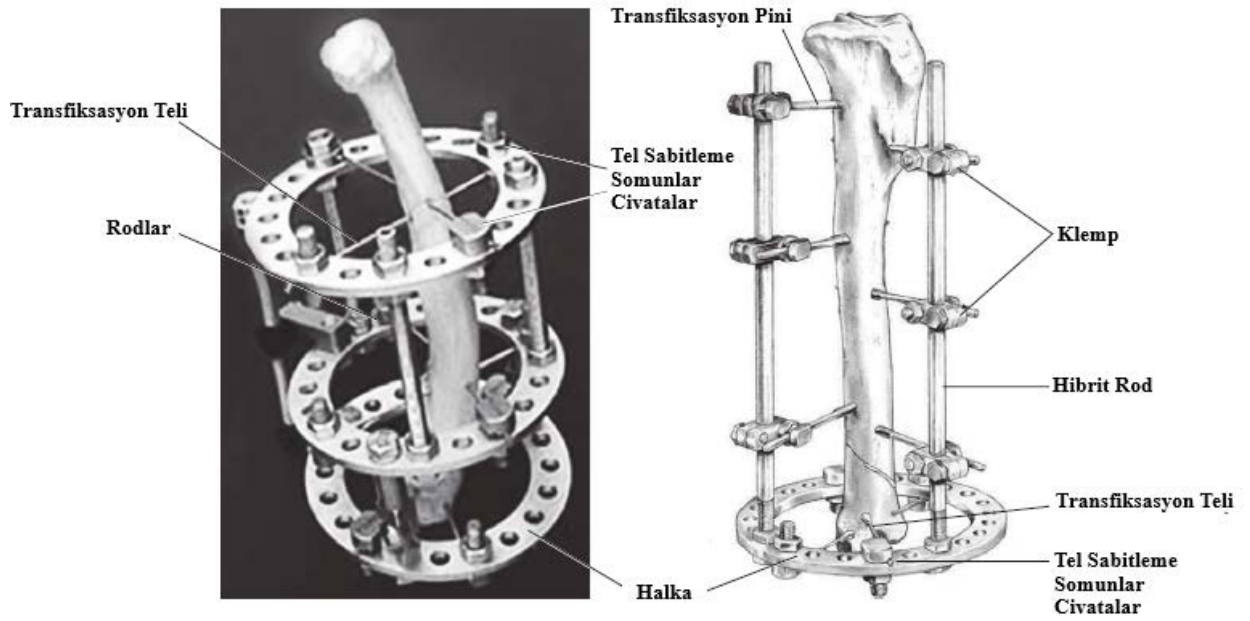
Optimal mekanik stabilite için çerçeve, yumuşak doku anatomisinin izin verdiği ölçüde dikey bir şekilde yerleştirilen dört çift teli sabitleyen dört halkadan oluşur (Fossum, 2013). Bir kemik segmenti iki halkanın yerleştirilmesi için çok kısa olduğunda yeterli transfiksasyon elde etmek için çeşitli seçenekler mevcuttur; bunlar arasında (1) kemiğe transfikse edilmiş zeytin telleri (stoplu pürüzsüz Kirschner teli) olan tek bir halka, (2) rodlara yerleştirilmiş üçüncü bir tel (3) rodlara eklenen bir veya tercihen iki yarım pin bulunur (Tobias ve Johnston, 2013). Halkanın çapı tel uzunluğunu ve sirküler fiksatorün mekanik özelliklerini etkiler. Halka çapının artırılması aksiyal sertliği ve bir dereceye kadar bükülme ve eğilme sertliklerini azaltır. Deri ve halka arasında minimum 2 cm mesafeye izin veren en küçük halka çapı optimal mekanik performansı verir. En

proksimal ve en distal halkalar ilgili metafizer konumlara ve içteki iki halka ise kırığa yakın yerleştirilir. Bu ‘uzak, yakın, yakın, uzak’ yapı ana kemik segmentlerinin optimal kontrolünü ve stabilizasyonunu sağlar (Fossum, 2013).

İdeal olarak, her kemik segmentinde dört tel kullanılır ve transfiksasyon pinlerinde veya lineer eksternal fiksasyon sistemlerinin tellerinde olduğu gibi, bunlar kemiğin uzunluğunu olabildiğince eşit bir şekilde kaplamalı ve tüm kırık veya çatlak hatlarından kaçınılmalıdır (Tobias ve Johnston, 2013). Tellerin kesişim açısı ve kemiğin halkanın merkezine göre konumu, fiksatörün mekanik özelliklerini etkiler. 90 derece ile kesişen teller stabiliteyi maksimize ve kesme kuvvetlerini minimize eder. Yaşamsal nörovasküler yapılardan kaçınılması için tellerin çoğunlukla 90 dereceden küçük açılarla kesişmesi gerekir. Kesişim açısının azaltılması aksiyal ve eğilme rijiditesini düşürür. Genellikle 45 dereceden az tel açıları kullanılmamalıdır. Benzer şekilde kemiğin halka içerisine eşmerkezli olarak yerleştirilmesi en iyisidir. Yumuşak doku sıklıkla kemiğin merkezden kaçık şekilde yerleştirilmesini gerektirir, buda burulma sertliğini azaltır ve aksiyal sertliği artırır. Stoplu tellerin ilave edilmesi fiksatörün eğilme, aksiyal ve torsiyon (burulma) sertliğini artırır. Tel gerginliğinin artırılması aynı zamanda eğilme ve aksiyal sertliği de artırır ama fiksatörün torsiyon sertliğini azaltır (Fossum, 2013). Rodlara veya halkalara bağlanan teller, çerçeve deformasyonunu önlemek için 30 kg'dan fazla gerilmemelidir (Tobias ve Johnston, 2013). İlizarov eksternal fiksatörü, diğer eksternal fiksatörlerle karşılaştırıldığında, torsiyonel ve anterio-posterior bükülmelerde daha fazla stabiliteye sahip olurken, lateral bükülmelerde daha az stabilite gösterir. Aksiyal stabilite ise diğer lineer eksternal fiksatörlerden %80 daha azdır (Mutlu ve Özsoy, 2003).

1.8.3. Hibrit Eksternal Fiksatörler

Çeşitli ESF cihazı tipleri, hibrit bir ESF oluşturmak için karıştırılabilir. En yaygın ESF hibriti, uzun kemikli bir segmente uygulanan lineer fiksatör bileşenlerinin ve daha küçük bir eklem arası segmente uygulanan tek bir halka CESF'nin kullanılmasıdır (Palmer, 2012) (Şekil 1.29). Hibrit lineer-sirküler eksternal fiksatörleri her iki sistemin mekanik özelliklerini sağlar ve son çerçeve tasarımının geometrisi nedeniyle dirsek ve diz üstü ve altındaki uzun kemik kırıklarında kullanılabilir (Tobias ve Johnston, 2013).

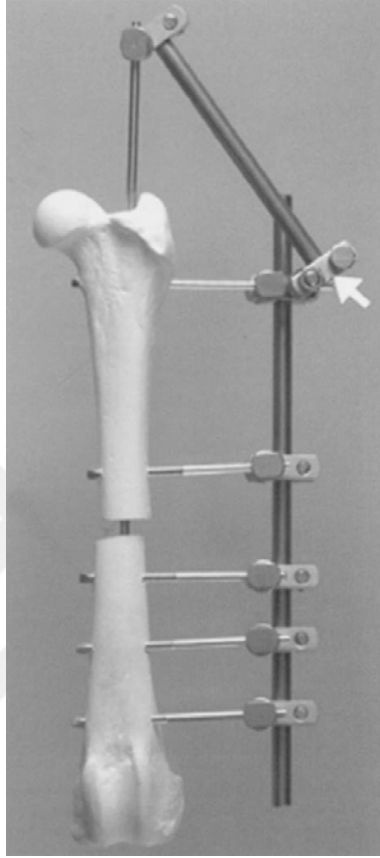


Şekil 1.29: Sirküler (sol) ve hibrit (sağ) halka fiksator çerçevesinin bileşenlerinin şeması (Tobias ve Johnston, 2013).

1.8.4. Tie-in Konfigürasyonu

Tibia, femur ve humerusta yarım pinlerin göreceli zayıflığını telafi etmek için kullanılabilecek ikinci bir strateji, fiksator çerçeve konfigürasyonuna intramedüller bir pin dahil etmektir. Bu konfigürasyona tie-in konfigürasyonu denir (Kraus vd., 2008) (Şekil 1.30). Transkondiler eksternal fiksator pininin proksimaline veya kaudaline kondile yerleştirilen bir intramedüller pin, parça rotasyonunu önlemeye ve kemik hizalamasını korumaya yardımcı olur. İntramedüller pin eksternal fiksator çerçevesine bağlanırsa, bükülmeye karşı direnç artar ve pin kayması olasılığı azalır kullanılabilir (Tobias ve Johnston, 2013). Bir eksternal fiksatorün bir kemiğin merkezi ekseninden uzaklığı, çevreleyen yumuşak dokuların kalınlığına bağlıdır. Bölgesel anatominin izin verdiği temelde, belirli kemiklere dış fiksatorlerin uygulanmasıyla ilgili olarak farklı bir zorluk derecesi vardır. Tibia, bir fiksatorle onarılmaya en uygundur, ardından radius/ulna ve son olarak femur ve humerus gelir. Femur ve humerus gibi kalın çevreleyen yumuşak dokulara sahip kemiklerde, eksternal fiksatorün destek modunda çalışması gerekiyorsa

genellikle "tie-in" bir intramedüller pin gerekir. Genel olarak, güç ve sertlik sınıflandırma sırasına göre artar, yani tip IA < tip IB $\approx$ tie-in < tip II < tip III (Kraus vd., 2008).



Şekil 1.30: İntramedüller pin bağlantısıyla artan yapı sertliği. Femur üzerinde beş pinli tip IA bağlantı konfigürasyonunun görünümü. İntramedüller pin, en proksimal fiksator pininde IMEX-SK fiksasyon çerçevesine (beyaz ok) bağlanmıştır. Kısa bir bağlantı çubuğu bu kelepçeyi bağlar ve intramedüller pinin proksimal ucuna tek bir klemp uygulanarak bağlantı tamamlanır (Kraus vd., 2008).

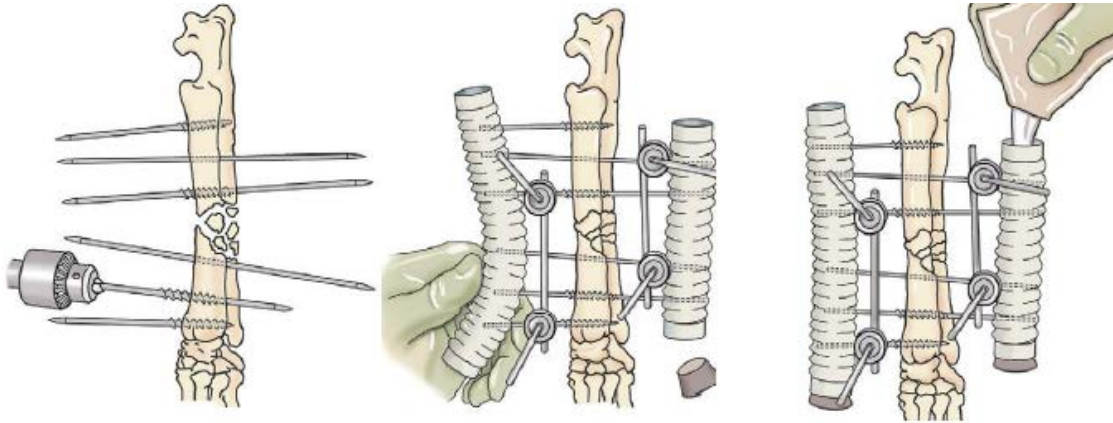
1.8.5. Akrilik-Pin Destekli Eksternal Fiksator

Akrilik-pin eksternal fiksatorü (APEF), bağlantı klempleri ve rodların, akrilik kolonlarla değiştirildiği eksternal fiksatorlerdir (Egger, 1992). Bağlantı çubuğunun herhangi bir şekle uyum sağlama yeteneği, pinlerin yerleştirilmesi için mevcut olan kemiğin en iyi şekilde kullanılması ve pinlerin yumuşak doku sıkışmasını önlemek için

yönlendirilmesine izin vermek için pinlerin birden fazla düzlemde yerleştirilmesine olanak tanır (Kraus vd., 2008). Kedi ve küçük ırk köpeklerde alt ekstremité ve mandibula kırıklarında uygulanır (Arıcan, 2020).

Plastik bağlantı çubuğu için en sık kullanılan malzeme, uzun yıllardır diş protezlerinin imalatı için kullanılan bir akrilik reçine olan metil metakrilattır. Metil metakrilat ayrıca hem insanlarda hem de hayvanlarda çeşitli metal ve plastik protez tiplerini kemiğe sabitlemek için kullanılır. Katı metil metakrilat, uçucu bir sıvı monomer çözücünün metil metakrilat tozuyla karıştırılmasıyla oluşturulur ve bu da başlangıçta un/su hamuruna benzemeyen bir sıvı aşama oluşturur (Kraus vd., 2008).

İlk aşamada, özel fiksasyon pinleri kemiğe yerleştirilir ve akrilik kolon kalıplama tüpleri de pin uçlarına yerleştirilir. Tüpler, uzuvlara paralel olarak konumlandırılır. Cerrahi ensizyon kapatılır ve açık yaralar sarılır. İkinci aşamada, her kalıplama tüpünün bir ucu tıkanır. Daha sonra akrilik karıştırılır, her tüpün açık ucuna sokulur ve kürlenmeye bırakılır (6 ile 10 dakika). Son olarak fazla pin uzunluğu çıkarılır (Kraus vd., 2008) (Şekil 1.31).



Şekil 1.31: Akrilik-pin eksternal iskelet fiksatorünü oluşturma prosedürünün şeması (Tobias ve Johnston, 2013).

Bu çalışmanın amacı, İlizarov Sirküler Eksternal Fiksasyon ile Yeni Nesil Lineer Tarsal Fiksatorün üç boyutlu kedi kemik modeli üzerinde kuvvet, açı ve açı farkı parametreleri açısından biyomekanik karşılaştırılmasıdır.

2. MATERİYAL VE METOT

Çalışmaya Afyon Kocatepe Üniversitesi Hayvan Deneyleri Yerel Etik Kurulunun 27/09/2024 tarih ve 49533702/251 sayılı izni ile başlandı. Biyomekanik çalışma Afyon Kocatepe Üniversitesi Teknoloji Fakültesi Makine Mühendisliği Anabilim Dalı, Makine Test Laboratuvarında gerçekleştirildi.

2.1. Materyal

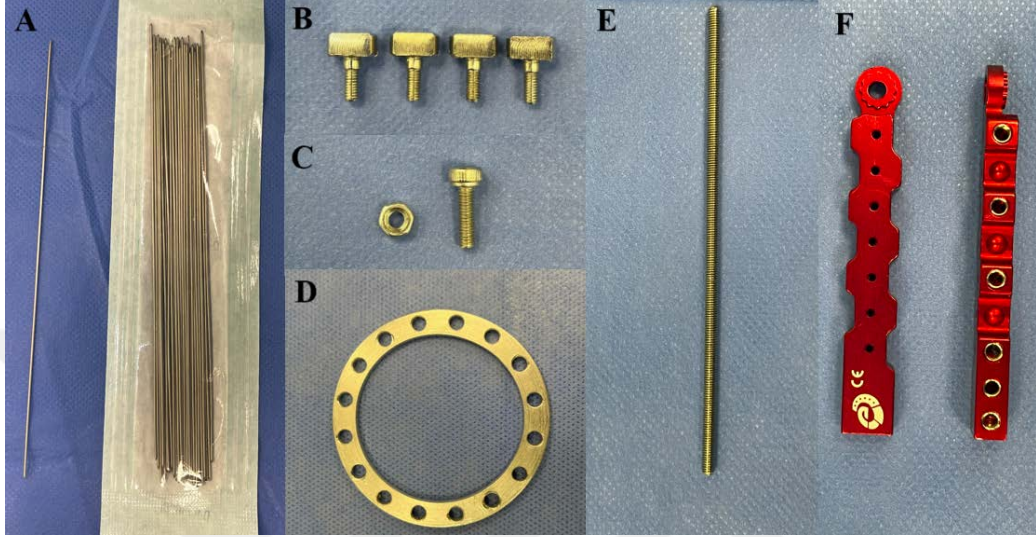
Bu çalışmanın materyalini Polilaktik asit (PLA) hammaddeden üretilen, 12 adet üç boyutlu kedi kemik modelleri oluşturdu (Resim 2.1).



Resim 2.1: Çalışmada kullanılan üç boyutlu kedi kemik modeli.

Altı adet kemikte Yeni Nesil Lineer Tarsal Fiksator; altı kemikte İlizarov sirküler fiksator kullanıldı. Fiksatorlerin bileşenlerini; 50 mm çaplı sirküler İlizarov halkaları, 3 mm çaplı dişli rodlar, 3 mm çaplı hegzagonal somunlar, pin tutucular, 2 mm çaplı steinmann pinler, 0.8 mm çaplı krischner telleri, 2 adet Yeni Nesil Lineer Tarsal Fiksator, 3 mm çaplı set screw (sabitleme vidası) ve 3 mm çaplı 8 mm uzunluğunda imbus cıvata (Exvet®, Türkiye) oluşturdu (Resim 2.2).

Konfigürasyonların uygulanma aşamasında AKÜ Veteriner Sağlık Uygulama ve Araştırma Hastanesinde, Cerrahi Anabilim Dalında bulunan ortopedi seti (Safir®, Türkiye) kullanıldı.



Resim 2.2: A; Krischner telleri ve steinmann pinleri, B; Klempler, C; Solda somun- sağda imbus cıvata, D; İlizarov halkası, E; Dişli rod, F; Yeni nesil lineer tarsal fiksator.

Konfigürasyonların biyomekanik testleri gerçekleştirmek için Afyon Kocatepe Üniversitesi Teknoloji Fakültesi Makine Test Laboratuvarında servo-hidrolik sistemle çalışan test cihazı (Instron® 8801, Instron, Norwood, MA, ABD) kullanıldı (Resim 2.3). Cihaz, maksimum ± 100 kN yük kapasitesine, 150 mm strok mesafesine ve 0.002% hassasiyet oranına sahip patentli Dynacell™ yük hücresi ile donatıldı.



Resim 2.3: Biyomekanik ölçümlerde kullanılan servo-hidrolik sistemle çalışan test cihazı.

2.2. Metot

2.2.1. Üç Boyutlu Kedi Kemik Modellerinin Hazırlanması

Kemik modelleri için erişkin erkek kedi tibiası, tarsal kemikleri ve metatarsal kemikleri bilgisayarlı tomografide tarandı. DICOM formatında taranacak anatomik olarak herhangi patoloji bulunmayan radyolojik görüntüler, programlarla üzerine çalışılarak 3 boyutlu dijital model haline getirildikten sonra bilgisayar ortamında modeller hazırlandı. Modelleme için MIMICS yazılımı kullanıldı. Modellerin basımı için ANYCUBIC İ3 MEGA (Anycubic Technology®, Çin) makinesi kullanıldı. Makinenin dilimleyici yazılımı olarak ise CURA kullanıldı. Kemik basımları yapılırken cerrahi işlemler uygulanacağı için %30 dolgu oranı olan lineer desen uygulandı. Kemiklerin duvar kalınlığı standart olarak 1.2 mm olacak şekilde basıma hazırlandı. Kemikler hazırlandıktan sonra kullanma senaryosuna göre temizleme işlemi yapıldı. Kemiklere destek malzemesi hazırlanması gerektiği durumlarda ise destek baskısı yapıldı. Ardından tabladan modeller alındıktan sonra desteklerin temizlenme işlemi ve son olarak yüzey tıraşlaması yapılarak modeller hazır hale getirildi.

2.2.2. Konfigürasyonlar ve Gruplar

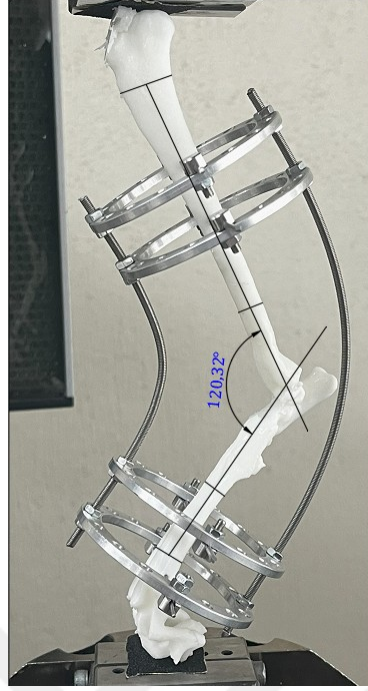
Çalışmada 2 farklı konfigürasyon kullanıldı ve bunlar 2 grup olacak şekilde ayrıldı (Çizelge 2.1). Tüm kemik modellerinde konfigürasyonlar uygulanmadan önce, tarsocrural seviyede osteotomi işlemi; sabit uygulama şiddetiyle, aynı anatomik düzlem üzerinden ve 120°'lik artrodez açısına uygun şekilde, osilatif kemik testeresi kullanılarak gerçekleştirildi. Bu işlem sonucunda, her bir modelde anatomik hizalanmayı temsil eden standart bir artrodez pozisyonu elde edildi.

1.Konfigürasyon (1.Grup): 4 adet 50 mm çaplı sirküler İlizarov halkalarından, 3 mm çaplı dişli rodlardan, 3 mm çaplı hegzagonal somunlardan ve pin tutuculardan oluşturuldu. Konfigürasyonun tibia'ya gelen kısmına 2 adet, metatarsal kemiklere gelen kısmına 2 adet sirküler halka yerleştirildi ve bu halkalar arasında 20 mm mesafe bırakıldı. Tarsocrural eklem seviyesinde rodlara sabit açılı bir gönye yardımıyla 120° açı verildi (Resim 2.4) ve rodlar kemik modellerine 20 mm uzaklıkta olacak şekilde yerleştirildi. Tibiaya yerleştirilen her halkadan 1 adet 2 mm çaplı steinmann pin tam pin olarak uygulandı. Metatarsal kemiklere yerleştirilen her halkadan 0.8 mm çaplı krischner telleri tam pin olarak uygulandı.

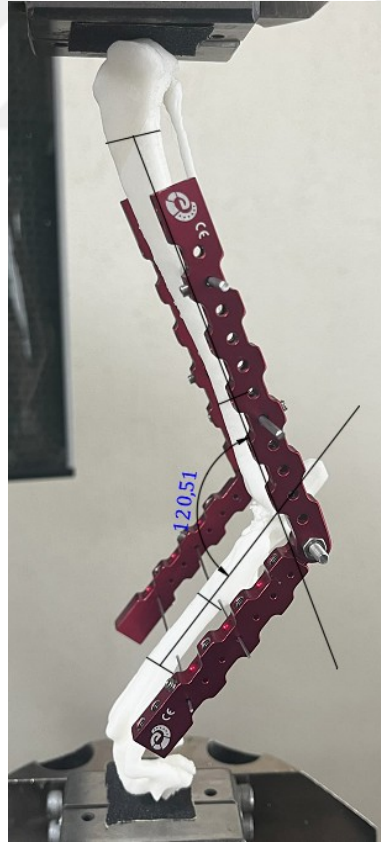
2.Konfigürasyon (2.Grup): 2 adet Yeni Nesil Lineer Tarsal Fiksator'den, 8 adet 3 mm çaplı set screw (sabitleme vidası), 2 adet 3 mm çaplı hegzagonal somundan ve 2 adet 3 mm çaplı 8 mm uzunluğunda imbus civatadan oluşturuldu. İmplantın tibiaya gelen kısmına 2 adet 2 mm çaplı steinmann pin tam pin olarak uygulandı. Metatarsal kemiklere gelen kısmından ise 2 adet 0.8 mm çaplı krischner telleri tam pin olarak uygulandı. Yeni Nesil Lineer Tarsal Fiksator'ün 90°, 120°, 150° ve 180° açı alabilen tasarımı sayesinde 120° açı verildi (Resim 2.5). Lineer Tarsal Fiksatorler kemik modellerine 20 mm uzaklıkta olacak şekilde yerleştirildi.

Çizelge 2.1: Kemiklerin ve konfigürasyonların gruplandırılması

Gruplar	Konfigürasyon	Kemik Sayısı
1. Grup	1	6
2. Grup	2	6



Resim 2.4: 1. Konfigürasyona 120° açı verilmesi.



Resim 2.5: 2. Konfigürasyona 120° açı verilmesi.

2.2.3. Biyomekanik Testler

Kemik modellerine iki farklı konfigürasyon kurularak biyomekanik testler uygulandı. Konfigürasyon kurulan kemik modelleri servo-hidrolik sistemle çalışan test cihazına, tibianın en proksimal kısmından yaklaşık 8 mm, metatarsal kemiklerin ise en distal kısmından yaklaşık 5 mm'lik segmentler osilatif kemik testeresiyle sabit devirde kesilerek düzlemsel bir temas yüzeyi oluşturularak vertikal olarak yerleştirildi. Test stabilitesini artırmak amacıyla her bir kemik ucu ile cihaz arasına çift taraflı zımpara şeritleri sabitlendi. Testlerde, 2840-119 kodlu 50 mm çapındaki kompresyon platinleri kullanıldı. Ardından kemik modellerine aksiyal kompresyon kuvveti uygulandı. Kompresyon kuvvetine, 0 N ile başlandı ve konfigürasyon başarısızlığa gidene kadar (F_{max}) bilgisayar sistemi ile kademeli olarak arttırıldı.

Yapılan biyomekanik testler sonucu klasik İlizarov konfigürasyonu ile Yeni Nesil Lineer Tarsal Fiksatorün stabilizasyon üzerine dayanıklılıkları karşılaştırıldı. Veriler, WaveMatrix 2 Dynamic Testing Software programı aracılığıyla toplandı ve analiz edildi.

Konfigürasyonlar servo-hidrolik cihaza yerleştirilerek kuvvet uygulamasından önce ve F_{max} 'a ulaştıklarında sabit bir eksen de fotoğrafları çekilerek, AutoCAD-2025 programı aracılığıyla açı ölçümleri gerçekleştirildi. Elde edilen açı verileri doğrultusunda açı farkları hesaplandı.

2.2.4. İstatistik Analiz

Verilerin analizi SPSS 26.0 paket programı kullanılarak gerçekleştirildi. Verilerin normal dağılım gösterdiği belirlenmiş olup, bu doğrultuda parametrik testler uygulandı. Gruplar arasında bağımsız t-testi yapıldı. İstatistiksel anlamlılık düzeyi $p<0,05$ olarak kabul edildi.

3. BULGULAR

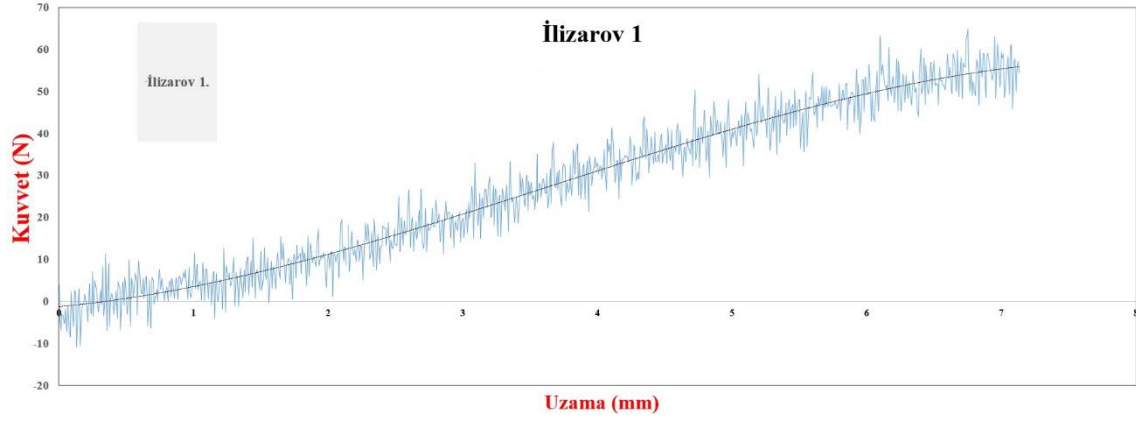
Bu bölümde İlizarov Sirküler Eksternal Fiksasyon ile Yeni Nesil Lineer Tarsal Fiksatorün üç boyutlu kedi kemik modeli üzerinde kuvvet, açı ve açı farkı parametreleri açısından biyomekanik karşılaştırması sunuldu.

3.1. Fiksator Konfigürasyonlarına Ait Kuvvet Bulguları

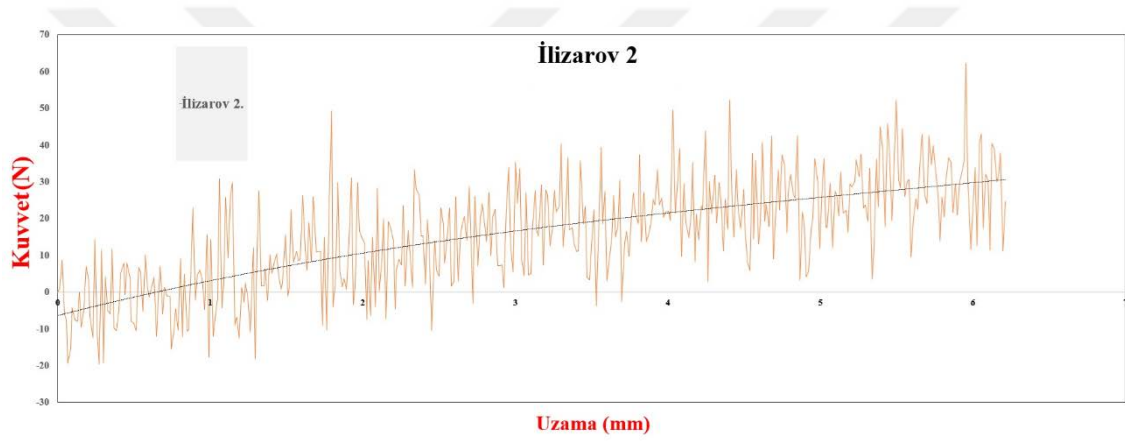
Kemik modellerine konfigürasyon başarısızlığa gidene (F_{max}) kadar bilgisayar sistemi ile kademeli olarak uygulanan aksiyal kompresyon kuvvetleri WaveMatrix 2 Dynamic Testing Software programı aracılığıyla toplandı ve analiz edildi (Çizelge 3.1, Şekil 3.1-3.15).

Çizelge 3.1: Aksiyal kompresyon kuvveti sonucu F_{max} değerleri

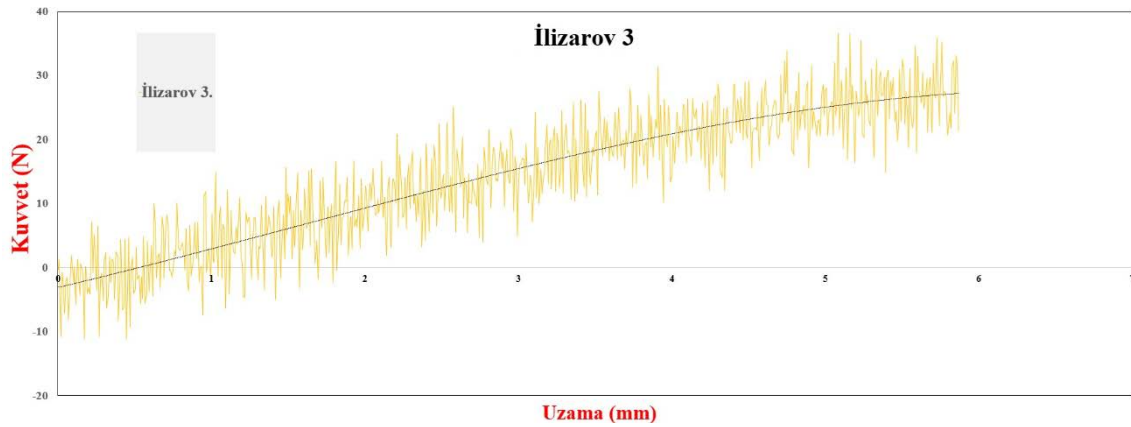
Grup	Numara	Kuvvet (N)
Grup 1	İlizarov 1	58,71
	İlizarov 2	30,76
	İlizarov 3	27,22
	İlizarov 4	41,03
	İlizarov 5	37,29
	İlizarov 6	34,56
Grup 2	Lineer 1	35,83
	Lineer 2	21,79
	Lineer 3	9,66
	Lineer 4	13,50
	Lineer 5	20,39
	Lineer 6	14,29



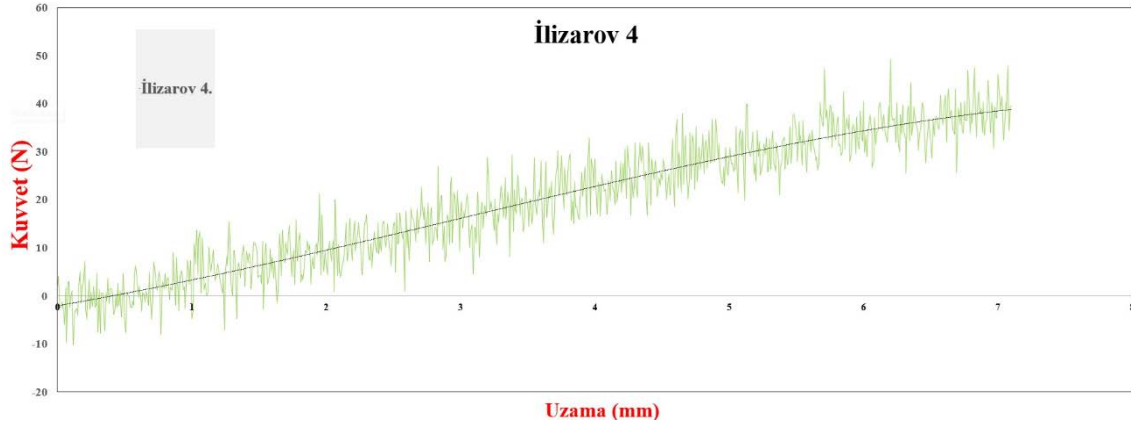
Şekil 3.1: Grup 1, İlizarov 1'e ait kuvvet grafiği.



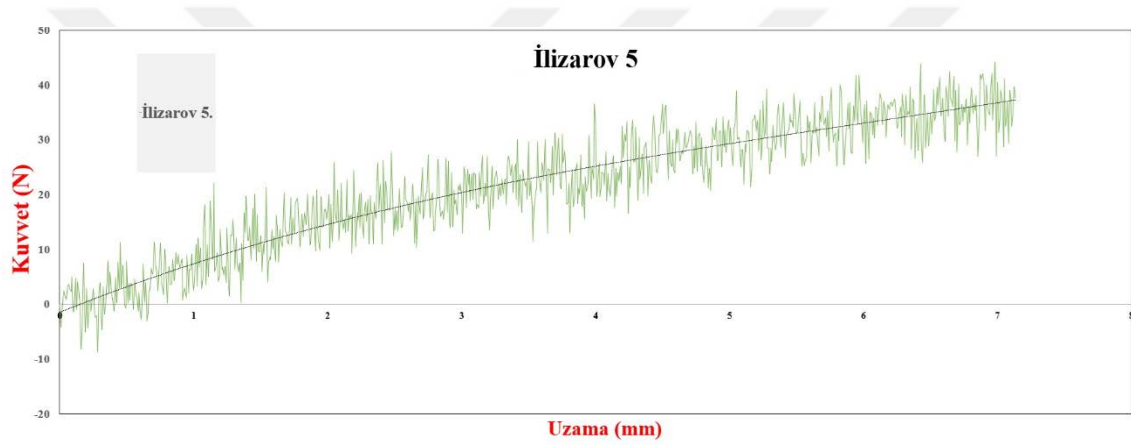
Şekil 3.2: Grup 1, İlizarov 2'ye ait kuvvet grafiği.



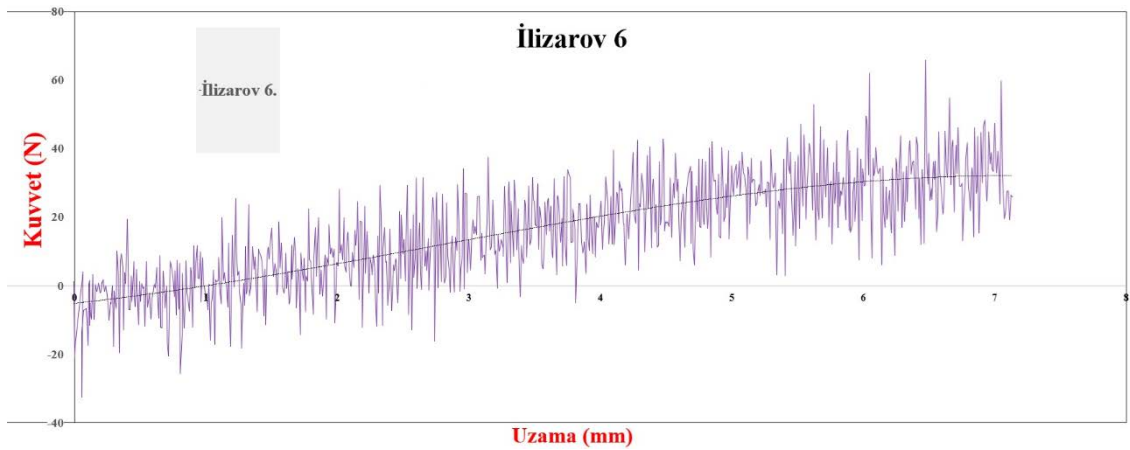
Şekil 3.3: Grup 1, İlizarov 3'e ait kuvvet grafiği.



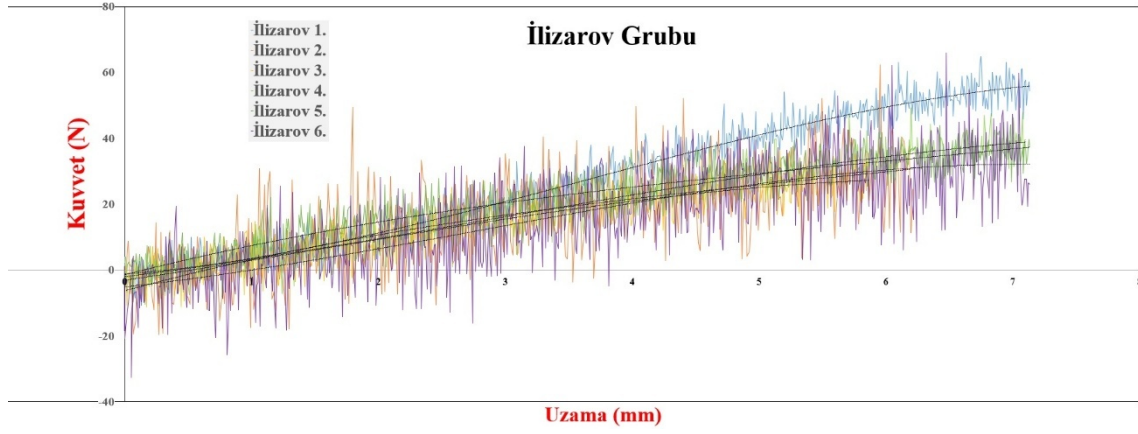
Şekil 3.4: Grup 1, İlizarov 4'e ait kuvvet grafiği.



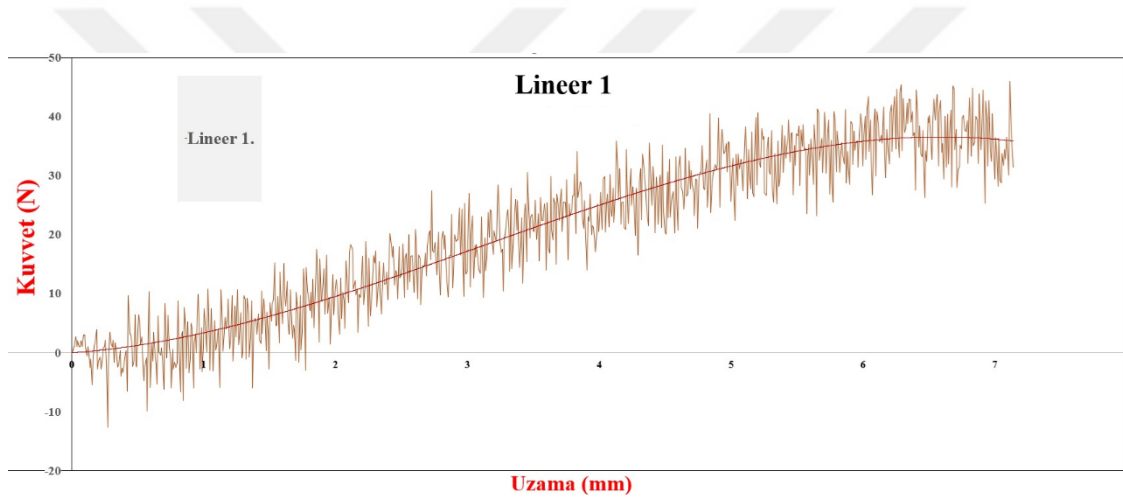
Şekil 3.5: Grup 1, İlizarov 5'e ait kuvvet grafiği.



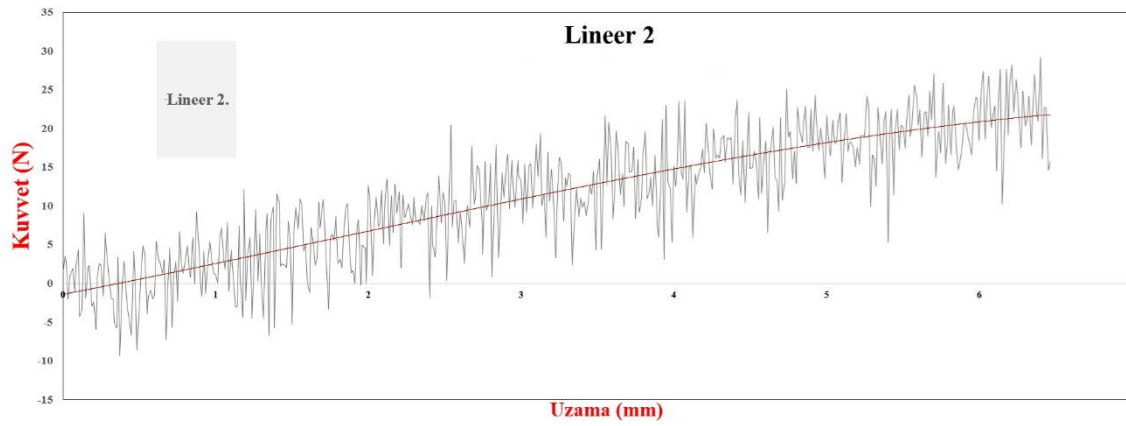
Şekil 3. 6: Grup 1, İlizarov 6'ya ait kuvvet grafiği.



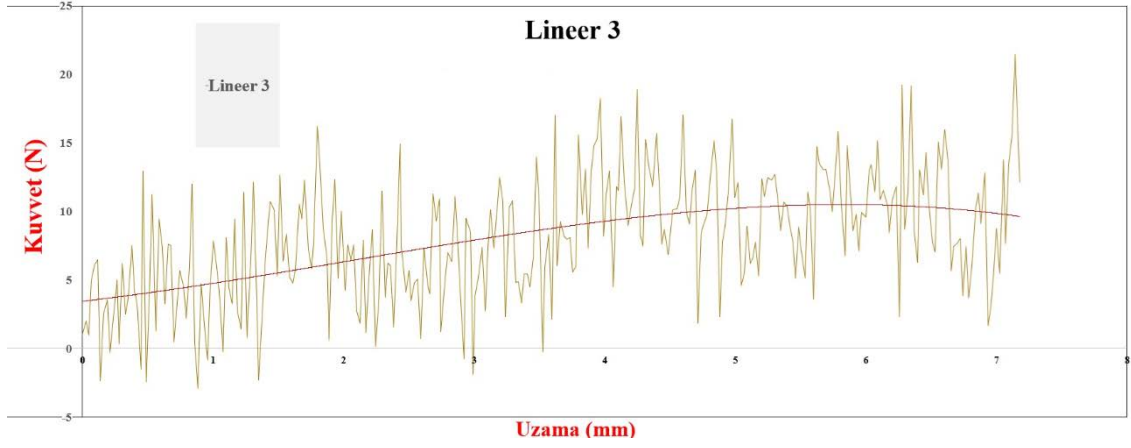
Şekil 3.7: Grup 1'e ait tüm konfigürasyonların kuvvet grafiği.



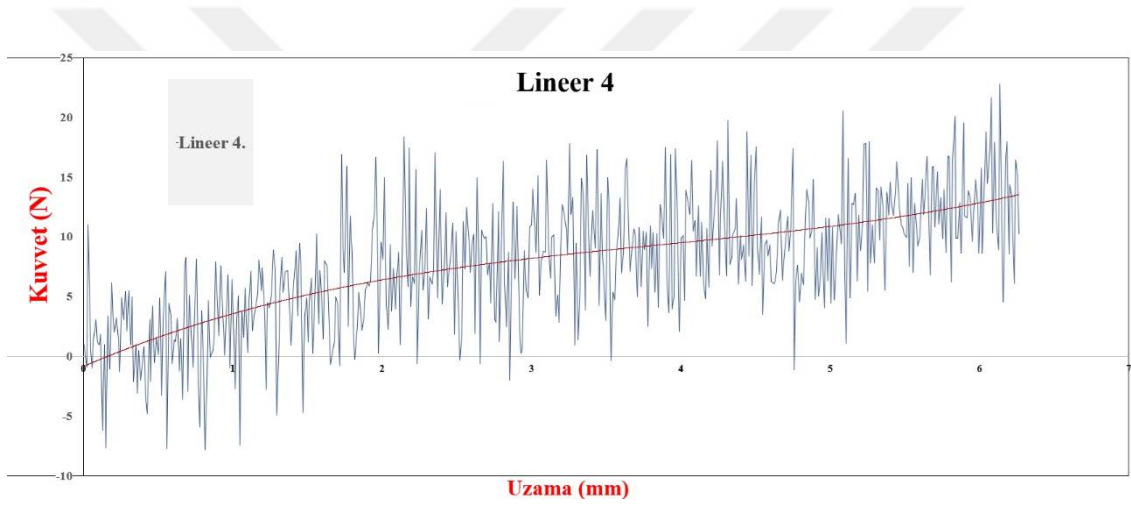
Şekil 3.8: Grup 2, Lineer 1'e ait kuvvet grafiği.



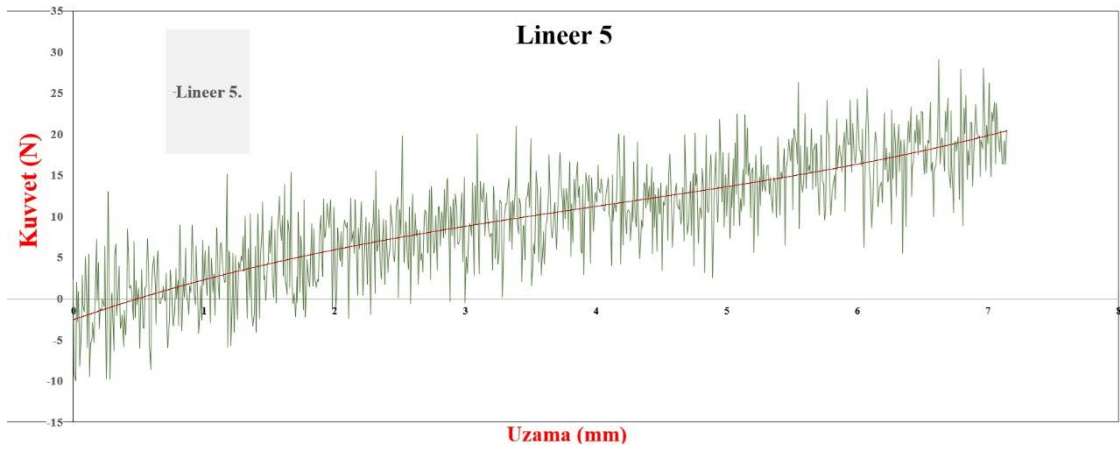
Şekil 3.9: Grup 2, Lineer 2'ye ait kuvvet grafiği.



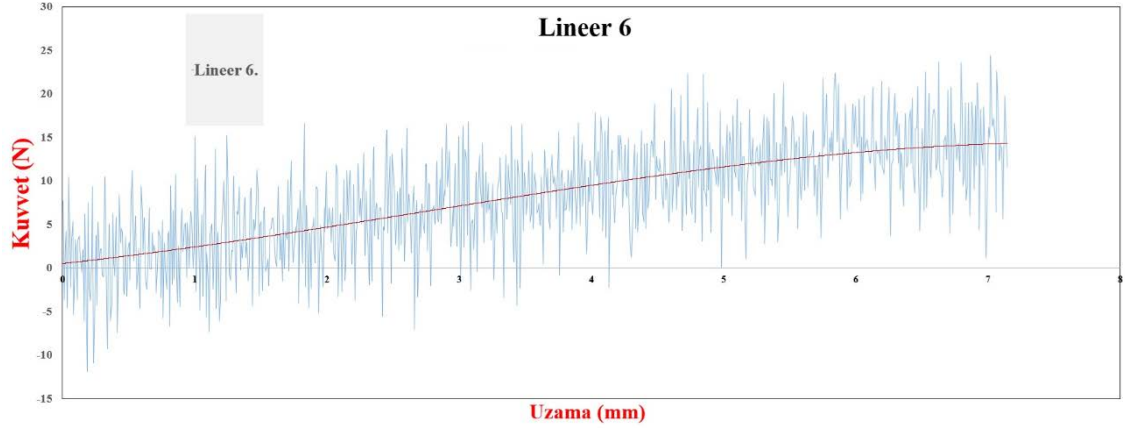
Şekil 3.10: Grup 2, Lineer 3'e ait kuvvet grafiği.



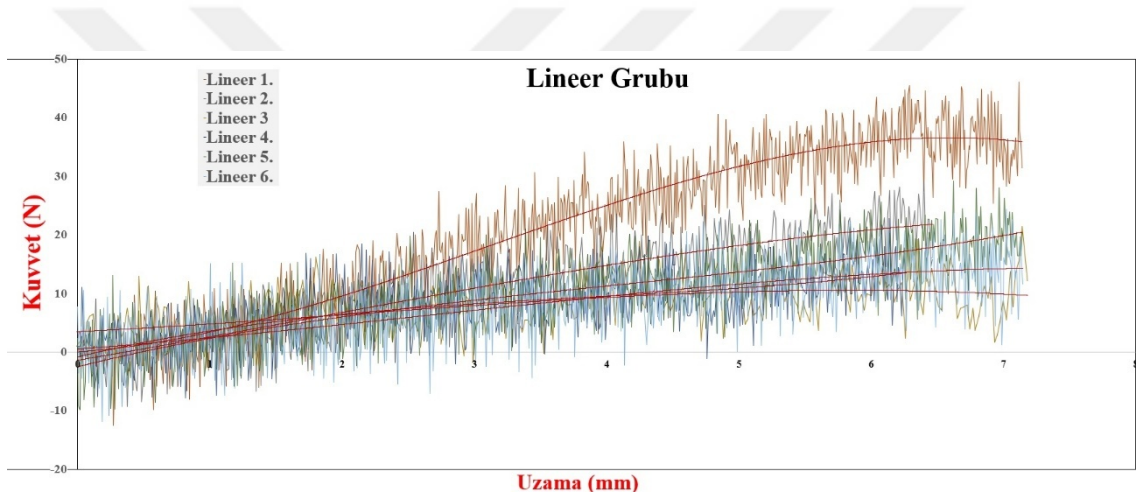
Şekil 3.11: Grup 2, Lineer 4'e ait kuvvet grafiği.



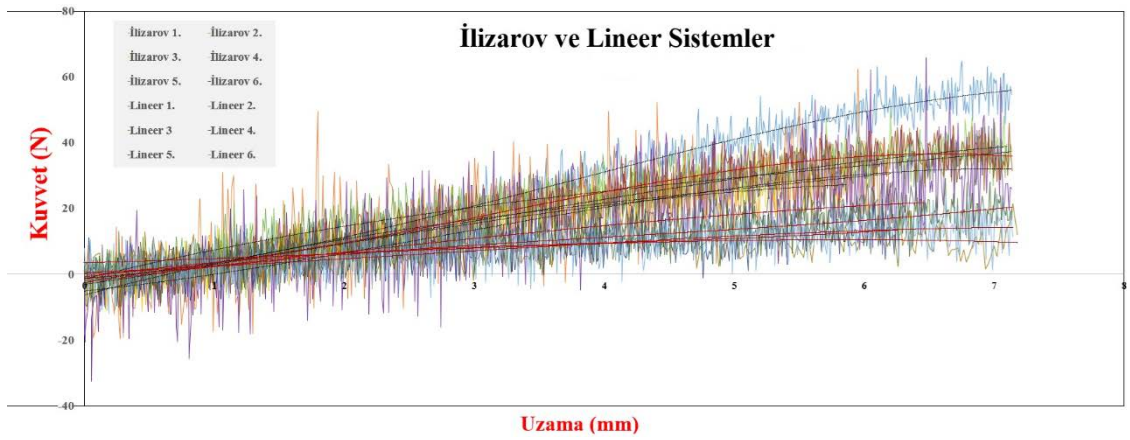
Şekil 3.12: Grup 2, Lineer 5'e ait kuvvet grafiği.



Şekil 3.13: Grup 2, Lineer 6'ya ait kuvvet grafiği.



Şekil 3.14: Grup 2'ye ait tüm konfigürasyonların kuvvet grafiği.



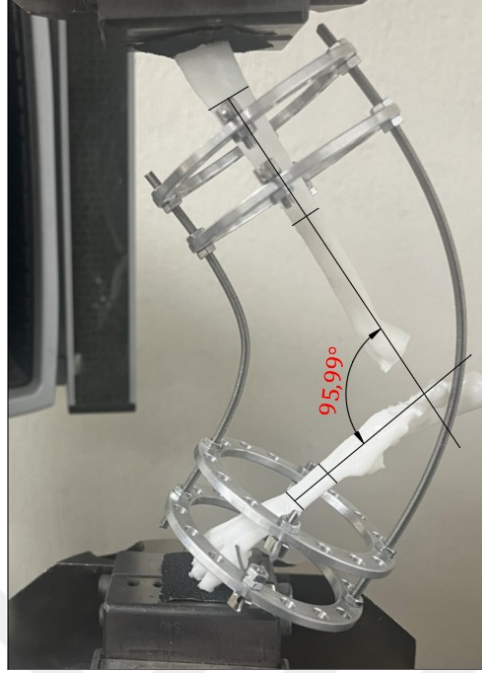
Şekil 3.15: Grup 1 ve Grup 2'ye ait tüm konfigürasyonların kuvvet grafiği.

3.2. Fiksator Konfigürasyonlarına Ait Açı Bulguları

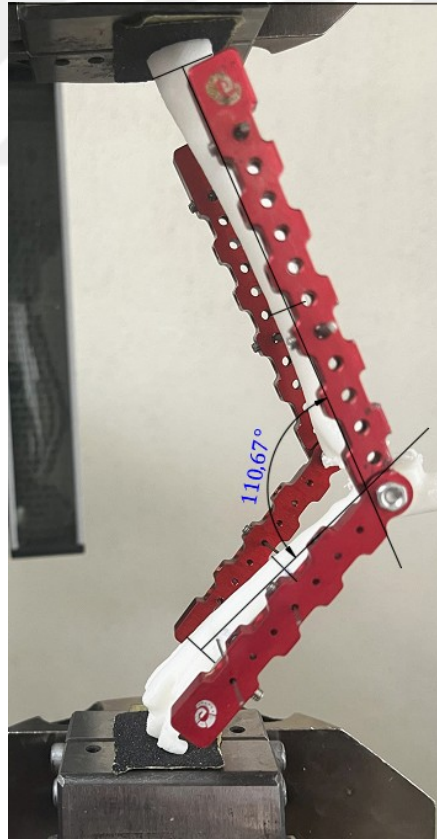
Konfigürasyonlar servo-hidrolik cihaza yerleştirilerek kuvvet uygulamasından önce ve $F_{\max}$ 'a ulaştıklarında sabit bir ekseninde fotoğrafları çekilerek (Resim 3.1, Resim 3.2), AutoCAD-2025 programı aracılığıyla açı ölçümleri gerçekleştirildi. Elde edilen açı verileri doğrultusunda açı farkları hesaplandı (Çizelge 3.2).

Çizelge 3.2: Aksiyal kompresyon kuvveti sonucu $F_{\max}$ değerlerinde elde edilen açı ve açı farkları.

Grup	Numara	Açı	Açı Farkı
Grup 1	İlizarov 1	103,76	16,24
	İlizarov 2	105,22	14,78
	İlizarov 3	95,99	24,01
	İlizarov 4	97,46	22,54
	İlizarov 5	101,22	18,78
	İlizarov 6	99,38	20,62
Grup 2	Lineer 1	108,87	11,13
	Lineer 2	108,28	11,72
	Lineer 3	100,46	19,54
	Lineer 4	110,67	9,33
	Lineer 5	102,34	17,66
	Lineer 6	106,63	13,37



Resim 3.1: İlizarov 3'e ait $F_{\max}$ değerinde elde edilen açı.



Resim 3.2: Lineer 4'e ait $F_{\max}$ değerinde elde edilen açı.

3.3. Fiksator Konfigürasyonlarına Ait İstatistik Bulguları

İlizarov yöntemi ile stabilize edilen grupta ortalama kuvvet değeri $38,27 \pm 11,12$ olarak ölçülürken, Yeni Nesil Lineer fiksator kullanılan grupta bu değer $19,25 \pm 9,30$ olarak belirlendi. Gruplar arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p = 0,009$). İlizarov ortalama açı değeri $100,51 \pm 3,58^\circ$, Yeni Nesil Lineer Tarsal Fiksator ise $106,21 \pm 3,99^\circ$ olarak saptandı. Gruplar arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlıdır ($p = 0,026$). Bu bulgu, Yeni Nesil Lineer Fiksatorün eklem pozisyonlamasında daha geniş bir açı sağladığını göstermektedir. Açı farkı bakımından İlizarov için ortalama $19,50 \pm 3,58^\circ$, Yeni Nesil Lineer için ise $13,79 \pm 3,99^\circ$ olarak kaydedildi. Bu fark istatistiksel açıdan anlamlı bulundu ($p = 0,026$). İlizarov konfigürasyonu, biyomekanik olarak Yeni Nesil Lineer Tarsal Fiksator'e kıyasla daha yüksek kuvvet dayanımına sahiptir. Ancak Yeni Nesil Lineer Tarsal Fiksator, eklem pozisyonunda İlizarov konfigürasyonuna göre açı stabilizasyonunu daha iyi koruması ile avantaj sağlamaktadır (Çizelge 3.3).

Çizelge 3.3: İlizarov Sirküler Eksternal Fiksasyon ile Yeni Nesil Lineer Tarsal Fiksatorün Üç Boyutlu Kedi Kemik Modelinde Kuvvet, Açı ve Açı Farkı Parametrelerine Göre Biyomekanik Karşılaştırılması

Parametre	Grup	Ort	SS	t	p
Kuvvet	İlizarov	38,27	11,12	3,213	0,009*
	Yeni Nesil Lineer	19,25	9,30		
Açı	İlizarov	100,51	3,58	-2,606	0,026*
	Yeni Nesil Lineer	106,21	3,99		
Açı Farkı	İlizarov	19,50	3,58	2,606	0,026*
	Yeni Nesil Lineer	13,79	3,99		

*: $p < 0,05$

4. TARTIŞMA

Eksternal fiksasyon sistemlerinin biyomekanik dayanıklılığının yalnızca uygulanan konfigürasyona değil, aynı zamanda hastanın yaşı, vücut ağırlığı gibi bireysel klinik parametrelerine de bağlı olarak değişkenlik gösterdiği belirtilmektedir. Bunun yanı sıra, uygulamanın yapıldığı kemik segmentinin anatomik özellikleri ve fiziksel yapısı ile stabilize edilen bölgeye özgü mekanik yükleme özellikleri de sistemin dayanıklılığı üzerinde belirleyici rol oynamaktadır (Tobias ve Johnston, 2013). Andrzejewska (2019) yaptığı çalışmada, üç boyutlu yazıcı teknolojisiyle üretilmiş kemik modellerinin, biyomekanik testlerde güvenilir sonuçlar verdiği ve doğal kemik davranışını taklit edebildiği bildirmiştir.

Hastanın yaşı, vücut ağırlığı, kemik uzunluğu, kemiklerin fiziksel ve anatomik özelliklerinin bir örnek olarak toplanmasının imkansız olmasından dolayı bu çalışmanın materyalini hammadde PLA olan üç boyutlu kemik modelleri oluşturdu. Kemik modelleri için erişkin erkek kedi tibiası, tarsal kemikleri ve metatarsal kemikleri bilgisayarlı tomografide tarandı. DICOM formatında taranan ve anatomik olarak herhangi patoloji bulunmayan radyolojik görüntüler, programlarla üzerine çalışılarak 3 boyutlu dijital model haline getirildi. Daha sonra bilgisayar ortamında modeller hazırlandı. Modelleme için MİMİCS yazılımı kullanıldı. Modellerin basımı için ANYCUBİC İ3 MEGA makinesi kullanıldı. Makinenin dilimleyici yazılımı olarak ise CURA kullanıldı. Kemik basımları yapılırken cerrahi işlemler uygulanacağı için %30 dolgu oranı olan lineer desen uygulandı. Kemiklerin duvar kalınlığı standart olarak 1.2 mm olacak şekilde basıma hazırlandı. Kemikler hazırlandıktan sonra kullanım senaryosuna göre temizleme işlemi yapıldı. Kemiklere destek malzemesi hazırlanması gerekti ve destek baskısı yapıldı. Ardından tabladan modeller alındıktan sonra desteklerin temizlenme işlemi yapıldı ve son olarak yüzey tıraşlaması yapılarak modeller hazır hale getirildi. Konfigürasyonlar kemik modellerine uygulanıp tarsocrural artrodez yapıldıktan sonra her bir grupta 6 kemik olacak şekilde başta hammadde, açısı ve tüm özellikleriyle aynı olan kemik modelinde testler yapıldı.

Fragomen ve Rozbruch (2007) yaptıkları çalışmada, İlizarov konfigürasyonunun stabilitesi; artan sayıda halka kullanımı, halkalar arasındaki daha kısa mesafeler, her segmentin hem yakın hem de uzak uçlarını kontrol eden kemik boyunca halkaların açıklığının artırılması, halkalar arasındaki bağlantı sayısının artırılması ve kemiğe fiksasyon noktalarının sayısının fazla olmasıyla artacaktır. Çoğu yazar, her kemik segmentinin, halka başına iki fiksasyon noktası ve dört adet rod bulunan iki halkadan oluşan bir İlizarov konfigürasyonu ile stabilize edilmesini önermektedir. Çerçeve stabilitesi, halka özelliklerinden büyük ölçüde etkilenir. Daha küçük çaplı halkalar, aynı kalınlıktaki daha büyük halkalardan daha stabildir. Yapılan çalışmalarda halka çapını 2 cm azaltmanın eksenel çerçeve sertliğini %70 oranında artırdığı bulunmuştur. Biyomekanik olarak, ekstremiteye uyacak en küçük çaplı halka kullanılmalıdır. Ancak çok sıkı oturan bir halka ekstremiteye sıkışma ve ödemli hale gelen cilt ülserasyonuna neden olabilir şeklinde bildirmişlerdir.

İlizarov eksternal fiksasyon sistemlerinde çeşitli yapısal özelliklere sahip halka tipleri bulunmaktadır. Konfigürasyon planlanması sırasında, hastanın anatomik özellikleri ve klinik gereksinimleri doğrultusunda uygun stabiliteyi sağlamak için bu çeşitli halka tipleri kullanılabilir (Solomin, 2013).

Konfigürasyonu oluşturan rodların kemiğe oldukça yakın olması gerekir. Uygulanan pinlerin çalışma uzunluğu dayanıklılığı etkiler. Bu nedenle, pinlerin uzunluğunun kısa olmasının stabilizasyonu arttıracığı belirtilir (Decamp, 2015).

Bu tez çalışmasında 4 adet 50 mm çaplı 2,5 mm kalınlığında alüminyum sirküler ilizarov halkalarından, 3 mm çaplı dişli rodlardan, 3 mm çaplı hegzagonal somunlardan, pin tutuculardan 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. Konfigürasyonun tibiaya gelen kısmına 2 adet, metatarsal kemiklere gelen kısmına 2 adet sirküler halka yerleştirildi ve tarsocrural eklem seviyesinde rodlara 120° açı verildi. Tibiaya yerleştirilen her halkadan 1 adet 2 mm çaplı steinmann pin tam pin olarak uygulandı. Metatarsal kemiklere yerleştirilen her halkadan 0.8 mm çaplı krischner telleri tam pin olarak uygulandı. Bu çalışmada kullanılan pinlerin çalışma uzunluğu tüm konfigürasyonlarda 20-25 mm aralığında tutuldu.

Konfigürasyonların dayanıklılığını etkileyen faktörlerden biri de kullanılan pinlerin yapısıdır. Yivli pinlerin düz pinlere kıyasla özellikle akut fazda yaklaşık on kat daha yüksek kemik tutunma kuvvetine sahip olduğu, bu farkın kronik dönemde daha da belirgin hale geldiği belirtilmektedir (Decamp, 2015). Pinlerin uygulandığı anatomik bölgeye göre yiv yapısı değişiklik göstermelidir (Solomin, 2013).

Bu çalışmayı oluşturan 12 konfigürasyonun tümünde aynı tip yivsiz pinler ve teller kullanıldı. Bu konfigürasyonlara uygulanan aksiyal kompresyonun tarsocrural eklem üzerine etkilerinin birbirleri ile biyomekanik karşılaştırılması yapıldı. Yivsiz pin kullanımı tüm konfigürasyonların ortak özelliği olduğu için çalışma sonuçlarını etkilemediği düşünülmektedir.

Lineer eksternal fiksasyon sisteminde sabitleme pinleri, bağlantı cihazları (sabitleme kelepçeleri, pin tutucular) ve konektörlerden (bağlantı çubukları) oluşur. Konektörler ve bağlantı cihazları birlikte eksternal fiksasyon çerçevesini oluşturur. Tarsal eklem uygulamaları için eksternal fiksasyon sistemleri farklı çerçeve yapılandırmalarında mevcuttur. Bunlar; tek taraflı veya iki taraflı ve tek düzlemli, iki düzlemli veya çok düzlemli olarak sınıflandırılabilir. Tek taraflı-tek düzlemli (tip Ia); fiksator çerçeve, uzun yalnızca bir tarafından (çoğunlukla lateral) çıkıntı yapar ve yalnızca bir düzlemi kaplarken çerçeveler tamamen yarım pinlerden oluşmaktadır. Tek taraflı-biplanar (tip Ib); iki ayrı tip Ia çerçevesinin birleşimidir. Tip Ib çerçeveler de ekstremitenin yalnızca bir ayrı tarafından çıkıntı yapar. Ancak çerçeve iki düzlemi kaplar. Bilateral-uniplanar (tip II); çerçeve uzun iki tarafından (genellikle medial ve lateral) çıkıntı yapar ancak yalnızca bir düzlemi kaplar. Bu çerçeveler tamamen tam pinlerden veya tam ve yarım pinlerin bir kombinasyonundan yapılır. Bilateral-biplanar (tip III); tip I ve tip II çerçevelerin bir kombinasyonudur. Birçok farklı şekilde inşa edilebilir (Aithal vd., 2023).

Bu tez çalışmasında 2 adet Yeni Nesil Lineer Tarsal Fiksator'lerden, 8 adet 3 mm çaplı set screw (sabitleme vidası), 1 adet 3 mm çaplı hegzagonal somundan ve 1 adet 3 mm çaplı 8 mm uzunluğunda imbus civatadan oluşturuldu. İmplant bilateral (Tip-IIA) olarak uygulandığı için her iki tarafa da bu malzemelerden kullanıldı. Yeni Nesil Lineer Tarsal Fiksator implantın açılabilen tasarımı sayesinde 90°, 120°, 150° ve 180° derecede uygulanması mümkündür fakat tarsal eklem için eklem anatomik açısına en yakın olan

120° kullanıldı. İmplantın tibiaya gelen kısmına 2 adet 2 mm çaplı steinmann pin tam pin olarak, metatarsal kemiklere gelen kısmından ise 2 adet 0.8 mm çaplı krischner telleri tam pin olarak, bilateral uygulandı.

Yapılan çalışmalarda sirküler eksternal fiksatorün, unilateral fiksatörden daha fazla dayanıklılık sağladığı bildirilmiştir. Sirküler fiksatorlerin, unilateral fiksatorlerden varus/valgus açılanmasında dört kat ve anterior/posterior açılanmada ise yedi kat daha dayanıklı olduğu belirtilmektedir (Duda vd., 2002).

Bu çalışmadaki biyomekanik ve açı ölçümlerine bakıldığında İlizarov konfigürasyonu, biyomekanik olarak Yeni Nesil Lineer Tarsal Fiksator'e kıyasla daha yüksek kuvvet dayanımına sahiptir. Ancak Yeni Nesil Lineer Tarsal Fiksator, eklem pozisyonunda İlizarov konfigürasyonuna göre daha geniş açığa izin vermesi ile avantaj sağlamaktadır.

Kullanılan pin ve tellerin birbirleri arasındaki açılar da konfigürasyonun stabilizasyonunu etkilediği bildirilmiştir. Bu pinler arasındaki açı 60° den büyük olduğu takdirde, pinler arasında birbirlerine karşı çekiş gücü meydana gelirken, bu açı 60° den küçük olduğunda pinlerde zayıflama etkisinin olabileceği görülmektedir. Açı 60° olduğunda ise pinler birbirine karşı nötr etki göstermektedirler. Tellerin birbirleri ile yaptığı açı 90° olduğunda sistem tüm yer değiştirme kuvvetlerine karşı stabilizasyonunu korumaya çalışmaktadır (Solomin, 2013).

Bu çalışmada bir gruba Yeni Nesil Lineer Tarsal Fiksator konfigürasyonu, diğer gruba ise klasik İlizarov sirküler konfigürasyonu kuruldu. Tüm konfigürasyonlar güvenlik koridorlarını ihlal etmeden kemiklere uygulandı. İki grupta da tüm pinler tibia ve metatarsal kemiklerin lateral ve medial yüzeylerine dik olacak şekilde, tek bir pin halinde uygulandı. Bunun nedeni Yeni Nesil Tarsal Fiksatorün yapısının yalnızca tek pin uygulanmasına izin vermesi ve doğru bir karşılaştırma yapılabilmesi adına sirküler eksternal fiksatorlere de tek pin uygulaması yapılmasıdır.

Biyomekanik çalışmalarda kullanılan kemik ya da kemik benzeri modellerin test cihazına doğru bir basınç şekillenebilmesi için düzgün biçimde yerleştirilebilmesi gerekmektedir. Bu nedenle kemiğin distal ve proksimal uçlarda homojen bir temas yüzeyi oluşturulması kritik öneme sahiptir. Literatürde bu amaçla en sık tercih edilen yöntemlerden biri,

kemiğin uçlarının polimetilmetakrilat (PMMA) ya da polyester esaslı reçine dolgular ile sabitlenmesidir (Hottmann et al., 2020; Macarthur et al., 2020; Preston et al., 2016).

Yapılan bu çalışmada her bir kemik konfigürasyonunda tibianın proksimal ucundan yaklaşık 8 mm, metatarsal kemiklerin ise en distal kısmından yaklaşık 5 mm'lik segmentler osilatif kemik testeresiyle sabit devirde kesilerek düzlemsel bir temas yüzeyi oluşturulmuştur. Bu yüzeylerin hidrolik press makinesinin yük uygulayan tablası ile aynı ekseninde hizalanmasına özen gösterilmiş, böylece aksenal sapmalar minimize edilmiştir. Reçine kullanılmaksızın, test stabilitesini artırmak amacıyla her bir kemik ucu ile cihaz arasına çift taraflı zımpara şeritleri sabitlenmiş, bu sayede yüzey kaymaları önlenmiş ve kuvvetin doğrudan iletimi sağlanmıştır. Testler süresince bu sabitleme yöntemiyle ilgili herhangi bir mekanik komplikasyon gözlenmemiştir. Reçine kullanımının aksine, uygulanan metodun deformasyon davranışına etkisinin minimal olması, test sonuçlarının daha doğal ve fiziksel gerçekliğe yakın bir ortamda elde edilmesini sağlamıştır. Ayrıca, herhangi bir sabitleyici pin veya vida kullanılmaksızın gerçekleştirilen bu yöntem, sistemin sadece fiksator konfigürasyonları üzerinden değerlendirilmesine olanak tanımıştır.

Devereux vd. (2021) köpek kadavrasında tarsocrural eklem de kalkaneotibial vida yerleşim açısının eklem sağlamlığı üzerine yaptıkları çalışma ile üç boyutlu kedi kemik modelleri üzerinde gerçekleştirilen tarsocrural artrodez biyomekanik karşılaştırılması yapılan bu çalışma arasında önemli benzerlikler bulunmaktadır.

Her iki çalışmada da ekleme uygulanan aksiyel yük sonucunda anatomik açısını ne ölçüde koruyabildiği üzerinden değerlendirildi. Konfigürasyonların başarısızlık anı, sabit kabul edilen açının bozulmasıyla tanımlanmıştır. Devereux vd. (2021) yaptığı çalışmada, vida yerleştirilmeden önce eklem başlangıçta tam ekstensiyon pozisyonuna getirilmiş ve yaklaşık 136° ile 141° aralığında açılar elde edilmiştir. Bu elde edilen açı sabit tutularak, sırasıyla kalkaneusa ve tibia eksenine dik şekilde yerleştirilen vidaların konfigürasyonların sağlamlığı üzerindeki etkisi karşılaştırılmıştır. Testler sırasında eklemin fleksiyon hareketi başladığı anda ölçülen maksimum kuvvet, konfigürasyonun başarısızlık yükü olarak kaydedilmiştir.

Çalışmamızda da benzer şekilde her iki artrodez modelinde de 120° referans olarak alınmış olup tüm konfigürasyonlar bu eklem açısında sabitlendi. Daha sonra bilgisayar kontrollü basınç sisteminde aksiyel kompresyon uygulanmıştır. Bu değerlendirmede, artrodez hattında deformasyon sonucu meydana gelen açısal sapma AutoCAD 2025 yazılımı ile ölçülmüş ve fiksatorlerin bu açıyı koruyabilme yetenekleri analiz edildi. Bulgularımızda, sirküler fiksator konfigürasyonlarında ortalama 19,50° sapma gözlenmiş olup, Yeni Nesil Lineer fiksator sisteminde ise bu sapma ortalama 13,79° olarak bulundu. Sonuç olarak hem vida kullanılan internal stabilizasyonda hem de eksternal fiksasyon kullanılan sabitleme sistemlerinde, açısal optimizasyonun biyomekanik testlerde sağlamlığı belirleyen önemli bir unsur olduğu dikkat çekmektedir.

Latt vd. (2015) tarafından yapılan çalışmada 9 adet insan kadavrasında, tarsal eklem de artrodez uygulamak amacıyla iki farklı fiksasyon yönteminin biyomekanik karşılaştırılması yapılmıştır. Bu konfigürasyonları sirküler eksternal fiksasyon (butt frame konfigürasyonu) ve başsız kompresyon vidaları oluşturmuş olup bu sistemlerin kompresyon kuvvetleri karşılaştırılmıştır. Çalışmada özel olarak tasarlanmış mini İlizarov ölçüm sistemi aracılığıyla doğrudan kuvvet ölçümü yapılmış ve tam sirküler eksternal fiksasyon konfigürasyonunun ortalama 230 ± 66 N kompresyon sağladığı, buna karşın başsız kompresyon vidalarının ise yalnızca 147 ± 65 N düzeyinde kompresyon oluşturduğu görülmüştür.

Bahsedilen bulgular, bu çalışmada da üç boyutlu kedi tarsal kemik modelleri üzerinde uygulanan sirküler eksternal fiksator konfigürasyonlarının dayanımına dair elde edilen bulgularla temel prensipler açısından benzerlik göstermektedir. İki çalışma arasında; tür (kedi vs. insan), model (gerçek kemik modeli vs. üç boyutlu kemik modeli) ve test yöntemi (anlık kuvvet ölçümü vs. maksimum kuvvet ölçümü ve deformasyon temelli açı değişimi) açısından farklılıklar görülse de temel bulgu sirküler fiksatorlerin dayanımının yüksekliği her iki çalışmada da açık şekilde ortaya konulduğu görülmektedir. Latt vd. (2015) yaptığı çalışma da “butt frame” tipi fiksator, bu çalışmada da yer alan klasik tam halkalı sirküler sistemle yapısal benzerlik taşımakta olup, kompresyon yönünden deformasyon üretme yeteneği benzer şekilde değerlendirilmiştir.

Cross vd. (2004) tarafından yapılan bir çalışmada, kemiklerin distal bölümlerini stabil hale getirmek amacıyla altı farklı sirküler fiksator konfigürasyonu kullanılmıştır. Bu konfigürasyonlar farklı eksenlerde biyomekanik testler yapılarak kuvvet dayanımları açısından karşılaştırılmıştır. Bu konfigürasyonlarda tam halka, 5/8 halka, tutma teli destekli oluşumlar ve çift halka sistemleri kullanılmıştır. Konfigürasyonlara; aksiyal kompresyon kuvveti, torsiyon, mediolateral ve craniocaudal yönde bükülme kuvvetleri uygulanarak testler değerlendirilmiştir. Bunun sonucu olarak tam halka içeren konfigürasyonların uygulanan tüm kuvvetlerde istatistiksel olarak anlamlı şekilde daha sağlam olduğu görülmüştür. Özellikle çift tam halka kullanılmış olması konfigürasyonun sağlamlığını arttıran önemli yapısal faktörler olarak öne çıkmıştır.

Bu bulgular çalışmada kullanılan sirküler eksternal fiksasyon konfigürasyonunun sağlamlığı ile doğrudan karşılaştırılabilmektedir. Bu çalışmada kullanılan sirküler sistemin tam halka içermesi, Cross vd. (2004) bulgularıyla uyumlu bir biçimde olduğu görüldü. Bu çalışmamızda tam halka içeren sirküler sistem lineer sisteme göre daha fazla yük taşıma kapasitesine sahip olduğu saptanmıştır. Her iki çalışmada da tam halka uygulamalarının konfigürasyon sağlamlığını anlamlı şekilde arttırdığı ortak bir bulgu olarak görülmektedir.

Cross vd. (2004) biyomekanik analizlerinde 22 mm çapında ve 25 cm uzunluğunda plastik kemik benzeri malzeme olan silindirik acetal resin çubuklar kullanılmıştır. Bu tezde gerçek eklem konfigürasyonunu oluşturan, sabit artrodez açısı 120° olarak uygulanmış olup ve üç boyutlu kemikler kullanıldığı için daha klinik odaklı bir modelleme yapıldığı düşünülmektedir.

Goffart vd. (2021) çalışmasında, köpek kavrularından elde edilen tarsocrural eklemlerin, geçici transartiküler stabilizasyon amacıyla kortikal vida ve Ultra-high molecular weight polyethylene (UHMWPE) suture malzemesi kullanılmış olup ve her iki yöntemin biyomekanik dayanıklılığı karşılaştırılmıştır. Stabilizasyon işlemi sırasında eklem yüzeylerine herhangi bir cerrahi müdahalede bulunulmamış, eklem doğal bütünlüğü korunarak 135°'lik bir açıyla sabitlenmiştir. Yapılar, kademeli olarak artan aksiyel yükler (60 N, 120 N, 180 N) uygulandıktan sonra, kuvvet başarısızlık noktasına kadar yüklenmiş ve bu süreçte maksimum taşıma kuvveti (Fmax) değerlendirilmiştir.

Elde edilen bulgulara göre, kortikal vida grubu ortalama 524.9 ± 148.7 N taşıma kapasitesine ulaşırken, UHMWPE grubunda bu değer 387.8 ± 105.6 N olarak kaydedilmiştir.

Çalışmamızda, 12 adet üç boyutlu yazıcı teknolojisiyle üretilmiş sentetik kedi ekstremitesi iki gruba ayrılarak, birinci gruba Yeni Nesil Lineer tarsal eksternal fiksator, ikinci gruba ise klasik sirküler eksternal fiksator uygulandı. Her iki grupta artrodez hattı 120° referans açısıyla sabitlendi, ardından bilgisayar kontrollü hidrolik pres cihazında aksiyel kompresyon uygulanarak taşıma kapasitesi ve açısal deformasyon ölçümleri gerçekleştirildi. Fiksator sistemlerinin deformasyon altındaki performansı, hem taşıma kapasiteleri ölçülmüş olup hem de AutoCAD 2025 yazılımı ile ölçülen açısal deformasyon parametresi üzerinden değerlendirildi. Bulgularımıza göre, sirküler fiksator grubu ortalama 38,27 N, lineer fiksator grubu ise 19,25 N düzeyinde maksimum yük taşıyabildi. Açısal sapma bakımından ise sirküler sistemde ortalama $19,50^\circ$, lineer sistemde ise $13,79^\circ$ lik deformasyon saptandı.

Her iki çalışmada da temel amaç tarsocrural eklemden oluşturulan stabilizasyonun aksiyel yük altında ne ölçüde korunduğunu ortaya koymaktır. Goffart vd. (2021) çalışmasında kullanılan kemikler gerçek kemik dokusuna sahip kadavralardan oluşmaktadır. Eklem yüzeylerine herhangi bir cerrahi işlem (osteotomi) uygulanmamıştır. Eklemi sabitleyen sistemler geçici immobilizasyon amacıyla transartiküler olarak yerleştirilmiştir. Bu çalışmanın modelinde ise polimer bazlı üç boyutlu yazıcı teknolojiyle üretilmiş sentetik kemik modeli kullanılmış olup, her iki grubu da ekleme osteotomi uygulanarak artrodez hattı fiksatorlerle yeniden anatomik hizaya getirilerek stabilizasyon sağlanmıştır. Dolayısıyla Goffart'ın çalışmasında eklem bütünlüğünün korunurken, anatomik yapının biyomekanik dayanımı dikkate alınmıştır. Bu çalışmada kullanılan model gerçek cerrahi artrodez simülasyonu içeren ve kemik segmentleri arasında fiksator dayanımını test etmektedir.

Sonuç olarak, her iki çalışmada kullanılan sistemlerin değerlendirme yöntemleri bazı yönleriyle farklılık gösterse de, elde edilen bulgular fiksasyon sistemlerinin geometrisi, uygulama tekniği ve yük altındaki davranışları üzerine önemli ve karşılaştırılabilir veriler sunduğu düşünülmektedir.

Rijitide, bir sistemin uygulanan kuvvet altında deformasyona karşı direnci olarak tanımlanır ve uygulanan yükün ortaya çıkan yer değiştirmeye oranı olarak hesaplanır (Fleming vd., 1989). Roberts vd. (2005) yaptıkları çalışmada, insan tibia kemiğinin malzeme ve geometrik özelliklerine göre üretilen fiberglas kompozit tibia kemiklerinin proksimal 1/3'ünü test modeli olarak kullanmış, bu kemikler 20 cm dış çapa, 16 cm iç çapa ve 2 cm kalınlığa sahip dört alüminyum halkadan oluşan, aynı özelliklere sahip bir test çerçevesine sabitlemişlerdir. Aynı özelliklere sahip çerçeve kullanımının amacı, çerçeve deformasyonunu ortadan kaldırmak ve böylece tellerin davranışının tek başına incelenebilmesiydi. Teller tibianın merkezinde çaprazlandı ve tibia halkanın ortasındaydı. Tellerin birbirlerine göre çapraz açıları 30°, 40°, 50°, 60°, 70°, 80° ve 90°'di. Her bir tel üzerindeki işaretleyiciler, herhangi bir büyük tel kaymasını tespit etmek ve düzeltmek için gözlendi. Aynı özelliklere sahip çerçevenin rijiditesi, proksimal halkaya bağlanmış 17 cm x 17 cm x 1,5 cm'lik bir alüminyum "sert" plaka kullanılarak test edildi. Yükler servo-hidrolik bir yük çerçevesi kullanılarak yük plakası üzerinden uygulandı. Merkezi kompresyon, medial kompresyon, posterior kompresyon, posteromedial kompresyon ve burulma olmak üzere beş yükleme yöntemi kullanıldı. Sıkıştırma yükü her vaka için 100 N'di. Beş ayrı kemik test edildi ve her kemik için her yükleme düzeninde her tel çaprazlama açısı için beş tekrar yapıldı. Çalışmada rijidite değerleri 'Rijidite=N/Lineer deformasyon (mm) ya da N/Açısal deformasyon (°) formülü ile hesaplanmış, hem mm başına kuvvet (N/mm), hem de derece başına moment (Nm/°) birimleriyle sunulmuştur.

Bu çalışmada da, çalışmanın materyalini, hammaddesi PLA olan erişkin erkek kedi tibiası, tarsal kemikleri ve metatarsal kemiklerden oluşan üç boyutlu kemik modelleri oluşturdu. Bu üç boyutlu kemik modellerinin deneysel ortamların güvenilirliğini artırdığı ve karşılaştırmayı daha anlamlı kıldığı düşünülmektedir. Konfigürasyonların bir grubunda aynı özellikleri taşıyan 4 adet 50 mm çaplı 2,5 mm kalınlığında alüminyum sirküler ilizarov halkaları; diğer grubunda ise yine aynı özellikleri taşıyan 2 adet Yeni Nesil Lineer Tarsal Fiksatorler kullanıldı. Her iki grupta artrodez hattı 120° referans açısıyla sabitlendi, servo-hidrolik test cihazı ile aksiyel kompresyon uygulanarak taşıma kapasitesi ve açısal deformasyon ölçümleri gerçekleştirildi. Yaptığımız bu çalışmadaki rijidite bulgularına değinecek olursak 'Rijidite=N/ Açısal deformasyon (°) formülü ile hesaplanmanın doğru olacağı düşünüldü. Bu doğrultuda birinci grubunun (İlizarov sirküler eksternal fiksator) konfigürasyonlarının ortalamaları için rijidite (38,27N/19,50°)

1,96 N/° bulunurken; ikinci grubun (Yeni Nesil Lineer Tarsal Fiksator) konfigürasyonlarının ortalamaları için rijidite (19,25N/13,79°) 1,40 N/° olarak bulundu. Sonuç olarak bakıldığında İlizarov konfigürasyonlarının açısal deformasyona karşı daha yüksek direnç gösterdiği yani daha rijid olduğunu ortaya koyulmaktadır. Rijidite hesaplamaları açısal fark ve maksimum kuvvet bulgularıyla birlikte değerlendirildiğinde ise, İlizarov konfigürasyonunun hem rijidite hem de yük taşıma kapasitesi açısından lineer sisteme göre daha avantajlı olduğu söylenebilmektedir.

Bu çalışmada, İlizarov sirküler sistem ile Yeni Nesil Lineer Tarsal Fiksator konfigürasyonlarının biyomekanik performansları, rijidite ve kuvvet taşıma kapasitesi açısından karşılaştırıldı; rijidite değeri, uygulanan maksimum kuvvetin (F_{max}) oluşturduğu açısal deformasyona oranlanarak hesaplandı. Benzer bir yaklaşım Park vd. (2021) yaptıkları çalışmada da görülmüş ve eksternal fiksasyonda kullanılan pinlerin tipi (unikortikal vs. bikortikal) değiştirilerek sistemlerin rijidite ve yük taşıma performansı karşılaştırılmıştır. Her iki çalışmada da, sistemlerin rijidite değerleri deformasyon miktarına karşı direnç üzerinden değerlendirilmiş; rijiditenin daha rijid sistemlerde yük altında daha az şekil değişikliğiyle birlikte daha stabil bir yapı sağladığı görülmektedir. Özellikle Park vd.'nin çalışmasında unikortikal pinlerin, bikortikal pinlere kıyasla hem aksiyel hem torsiyonel rijidite açısından anlamlı üstünlük sağladığı ve F_{max} değerinin daha yüksek olduğu belirtilmiştir ($p<0.05$). Bu bulgular, yaptığımız çalışmadaki İlizarov sisteminin hem rijidite hem de F_{max} açısından lineer fiksator üstünlük göstermesiyle benzer şekildedir. Ayrıca, Park vd.'nin çalışmasında yapı içinde yalnızca bir bileşenin değiştirilmesiyle sistem davranışında gözlenen anlamlı farklar, konfigürasyon geometrisinin ve yapısal bileşenlerin mekanik performans üzerindeki etkisini ortaya koymaktadır. Sonuç olarak hem literatürde hem de bu çalışmada elde edilen bulgular, eksternal fiksator sistemlerinin biyomekanik çalışmalarında rijidite, deformasyon yönü ve konfigürasyon karmaşıklığı gibi çok boyutlu parametrelerin birlikte değerlendirilmesinin gerekliliğini göstermektedir.

Bu çalışmada elde edilen rijidite bulguları, farklı fiksator konfigürasyonlarının uygulanan aksiyel yükler karşısında gösterdiği açısal stabiliteyi değerlendirmek için F_{max} temel alınarak hesaplandı. Elde edilen veriler doğrultusunda, İlizarov konfigürasyonunun rijidite değeri 1,96 N/°, Yeni Nesil Lineer Tarsal Fiksatorün ise 1,40 N/° olarak bulundu.

Bu sonuçlar, İlizarov sisteminin hem daha yüksek maksimum yük taşıyabildiğini hem de bu yük altında daha düşük açısal deformasyon gösterdiğini ortaya koymaktadır. Bu bulgular, Tan vd. (2014) tarafından yapılan çalışmanın sonuçlarıyla benzerlik göstermektedir. Tan vd. (2014), yaptıkları çalışmada, Taylor Spatial Frame (TSF) ve İlizarov eksternal fiksator sistemleri farklı konfigürasyonlarla karşılaştırılmış; aksiyel rijidite açısından klasik İlizarov konfigürasyonunun, TSF konfigürasyonlarına kıyasla daha yüksek rijidite sağladığı, buna karşılık TSF konfigürasyonunun oblik strut düzenlemesiyle torsiyonel rijiditeyi daha avantajlı bir duruma belirtilmiştir. Özellikle rijidite hesaplamalarının her iki çalışmada da uygulanan yükün (N) oluşan deformasyona (mm veya °) oranlanması yoluyla yapılmış olması, karşılaştırmanın metodolojik açıdan tutarlılığını güçlendirmektedir. Sonuç olarak rijiditenin yalnızca konfigürasyonun taşıma kapasitesi ile değil, uygulanan yük yönüne ve konfigürasyonun geometrik yapısına bağlı olarak farklılık gösterdiği; klinik sistem tercihlerinde bu parametrelerin birlikte değerlendirilmesi gerektiği anlaşılmaktadır.

5. SONUÇ ve ÖNERİLER

Bu çalışmanın amacı, İlizarov Sirküler Eksternal Fiksasyon ile Yeni Nesil Lineer Tarsal Fiksatorün üç boyutlu kedi kemik modeli üzerinde kuvvet, açı ve açı farkı parametreleri açısından biyomekanik karşılaştırılmasıdır.

Bu çalışmadan elde edilen veriler;

1. Yeni Nesil Lineer Tarsal Fiksator, İlizarov Sirküler Eksternal Fiksatorle karşılaştırıldığında implant fiksasyon süreci daha kolay gerçekleşmektedir.
2. Biyomekanik olarak İlizarov konfigürasyonunun, Yeni Nesil Lineer Tarsal Fiksatorle kıyasla daha yüksek kuvvet dayanımına sahip olduğu görülmektedir.
3. Yeni Nesil Lineer Tarsal Fiksator, eklem pozisyonunda İlizarov konfigürasyonuna göre daha geniş açığa izin vermesi ile avantaj sağlamaktadır.
4. Açı farkı ortalamaları ile rijidite hesaplamaları yapıldığında, İlizarov konfigürasyonlarının açısal deformasyona karşı daha yüksek direnç gösterdiği yani daha rijid olduğunu ortaya konulmaktadır.

Sonuç olarak bu çalışmada elde edilen bulgular, eksternal fiksator sistemlerinin biyomekanik çalışmalarında kuvvet, rijidite, deformasyon yönü ve konfigürasyonun geometrik yapısı gibi çok boyutlu parametrelerin birlikte değerlendirilmesinin gerekliliğini göstermektedir.

Deney sırasında kullanılan 3 boyutlu kemik modellerinde oluşabilecek öngörülme uyumsuzluk ve spontan deformasyonlar bu çalışmanın risk faktörünü oluşturmaktadır. Çalışmanın bulguları yalnızca servo-hidrolik cihaz kuvveti sonucu elde edildiğinden klinik uygulamalarla yapılan karşılaştırmalarla eşdeğer tutulamayacağı ön görülmektedir. İlizarov Sirküler Eksternal Fiksasyon ile Yeni Nesil Lineer Tarsal Fiksatorün kuvvet, açı ve açı farkı parametreleri açısından biyomekanik karşılaştırması yapılabilmesi için daha geniş çaplı klinik araştırmalara ihtiyaç duyulduğu kanaatine varıldı.

6. KAYNAKÇA

- Aithal, H.P., Pal, A., Kinjavdekar, P., Pawde, A.M. (2023). Textbook of Veterinary Orthopaedic Surgery. Springer.
- Andrzejewska, A. (2019). Biomechanical properties of 3D-printed bone models. Biosystems, 176: 52-55.
- Arıcan, M. (2020). Kedi ve Köpek Ortopedi ve Travmatoloji. Anka Promosyon Matbaa. Konya. s:283-286.
- Aspinall, V., Cappello, M. (2020). Introduction to Animal and Veterinary Anatomy and Physiology. 4th Ed., CABI, UK, p:42.
- Bible, J. E., Mir, H. R. (2015). External fixation: principles and applications. JAAOS-J Am Academy of Ortho Surg, 23(11); 683-690.
- Bilgili, H., Kürüm, B., Özdemir, Ö., Uluşan, S., Jaafar, S., Nasiboğlu, Ö. (2017). Sirküler Eksternal Fiksator ile Kırık Sağaltımı. Türkiye Klinikleri Vet Sci-Surg-Special Topics, 3(2); 58-62.
- Cinti, F., Pisani, G., Penazzi, C., Carusi, U., Vezzoni, L., Vezzoni, A. (2016). Central tarsal bone fracture in a cat. Vet Comp Ortho and Trauma, 29(02); 170-173.
- Corr, S. (2005). Practical guide to linear external skeletal fixation in small animals. In Practice, 27(2); 76-85.
- Cross, A.R., Lewis, D.D., Rigaud, S., Rapoff, A.J. (2004). Effect of various distal ring-block configurations on the biomechanical properties of circular external skeletal fixators for use in dogs and cats. Am J Vet Research, 65(4); 393-398.
- Çatakdere, M. (2022). Diyafer femur kırıklarında yeni tasarım s-plak ile düz-plakların biyomekanik yönden karşılaştırılması: EX vivo çalışma. Afyon Kocatepe Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Yüksek Lisans Tezi, 116s, Afyonkarahisar.
- DeCamp, C.E., Johnston, S.A., Déjardin, L.M., Schaefer, S. (2015). Brinker, Piermattei and Flo's handbook of small animal orthopedics and fracture repair. Elsevier Health Sciences.
- Dee J.F. (2005). Fractures of the tarsus. In: Johnson AL, Houlton JEF, Vannini R (eds). AO principles of fracture management in the dog and cat. Switzerland: AO Publishing; 349–357
- Deveci, M.Z.Y., Altuğ, M., Alakuş, İ., Yurtal, Z., Kırgız, Ö., Alakuş, H., İşler, C. T. (2022). Kedi ve Köpeklerde Metakarpal ve Metatarsal Kırıkların Tedavisi (32 Vakada Retrospektif Değerlendirme). Harran Üniv Vet Fak Derg, 11(1); 43-50.
- Devereux, S., Jack, M., Worth, A., Bridges, J. (2021). Calcaneotibial screws for immobilisation of the tarsocrural joint of dogs in extension: effect of the angle of screw placement on the force to failure in a canine cadaveric model. New Zealand Vet J, 69(5); 294-298. DOI: <https://doi.org/10.1080/00480169.2021.1931522>
- 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 Ortho Related Research (1976-2007), 396; 163-172.
- Dyce, K.M., Sack, W.O., Wensing, C.J.G. (2018). Veteriner Anatomi Konu Anlatımı ve Atlas. 4th Ed. Elsevier Health Sciences. p: 82-85.

- Egger, E. L. (1992). Instrumentation for external fixation. *Vet Clin North Am: Small Anim Pract*, 22(1); 19-43.
- Emara, K.M., Diab, R.A., Ghafar, K.A.E. (2015). Cost of external fixation vs external fixation then nailing in bone infection. *World J Ortho*, 6(1); 145.
- Fitzpatrick, N., Sajik, D., Farrell, M. (2013). Feline pantarsal arthrodesis using pre-contoured dorsal plates applied according to the principles of percutaneous plate arthrodesis. *Vet Comp Ortho Trauma*, 26(05); 399-407.
- Fleming, B., Paley, D., Kristiansen, T., Pope, M. (1989). A biomechanical analysis of the Ilizarov external fixator. *Clin Ortho Related Research*, (241); 95-105.
- Fossum, T.W. (2013). *Küçük Hayvan Cerrahisi*. 4. Baskı. Medipres, Malatya.
- Fragomen, A.T., Rozbruch, S. R. (2007). The mechanics of external fixation. *HSS J*, 3(1); 13-29. DOI: <https://doi.org/10.1007/s11420-006-9025-0>
- Frydryšek, K., Kohut, J., Bajtek, V., Milan, Š.Í.R., Pleva, L. (2016). Ring Fixators in Traumatology (An Engineering Point of View). Modeling, Simulation and Identification/841: Intelligent Systems and Control [online]. Calgary, AB, Canada: ACTAPRESS, 2016-840.
- Goffart, L.M., Reif, U., Hettlich, B.F., Kramer, M. (2021). Biomechanical comparison of screw and suture fixation for temporary transarticular tarsocrural immobilization in canine cadavers. *Vet Surg*, 50(8); 1670-1680. DOI: <https://doi.org/10.1111/vsu.13734>
- Guilliard, M.J. (2010). Third tarsal bone fractures in the greyhound. *J Small Anim Prac*, 51(12); 635-641.
- Gürger, M. (2009). Helikal plak ve düz plakların biyomekanik karşılaştırılması/The biomechanical comparison of helical plate and straight plates.
- Harasen, G. (2002). Arthrodesis—part II: the tarsus. *The Canadian Vet J*, 43(10); 806.
- 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 Ortho Trauma*, 33(02); 089-095. DOI: <https://doi.org/10.1055/s-0039-3399572>
- Kadakia, R., Vu, C., Bariteau, J., Rege, R., Schenker, M. (2017). External Fixation versus Primary Open Reduction and Internal Fixation (ORIF) of Intra-articular Calcaneus Fractures. *Foot Ankle Ortho*, 2(3).
- Karabağlı, G. (2019). Kedilerde Tarsocrural Eklem Çıkıklarının Talo-tibial Kirschner Teli Uygulaması ile Sağaltımının Sonuçları 41 Olgu (2015-2017). *Turkish Vet J*, 1(1); 24-29.
- König, H.E., Liebich, H.G. (2014). *Veteriner Anatomi (Evcil Memeli Hayvanlar)*. 6th Ed. Medipres. p:239-258.
- Kraus, K.H., Toombs, J.P. Ness, M.G. (2008). *External fixation in small animal practice*. UK: John Wiley & Sons.
- Kulendra, E., Grierson, J., Okushima, S., Cariou, M., House, A. (2011). Evaluation of the transarticular external skeletal fixator for the treatment of tarsocrural instability in 32 cats. *Vet Comp Ortho Trauma*, 24(05); 320-325.
- Latt, L.D., Glisson, R.R., Adams Jr, S. B., Schuh, R., Narron, J.A., Easley, M.E. (2015). Biomechanical comparison of external fixation and compression screws for transverse tarsal joint arthrodesis. *Foot Ankle International*, 36(10); 1235-1242.

- Lundin, T.P.O., Pujari-Palmer, M., Svensson, G., Höglund, O.V. (2023). Canine ex vivo tarsal arthrodesis: fixation by using a new bone tissue glue. *Frontiers in Vet Sci*, 10; 1250147.
- Ma, C.H., Wu, C.H., Jiang, J.R., Tu, Y.K., Lin, T. S. (2017). Metaphyseal locking plate as an external fixator for open tibial fracture: clinical outcomes and biomechanical assessment. *Injury*, 48(2); 501-505.
- 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 Ortho Trauma*, 33(04); 252-257. DOI: <https://doi.org/10.1055/s-0040-1708497>
- Maley, J.R., Dvorak, L.D., Bahr, A. (2010). Diagnosis and management of a fracture of the lateral trochlear ridge of the talus in a dog. *Vet Comp Ortho Trauma*, 23(04); 284-288.
- Markel, M.D. (2019). Fracture biomechanics. *Equine fracture repair*, 12-23
- Mavrogenis, A.F., Megaloikonomos, P.D., Mauffrey, C., Scarlat, M. M., Simon, P., Hasegawa, K., Kehr, P. (2018). The best cited articles of the European Journal of Orthopaedic Surgery and Traumatology (EJOST): a bibliometric analysis. *Euro J Ortho Surg Trauma*, 28; 533-544.
- Meeson, R.L., Strickland, R. (2021). Traumatic joint luxations in cats: Reduce, repair, replace, remove. *J Feline Med Surg*, 23(1); 17-32.
- Moss, D.P., Tejwani, N.C. (2007). Biomechanics of external fixation. *Bulletin of the NYU Hospital Joint Diseases*, 65(4); 294-299.
- Mutlu, Z., Özsoy, S. (2003). Köpeklerin ekstremitelerinde ilizarov eksternal fiksator uygulamaları üzerine klinik çalışmalar. *İstanbul Üniv Vet Fak Derg*, 29(1); 119-135.
- Öncan, T. (2009). Köpeklerin coxofemoral, genu ve tarsal eklemlerinde rastlanan travmatik lezyonların klinik ve radyolojik değerlendirilmesi, Ankara Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Yüksek Lisans Tezi, 107s, Ankara.
- Palmer, R.H. (2012). External fixators and minimally invasive osteosynthesis in small animal veterinary medicine. *Vet Clin: Small Anim Pract*, 42(5); 913-934.
- Park, K.H., Park, H.W., Oh, C.W., Lee, J.H., Kim, J.W., Oh, J.K., Ha, S.S. (2021). Conventional bicortical pin substitution with a novel unicortical pin in external fixation: A biomechanical study. *Injury*, 52(7); 1673-1678.
- Paul, G.W. (2003). The history of external fixation. *Clin Podiatric Med Surg*, 20(1); 1-8.
- Perry, K. L. (2020a). Tarsal fractures: part 1. *Companion Anim*, 25(1); 31-36.
- Perry, K. L. (2020b). Tarsal fractures: part 2. *Companion Anim*, 25(3); 1-8.
- Pettit, G. D. (1992). History of external skeletal fixation. *Vet Clin North Am: Small Anim Pract*, 22(1); 1-10.
- 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. DOI: <https://doi.org/10.1111/vsu.12461>
- Prieur, W.D., Brinker, W.O., Olmstead, M.L., Sumner-Smith, G. (2013). *Manual of Internal Fixation in Small Animals*, 2nd Revised and Enlarged Ed. Springer-Verlag Berlin Heidelberg
- Roberts, C.S., Antoci, V., Antoci Jr, V., Voor, M.J. (2005). The effect of transfixion wire crossing angle on the stiffness of fine wire external fixation: a biomechanical study. *Injury*, 36(9);

- Sağlıyan, A., Han, M. C., Polat, E. (2017). Köpek ve Kedilerde Karpal ve Tarsal Artrodez. *Türkiye Klinikleri Vet Sci-Surg-Special Topics*, 3(2); 140-148.
- Schwarz, G. Fractures of the tarsus. In: Johnson AL, Houlton JEF, Vannini R (eds). *AO principles of fracture management in the dog and cat*. Switzerland: AO Publishing; 2005:349–357
- Sebastiani, A.M., Fishbeck D.W. (2005). *Mammalian Anatomy - The Cat*. 2nd Ed., Morton Publishing Company, Colorado, p: 35-36.
- Seger, C. B., Johnson, M. D., Wilson, L., Lewis, D. D. (2024). Pantarsal arthrodesis stabilized with circular external skeletal fixators in 8 dogs (2010–2022). *J Am Vet Med Assoc*, 1(aop); 1-7.
- Solomin, L. (Ed.). (2013). *The basic principles of external skeletal fixation using the Ilizarov and other devices*. Springer Science & Business Media.
- Sylvestre, A.M. (2019). Tarsal Joint. *Fracture Management Small Anim Pract*, 183-197.
- Şenol, E., Gündemir, O., Duro, S., Szara, T., Demiraslan, Y., Karadağ, H. (2022). A pilot study: Can calcaneus radiographic image be used to determine sex and breed in cats?. *Vet Med Sci*, 8(5); 1855-1861
- 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. *Malaysian Ortho J*, 8(2); 35.
- Théoret, M.C., Moens, N.M. (2007). The use of veterinary cuttable plates for carpal and tarsal arthrodesis in small dogs and cats. *The Canadian Vet J*, 48(2), 165
- Thrall, D.E., Robertson, I.D. (2023). *Atlas of Normal Radiographic Anatomy and Anatomic Variants in the Dog and Cat-E-Book*. 3rd Ed., Elsevier Health Sciences. Printed in India, p: 167.
- Tobias, K.M., Johnston, S.A. (2013). *Veterinary surgery: small animal-E-BOOK: 2-volume set*. Elsevier Health Sciences.
- Türken, M. A. (2009). Medial kelebek fragmanlı humerus cisim kırıklarında farklı internal tespit yöntemlerinin biyomekanik değerlendirilmesi. *Dokuz Eylül Üniversitesi, Tıp Fakültesi, Uzmanlık Tezi*, 61s, İzmir.
- Vannini, R. (2002). Tarsal luxations in cats. 1st World Orthopaedic Veterinary Congress, Munich, 5th - 8th September. p:195-196.
- Voss, K. (2010). Conditions of the tarsus-an update. Subject to the CABI Digital Library Terms & Conditions.
- Yardımcı, C., Özak, A., Önyay, T., İnal, K.S. (2016). Management of traumatic tarsal luxations with transarticular external fixation in cats. *Vet Comp Ortho Trauma*, 29(03); 232-238.