T.C.
ONDOKUZ MAYIS ÜNİVERSİTESİ
LİSANSÜSTÜ EĞİTİM ENSTİTÜSÜ
VETERİNERLİK CERRAHİSİ ANA BİLİM DALI

KÖPEKLERDE VİDA-PMMA VE PEDİKÜL VİDA-ROD SİSTEMLERİNİN *İN-VİTRO* BİYOMEKANİK OLARAK KARŞILAŞTIRILMASI

Doktora Tezi

Mustafa ACAROĞLU

Danışman
Prof. Dr. Ahmet ÖZAK

SAMSUN
2023

T.C.
ONDOKUZ MAYIS ÜNİVERSİTESİ
LİSANSÜSTÜ EĞİTİM ENSTİTÜSÜ
VETERİNERLİK CERRAHİSİ ANA BİLİM DALI

KÖPEKLERDE VİDA-PMMA VE PEDİKÜL VİDA-ROD SİSTEMLERİNİN *İN-VİTRO* BİYOMEKANİK OLARAK KARŞILAŞTIRILMASI

Doktora Tezi

Mustafa ACAROĞLU

Danışman

Prof. Dr. Ahmet ÖZAK

SAMSUN
2023

TEZ KABUL VE ONAYI

Mustafa ACAROĞLU tarafından, **Prof. Dr. Ahmet ÖZAK** danışmanlığında hazırlanan **"KÖPEKLERDE VİDA-PMMA VE PEDİKÜL VİDA-ROD SİSTEMLERİNİN *İN-VİTRO* BİYOMEKANİK OLARAK KARŞILAŞTIRILMASI"** başlıklı bu çalışma, jürimiz tarafından 3.3.2023 tarihine yapılan sınav sonucunda oy birliği ile başarılı bulunarak Doktora Tezi olarak kabul edilmiştir.

	Unvanı Adı Soyadı **Üniversitesi** **Ana Bilim/Ana Sanat Dalı**	**İmza**	**Sonuç**
Başkan	Prof. Dr. Ahmet ÖZAK Ondokuz Mayıs Üniversitesi Veteriner Fakültesi Veterinerlik Cerrahisi Ana Bilim Dalı		☒ Kabul ☐ Ret
Üye	Prof. Dr. Fatma Eser ÖZGENCİL Yakın Doğu Üniversitesi Veteriner Fakültesi Veterinerlik Cerrahisi Ana Bilim Dalı		☒ Kabul ☐ Ret
Üye	Prof. Dr. Zülfikar Kadir SARITAŞ Afyon Kocatepe Üniversitesi Veteriner Fakültesi Veterinerlik Cerrahisi Ana Bilim Dalı		☒ Kabul ☐ Ret
Üye	Prof. Dr. Alper ÇİFTCİ Ondokuz Mayıs Üniversitesi Veteriner Fakültesi Veterinerlik Mikrobiyolojisi Ana Bilim Dalı		☒ Kabul ☐ Ret
Üye	Prof. Dr. Cenk YARDIMCI Ondokuz Mayıs Üniversitesi Veteriner Fakültesi Veterinerlik Cerrahisi Ana Bilim Dalı		☒ Kabul ☐ Ret

Bu tez, Enstitü Yönetim Kurulunca belirlenen ve yukarıda adları yazılı jüri üyeleri tarafından uygun görülmüştür.

ONAY
… / … / …
Prof. Dr. Ahmet TABAK
Enstitü Müdürü

BİLİMSEL ETİĞE UYGUNLUK BEYANI

Hazırladığım Doktora tezinin bütün aşamalarında bilimsel etiğe ve akademik kurallara riayet ettiğimi, çalışmada doğrudan veya dolaylı olarak kullandığım her alıntıya kaynak gösterdiğimi ve yararlandığım eserlerin Kaynaklar'da gösterilenlerden oluştuğunu, her unsurun enstitü yazım kılavuzuna uygun yazıldığını ve TÜBİTAK Araştırma ve Yayın Etiği Kurulu Yönetmeliği'nin 3. bölüm 9. maddesinde belirtilen durumlara aykırı davranılmadığını taahhüt ve beyan ederim.

Etik Kurul Gerekli mi?

Evet ☐ (Gerekli ise ekler kısmına ekleyiniz)

Hayır ☒

07 / 03 / 2023
Mustafa ACAROĞLU

TEZ ÇALIŞMASI ÖZGÜNLÜK RAPORU BEYANI

Tez Başlığı: KÖPEKLERDE VİDA-PMMA VE PEDİKÜL VİDA-ROD SİSTEMLERİNİN *İN-VİTRO* BİYOMEKANİK OLARAK KARŞILAŞTIRILMASI

Yukarıda başlığı belirtilen tez çalışması için şahsım tarafından 03.01.2023 tarihinde intihal tespit programından alınmış olan özgünlük raporu sonucunda;

Benzerlik oranı : % 2

Tek kaynak oranı : % 1 çıkmıştır.

07 / 03 / 2023
Prof. Dr. Ahmet ÖZAK

ÖZET

KÖPEKLERDE VİDA-PMMAVE PEDİKÜL VİDA-ROD SİSTEMLERİNİN *İN-VİTRO* BİYOMEKANİK OLARAK KARŞILAŞTIRILMASI

Mustafa ACAROĞLU
Ondokuz Mayıs Üniversitesi
Lisansüstü Eğitim Enstitüsü
Veterinerlik Cerrahisi Ana Bilim Dalı
Doktora, Mart/2023
Danışman: Prof. Dr. Ahmet ÖZAK

Veteriner spinal cerrahide; travmalar, vertebral patolojiler veya cerrahi girişimler sebebiyle vertebralarda instabilite şekillenebilmektedir. Vertebral instabilite, ciddi spinal kord hasarı ve bunun sonucunda nörolojik bozuklukların oluştuğu, sonuçta da hastanın yaşam kalitesini oldukça düşüren bir durumdur. Bu sebeple, beşerî ve veteriner hekimlikte vertebra stabilizasyonu için implantlar devamlı araştırılıp, geliştirilmektedir. Bu tez çalışmasında, beşerî hekimlikte altın standart halini alan pedikül vida-rod sistemi ile veteriner hekimlikte sıkça kullanılan vida-Polimetil Metakrilat (PMMA) sistemlerini köpeklerin torako-lumbar bölgesinde biyomekanik olarak karşılaştırmak amaçlanmıştır.

Bu tez çalışmasının materyalini doğal yollardan veya ötanazi sonucu hayatını kaybetmiş, vertebral patolojisi bulunmayan 20 kg ve üzeri toplam 18 köpek oluşturdu. Köpeklerin T10-L3 segment aralığı önemli ligament yapıları sağlam bırakılacak şekilde yumuşak dokulardan ayrıldı ve tüm çalışma boyunca -20°C'de muhafaza edildi. Gruplar, rastgele seçilen ve altı numuneden oluşan, kontrol, vida-PMMA ve vida-rod grubu şeklinde üçe ayrıldı. Gruplara cerrahi uygulamalardan önce ve sonra bilgisayarlı tomografi çekilip anatomik ve patolojik bulgular değerlendirildi.

Kontrol grubuna sadece laminektomi, stabilizasyon gruplarına ise laminektomi ardından implant uygulandı. Numuneler test günü çözdürülüp, rijit poliüretan ile kalıplama yapıldı. Daha sonra numunelere; 3 Hz. frekansta 50,000 çevrim boyunca sinüzoidal dalga formunda dinamik fleksiyon–ekstensiyon momenti uygulandı. Ön dinamik yükleme sonrasında bütün numunelere, azami yük değeri elde edilip kırılana kadar 5 mm/dk statik eğme momenti uygulandı. Elde edilen verilerden rijitlik ve hareket açıklığı (ROM) değerleri hesaplandı.

En rijit gruplar sırasıyla vida-rod, kontrol ve PMMA grubu olmuştur. En az hareket açıklığına sahip gruplar sırasıyla PMMA, vida-rod ve kontrol grubu olmuştur. Gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamıştır.

Sonuç olarak, dört vida ile yapılan fiksasyonun özellikle büyük ırk köpeklerde yetersiz kaldığı, vida sayısının altıya, ideal olarak da sekize çıkartılması ile rijit bir fiksasyon sistemi elde edilebileceği kanaatine varıldı.

Anahtar Sözcükler: Biyomekanik karşılaştırma, Hareket açıklığı, Pedikül vida, PMMA

ABSTRACT

IN-VITRO BIOMECHANICAL COMPARISON OF SCREW-PMMA AND PEDICLE SCREW-ROD SYSTEMS IN DOGS

Mustafa ACAROĞLU
Ondokuz Mayıs University
Institute of Graduate Studies
Department of Veterinary Surgery
Ph.D., March/2023
Supervisor: Prof. Dr. Ahmet ÖZAK

In veterinary spinal surgery, vertebral instability may occur due to trauma, vertebral pathologies, or surgical interventions. Vertebral instability can result in severe spinal damage and consequent neurological impairment, significantly reducing the patient's quality of life. For this reason, implants for vertebral stabilization are continuously researched and developed in human and veterinary medicine. This PhD thesis aimed to biomechanically compare the pedicle screw-rod system, which has become the gold standard in human treatment, and the screw-Polymethyl Methacrylate (PMMA) system, which is frequently used in veterinary medicine, in the thoracolumbar region of dogs.

The material of this thesis study consisted of 18 dogs weighing 20 kg and over without vertebral pathology who died naturally or were euthanized. The T10-L3 segment of the dogs was separated from the soft tissues, leaving the important ligament structures intact and stored at -20°C throughout the study. The groups were divided into three randomly selected groups of six specimens: control, screw-PMMA, and screw-rod. Computed tomography was performed before and after the surgical procedures, and anatomical and pathologic findings were evaluated.

The control group underwent only laminectomy, and the stabilization groups underwent laminectomy followed by implantation. The specimens were thawed on the test day and moulded with rigid polyurethane. The samples were then subjected to a dynamic flexion-extension moment in a sinusoidal waveform for 50,000 cycles at 3 Hz. After the initial dynamic loading, a static bending moment of 5 mm/min was applied to all specimens until the maximum load value was obtained and failure occurred. The stiffness and range of motion (ROM) values were calculated from the data.

The most rigid groups were the screw-rod, control, and PMMA, respectively. The groups with the least range of motion were PMMA, screw-rod, and control, respectively. There was no statistically significant difference between the groups.

In conclusion, it was concluded that fixation with four screws was inadequate, especially in large breed dogs, and a rigid fixation system could be obtained by increasing the number of screws to six, ideally eight.

Keywords: Biomechanical comparison, Pedicle screw, PMMA, Range of motion

ÖN SÖZ VE TEŞEKKÜR

Memleketim Kıbrıs'tan mezun olup, doktora yapmak için geldiğim Samsun'da ilk günümden itibaren beni kanatlarının altına alan, yabancılık çektirmeyen, mesleğimizin en zor ve en stresli bilim dallarından birisi olan cerrahide emin adımlarla ilerlememi sağlayan, her düştüğümde beni kaldırıp, eskisinden daha güçlü, daha iyi olmamı sağlayan, dik durmayı, öz güvenli ve prensipli olmayı bana öğreten, nöroloji-nöroşirurji başta olmak üzere cerrahinin her alanındaki bilgisini ve tecrübesini sabırla öğretip ufkumu açan, düşünmeyi, sorgulamayı ve bilim yapmayı öğreten, maddi ve manevi hiçbir desteğini esirgemeyip, bana sadece hocalık değil, aynı zamanda abilik yapan değerli danışmanım Prof. Dr. Ahmet ÖZAK'a sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

Ortopedi konusunda kendisinden her gün yeni bir bilgi öğrendiğim Prof. Dr. Cenk YARDIMCI başta olmak üzere, cerrahi anabilim dalı hocalarım Prof. Dr. Özlem NİSBET'e, Dr. Öğr. Üyesi Kâmil SAĞLAM'a, Dr. Öğr. Üyesi Taylan ÖNYAY'a ve tüm cerrahi asistanları ve öğrencilerine bana kattıkları her şey için teşekkür ederim.

Tez çalışmama sağladıkları katkılar için jüri üyelerim Prof. Dr. Fatma Eser ÖZGENCİL, Prof. Dr. Zülfikar Kadir SARITAŞ ve Prof. Dr. Alper ÇİFTCİ'ye teşekkürlerimi sunarım.

Tezimin cerrahiyle alakalı her türlü aşamasında bana çok destek olan, dört yıllık doktora hayatımda her zaman dostluklarını hissettiğim, beraber çalışmaktan keyif ve gurur duyduğum arkadaşlarım Araş. Gör. Zeynep SEMERCİ, Burak Han KARAAĞAÇ, Gizem ÖZTÜRK ve Faruk Emre TÜRK'e teşekkür ederim.

Bu tez çalışmasındaki biyomekanik testlerin yapılmasını mümkün kılan, hiçbir karşılık beklemeden Labiotech biyomekanik laboratuvarının kapılarını bize açan Prof. Dr. Teyfik DEMİR'e, testlerin sorunsuz ve en iyi kalitede ilerlemesini sağlayan makine mühendisi Yunus USLAN'a ve emeği geçen tüm Labiotech çalışanlarına, bilgisayarlı tomografi çekimlerinde yardımlarını ve bilgilerini esirgemeyen Radyoloji Anabilim Dalı Öğretim Üyesi Prof. Dr. Murat DANACI ve radyoloji teknisyeni Didem AY'a, istatistik analizinde sağladığı katkılar için Prof. Dr. Filiz AKDAĞ'a teşekkür ederim.

Son olarak, uzakta da olsam her zaman yanımda hissettiğim değerli aileme maddi ve manevi tüm destekleri için sonsuz teşekkür ederim.

Mustafa ACAROĞLU

İÇİNDEKİLER

TEZ KABUL VE ONAYI ..... **i**
BİLİMSEL ETİĞE UYGUNLUK BEYANI ..... **ii**
TEZ ÇALIŞMASI ÖZGÜNLÜK RAPORU BEYANI ..... **ii**
ÖZET ..... **iii**
ABSTRACT ..... **iv**
ÖNSÖZ VE TEŞEKKÜR ..... **v**
İÇİNDEKİLER ..... **vi**
SİMGELER VE KISALTMALAR ..... **vii**
ŞEKİLLER DİZİNİ ..... **viii**
TABLOLAR DİZİNİ ..... **ix**
1. GİRİŞ **1**
2. LİTERATÜR BİLGİLERİ **4**
2.1. İnstabilite ve Stabilite Kavramları 4
2.1.1. İnstabilitenin Sebepleri 4
2.2. İntervertebral Disklerin Stabilite Üzerindeki Etkisi 5
2.3. Travma Sonrası Vertebral İnstabilite 5
2.3.1. İnstabilitenin Değerlendirilmesinde Anatomik Kompartman Modelleri 5
2.3.2. Hasar Gören Anatomik Yapıya Göre Stabilitenin Değerlendirilmesi 6
2.4. Vertebra Üzerine Etki Eden Kuvvetler ve Sonuçları 9
2.5. Akut ve Kronik İnstabilite 14
2.6. Travmatik Vertebra Hasarı 15
2.6.1. Travmatik Verebra Hasarının Nedenleri 15
2.6.2. Travma Sonrası Spinal Kord Hasarı 16
2.6.3. Travmatik İntervertebral Disk Ekstrüzyonu 17
2.6.4. Bölgeye Göre Vertebra Kırıkları ve Luksasyonların İnsidansı 18
2.7. Vertebra Kırıkları ve Luksasyonlarının Sağaltım Seçenekleri 19
2.7.1. Cerrahinin Endikasyonları 19
2.8. Vertebraya Cerrahi Yaklaşımlar 20
2.8.1. Laminektomi 20
2.8.2. Anatomik Redüksiyon 22
2.9. Cerrahi Stabilizasyon Yöntemleri 23
2.9.1. Eksternal Fiksasyon 23
2.9.2. Modifiye Segmental Fiksasyon (Spinal Kelepçe) 25
2.9.3. Plaklar ile Vertebral Fiksasyon 26
2.9.4. Pin/Vida ve PMMA ile Fiksasyon 28

2.9.5. Pedikül Vida ve Rod Sistemi ile Fiksasyon 33
2.10. Stabilizasyon Tekniklerinin Biyomekaniği 40
2.11. Kolumna Vertebralisin Temel Biyomekaniği 42
2.12. Veteriner Hekimliğinde Yapılan Karşılaştırmalı Biyomekanik Çalışmalar .. 48
2.12.1. Servikal Bölgede Yapılan Karşılaştırmalı Biyomekanik Çalışmalar 48
2.12.2. Torako-lumbar Bölgede Yapılan Karşılaştırmalı Biyomekanik Çalışmalar 51
2.12.3. Lumbo-sakral Bölgede Yapılan Karşılaştırmalı Biyomekanik Çalışmalar 55
3. MATERYAL VE YÖNTEM 57
3.1. Numunelerin Biyomekanik Test İçin Hazırlanması 64
3.2. Biyomekanik Testler 65
3.3. İstatistiksel Değerlendirme 67
4. BULGULAR VE TARTIŞMA 68
4.1. Eşkal Bilgileri 68
4.2. Bilgisayarlı Tomografi Bulguları ve İstatistik Verileri 68
4.3. Biyomekanik Test Sonuçları ve İstatistiksel Verileri 72
4.4. Numuneler Üzerinde Uygulanan İşlem Süreleri 73
5. TARTIŞMA 74
6. SONUÇ 85
KAYNAKLAR 88
ÖZ GEÇMİŞ 99

SİMGELER VE KISALTMALAR

PMMA	: Polimetil metakrilat
BT	: Bilgisayarlı tomografi
MRG	: Manyetik rezonans görüntüleme
ESF	: Eksternal fiksasyon
LCP	: Kilitli kompresyon plağı
SOP	: String of pearls/inci dizisi plağı
VHÜ	: Vertebral hareket ünitesi
KCC	: Kerf cut cylinder
AAİ	: Atlanto-aksiyal instabilite
IS	: İntervertebral genişletici
HU	: Hounsfield unit
ROM	: Hareket açıklığı
Ø	: Çap

TABLOLAR DİZİNİ

Tablo 4.1. T13 korpusuna ait ortalama kemik mineral dansite değeri 68
Tablo 4.2. L1 korpusuna ait ortalama kemik mineral dansite değeri 68
Tablo 4.3. Ortalama laminektomi uzunluğu 69
Tablo 4.4. Ortalama laminektomi genişliği 69
Tablo 4.5. T13-L1 arası ortalama uzunluk 69
Tablo 4.6. Ortalama T13 korpus genişliği 70
Tablo 4.7. Ortalama L1 korpus genişliği 70
Tablo 4.8. Ortalama T13 implant giriş açısı 70
Tablo 4.9. Ortalama L1 implant giriş açısı 70
Tablo 4.10. Ortalama T13 pedikül uzunluğu 71
Tablo 4.11. Ortalama L1 pedikül uzunluğu 71
Tablo 4.12. Ortalama T13 pedikül genişliği 71
Tablo 4.13. Ortalama L1 pedikül genişliği 71
Tablo 4.14. Ortalama yapısal bükülme rijitliği 72
Tablo 4.15. Ortalama hareket açıklığı 72

1. GİRİŞ

Kolumna vertebralis; vertebralar, faset eklemleri, intervertebral diskler, ligamentler ve kaslardan oluşan mekanik bir yapıdır. Bu kompleks yapının üç temel biyomekanik görevi vardır. Birincisi, ağırlığın ve vücudun oluşturduğu kuvvetlerin iletilmesi, ikincisi; kafa, gövde ve pelvis arasında fizyolojik hareketin sağlanması ve üçüncü ve en önemlisi, hayati öneme sahip olan spinal kordun korunmasıdır (Izzo et al., 2013; White and Panjabi, 1990). Bu görevlerin yerine getirilmesi için kolumna vertebralisin fonksiyonel hareketlerini yaparken aynı zamanda stabil kalması gerekmektedir. İntervertebral stabilitenin azalması çok ciddi spinal kord hasarına ve bunun sonucunda nörolojik bozukluklara yol açmaktadır.

Veteriner hekimlikte vertebral instabilitenin nedenleri arasında travmalar, vertebral patolojiler ve cerrahi girişimler bulunmaktadır. Spinal dekompresyon ve stabilizasyon için birçok cerrahi prosedür tarif edilmiştir (Fossum, 2018; Johnston and Tobias, 2017; Shores and Brisson, 2017; Wheeler and Sharp, 2005). Vertebra hasarlarının sağaltımında temel hedef, mekanik hasarın sebep olduğu primer hasarın ve bundan sonra gelişen sekonder hasarların önüne geçmektir. Primer hasarın giderilmesinde, spinal kordun dekompresyonu ve instabil hale gelmiş vertebranın stabilizasyonu için çeşitli teknikler uygulanmaktadır. Eğer vertebradaki instabilitenin fiksasyonu ertelenirse, hastanın nörolojik bulguları giderek kötüleşebilmektedir (Carlson et al., 1997; Carlson et al., 2003; Delamarter et al., 1995; Fehlings and Perring, 2006; Jeffery, 2010; La Rosa et al., 2004). Vertebral hasarın sağaltımına karar verirken hastanın nörolojik durumu ve bölgenin biyomekaniği ele alınmaktadır. Kompresyon yaratan ve stabil olmayan hasarlarda cerrahi endikedir. Vertebranın stabilitesini sağlayan kemik ve yumuşak dokular, yaşam boyunca sürekli olarak dış kuvvetlere maruz kalmaktadır. Bu kuvvetler arasında dorso-ventral bükülme, lateral bükülme, torsiyon, makaslama ve aksiyal kuvvetler yer almaktadır. Bu kuvvetlerin bir veya daha fazlasına aşırı yükün binmesi ile kırıklar ve luksasyonlar, dolayısıyla da instabilite meydana gelmektedir (Johnston and Tobias, 2017). Köpeklerin torako-lumbar segmenti en sık fleksiyon-ekstensiyon kuvvetine maruz kalmaktadır. Bu nedenle, bölgedeki vertebral hasarlardan bu kuvvetlerin sorumlu olduğu düşünülmektedir. Aynı zamanda post-operatif süreçte karşı konulması en zor kuvvetin de yine fleksiyon olduğu söylenmektedir (Jacobs et al., 1982; Knell et al., 2011; Walter et al., 1986). Stabilize edilen segmentin iyileşmesi birkaç hafta almaktadır ve bu

süreçte maruz kalınan yüklenme siklusları sonucunda fiksasyon sistemleri de etkilenmektedir. İmplantların bütünlüğünün bozulması stabilizasyonu ve dolayısıyla da hastanın nörolojik durumunu direkt olarak etkilemektedir. Bölgeye uygun ve rijit bir fiksasyon sistemi ile bu sorunlar büyük ölçüde azaltılabilmektedir (Walter et al., 1986).

Eğer cerrahi girişim tercih edilmiş ise, hangi fiksasyon tekniğinin doğru olduğu ve kullanılması gerektiği hakkında tam bir fikir birliği bulunmamaktadır. Tekniğin seçimi, cerrahın tecrübesine, implantların ulaşılabilirliğine ve hasta sahibinin ekonomik durumuna göre değişmektedir. Ana hedef, vertebral segmentlerin hizalanmasının tekrar sağlanması ve stabil hale getirilmesidir. Veteriner cerrahide bu bağlamda çeşitli teknikler öne sürülmüştür. Bunlar arasında vertebral gövde plakları, dorsal vertebral plaklar, pin-polimetil metakrilat (PMMA), vida-PMMA, eksternal fiksasyon, modifiye segmental stabilizasyon (spinal kelepçe) teknikleri yer almaktadır. Bunların yanında insanlarda altın standart halini almış olan pedikül vida ve rod sistemleri, veteriner literatüründe yer almaya başlamıştır (Meij et al., 2014; Özak et al., 2018; Smolders et al., 2012; Tellegen et al., 2015; Zindl et al., 2018).

Günümüzde giderek artan vertebra kırıkları, bunların hayvanlar ve hayvan sahipleri üzerindeki etkileri ve giderek gelişen sağaltım seçenekleri bulunurken, optimal tedavi seçenekleri hakkında bir fikir birliği bulunması, hastalar için başarı şansını artıracaktır. Torako-lumbar vertebral kırıkların insidansı oldukça fazla olmasına rağmen, bu bölgede uygulanan fiksasyon sistemleri arasında biyomekanik karşılaştırmalar çok az sayıdadır. Veteriner cerrahide popüler bir uygulama olan vida-PMMA ile daha yeni bir uygulama olan pedikül vida-rod sistemi daha önce torako-lumbar vertebrada biyomekanik olarak karşılaştırılmamıştır. Bu sistemlerin biyomekanik olarak ne derece farklı oldukları bilinmemektedir.

Biyomekanik çalışmalar, teknolojinin ilerlemesiyle birlikte özellikle beşerî hekimlik, veteriner hekimlik, diş hekimliği ve biyomedikal mühendisliği gibi mesleki alanlarda gelişime açık bir alandır. Biyomekanik testler, canlının mekaniğini açıklamanın yanı sıra, patolojik durumlarda uygulanacak implantların sağlamlığını ve dayanıklılığını ölçerek ortopedi ve nöroşirurji gibi alanlara da katkı sağlamaktadır.

Vertebral instabilite durumlarında stabilizasyon sağlamak için kullanılan implantların dayanıklılığı, hastanın iyileşme sürecini, sağaltımın sonucunu ve yaşam

kalitesini önemli ölçüde etkilemektedir. Bu sebeple biyomekanik testler sağlık sektörünün teknoloji ile buluştuğu, giderek gelişen bir bilim dalıdır.

Bu tez çalışmasıyla, köpeklerin torako-lumbar bölgedesinde sıklıkla karşılaşılan instabilitelerin cerrahi sağaltımında kullanılan vida-PMMA ve pedikül vida-rod sistemlerinin rijitlikleri biyomekanik olarak karşılaştırılacak ve hangi yöntemin ne derecede daha üstün olduğu istatistiksel verilerle ortaya konulacaktır.

2. LİTERATÜR BİLGİLERİ

2.1. İnstabilite ve Stabilite Kavramları

"Vertebraların instabil olduğuna nasıl karar verilir?" sorusuna net bir yanıt vermek klinikte oldukça zordur. Çekilen radyografilerde bariz bir şekilde disloke olmuş vertebralar instabil olarak değerlendirilebilir olmasına rağmen disloke olmamış veya minimal düzeyde disloke olmuş vertebralar da yakından incelenmelidir (White and Panjabi, 1990). Çoğu zaman bu karar hastalığın gidişatını önemli derecede etkilemektedir. Yanlış bir karar; ölüm ya da ciddi nörolojik bozukluklara, gereksiz cerrahi girişimlere ve sonucunda komplikasyonlara yol açılabilmektedir. Doğru kararlar verilmesi ile hasta minimum düzeyde risk ile tedavi edilebilmektedir (White and Panjabi, 1990).

Literatürde instabilitenin net bir tanımı bulunmamaktadır. White ve Panjabi (1990), klinik instabiliteyi "vertebraların fizyolojik yükler altında yer değiştirme düzeyini koruyarak nörolojik defisitlerin, majör deformitelerin ve ağrının oluşumunu engelleme yeteneğini kaybetmesi" olarak tanımlamıştır. Benzer olarak, Amerikan Ortopedik Cerrahlar Akademisi, stabiliteyi "vertebraların tüm fizyolojik vücut hareketleri anında birbirlerine bağlı şekilde kalması ve normal yer değiştirme düzeylerini koruması" olarak tanımlamıştır (Izzo et al., 2013).

Stabilite veya instabilitenin tanımlanmasında bir fikir birliğine henüz varılmamışsa da instabilitenin klinik düzeyde çok büyük bir öneme sahip olduğu aşikardır. Kolumna vertebralisin spinal kordu ve sinir köklerini koruması, vücudun şeklini koruması, hareketin sağlanması ve kuvvetlerin doğru bir şekilde iletilmesi için üç boyuttaki stabilitesini koruması gerekmektedir (Kim et al., 2005).

2.1.1. İnstabilitenin Sebepleri

Vertebralar travma, yangı, tümör, enfeksiyon, dejeneratif hastalık ve cerrahi girişimler sonrası instabil hale gelebilmektedir. Travma sonrası instabilite, en sık karşılaşılan instabilite sebebidir (Bruce et al., 2008; Fossum, 2018; Johnston and Tobias, 2017; Kim et al., 2005). Travma sebepleri arasında yüksekten düşme, motorlu araç kazaları, ateşli silah yaralanmaları ve hayvan saldırıları bulunmaktadır. Simpson vd. (2009), yaptıkları retrospektif çalışmada küt travmaya maruz kalan köpeklerin %10'unda vertebra kırığı olduğunu bildirmiştir. Vertebra kırığı, luksasyonu veya subluksasyonuna sebep olan küt travmaların arasında ise en sık görülen %41-70

oranında motorlu araç kazalarıdır (Bruce et al., 2008; Bali et al., 2009; Murshidah et al., 2021; Saengthong et al., 2022).

Vertebra kırıkları dışında spinal cerrahinin endike olduğu durumlar arasında en sık görüleni intervertebral disk hastalığıdır. Rossi vd. (2020), yaptıkları retrospektif çalışmada acil kliniğine getirilen 21,535 köpekten 845 köpekte (%3,9) akut paraliz olduğunu bildirmiştir. Bu 845 köpekten 608 köpekte (%72) intervertebral disk hastalığı olduğu saptanmıştır. Kondrodistrofik köpeklerde intervertebral disk hastalığı %84,4 oranında, kondrodistrofik olmayan köpeklerde ise %54,7 oranında gözlenebildiği bildirilmiştir.

Yapılan çalışmalarda köpeklerin servikal disk hastalığının %25 oranlarında görüldüğü, torako-lumbar disk hastalığının ise %87'ye kadar çıktığı izlenmektedir (Brisson, 2010). Disk hastalığı kondrodistrofik ırklarda sırasıyla en çok T12-T13 ve T13-L1 aralığında görülmektedir, büyük ırk köpeklerde de bu sıra L1-L2, T13-L1 ve L1-L2 şeklindedir (Brisson, 2010).

2.2. İntervertebral Disklerin Stabilite Üzerindeki Etkisi

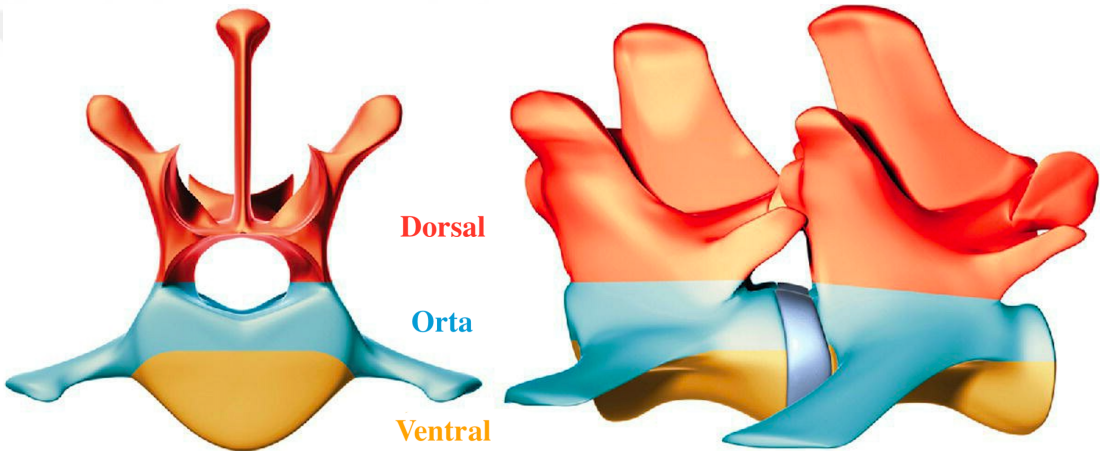
İntervertebral diskler, hareket ünitesine %30-40 katkısı ile vertebranın hem rotasyonel, hem de lateral stabilitesi için çok önemli yapılardır (Schultz et al., 1994; Shires et al., 1991). Johnson vd. (2012) tarafından yapılan bir çalışmada, vertebra kırığı olmaksızın sadece intervertebral diskin dorsal ve ventral annulus fibrosus'unun ve bunların dorsal ve ventral longitudinal ligamentlerinin hasara uğramasının vertebral instabilite için bir belirteç olabileceğini öne sürmüştür.

2.3. Travma Sonrası Vertebral İnstabilite

2.3.1. İnstabilitenin Değerlendirilmesinde Anatomik Kompartman Modelleri

İnstabilitenin tanısı amacıyla anatomik kompartman sınıflandırması insan biyomekaniğinden veteriner hekimliğine uyarlanmıştır (Schultz et al., 1994). Bu kompartmanlar normal bir vertebraya gücünü veren yapıları içermektedir. İki kompartman modelinde, ventral kompartman içerisinde vertebra gövdesi, intervertebral disk, dorsal ve ventral longitudinal ligamentler ve intertransversus ligamentleri bulunmaktadır. Dorsal kopartmanda ise lamina, proc. articularis, proc. spinosus ve destekleyici ligamentler (Lig. supraspinosus, interspinosus, interarküler, flava) bulunmaktadır (Schultz et al., 1994). Bu sistemin en büyük dezavantajı, çoğu vertebra hasarının bu iki kompartmanı da genellikle içerisine almasıdır (Wheeler and

Sharp, 2005). Üç kompartman modelinde ise ayrıca bir orta kompartman bulunmaktadır. Bu kompartman içerisinde dorsal annulus fibrosus, dorsal vertebra gövdesi ve dorsal longitudinal ligament bulunmaktadır (Schultz et al., 1994). Bu modelin en büyük avantajı ise stabilitenin en iyi değerlendirilmesi ve her bir hasar için rehber olabilmesidir (Wheeler and Sharp, 2005). Anatomik kompartman modelleri, travma sonrasında hasar gören kompartman sayısına göre vertebra hasarlarını stabil veya instabil olarak sınıflandırmaktadır. Günümüzde en yaygın kullanılan sınıflandırma üç kompartman modelidir (Şekil 2.1). Radyolojik değerlendirmede eğer iki ya da üç kompartmanda hasar ya da dislokasyon görülürse, lezyon instabil olarak değerlendirilmektedir (Şekil 2.2).

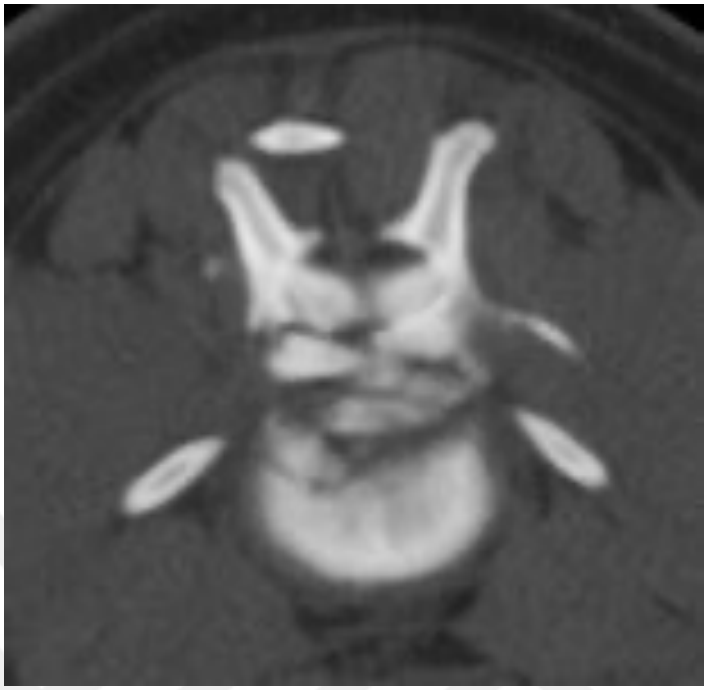


Şekil 2.1. Üç kompartman modelinin şematize edilmiş hali. Kırmızı bölge dorsal, mavi bölge orta ve sarı bölge ventral kompartmanları temsil etmektedir (Shores and Brisson, 2017)

2.3.2. Hasar Gören Anatomik Yapıya Göre Stabilitenin Değerlendirilmesi

Vertebral stabiliteye katkı sağlayan en önemli üç yapı vertebra gövdesi, intervertebral diskler ve proc. articularisdir. Vertebra gövdesi ve fasetler bükülme ve aksiyel kuvvetlere karşı dirençlidir, ligamentler ve faset eklem kapsülleri ise çekme-gerilme kuvvetlerine karşı dirençlidir (Smith and Walter, 1988). Laterale bükülme ve rotasyonel stabilite, intervertebral diskler ve fasetler ile sağlanmaktadır (Schultz et al., 1994; Shires et al., 1991). Yalnızca intervertebral disk hasar görmüşse, vertebra gövdesi fleksiyon ve ekstensiyon stabilitesine katkı sağlayabilir, ancak diskin rotasyon

ve lateral bükülmeye karşı direnci azalacağı için bu tür hasarlar instabil olarak değerlendirilebilir (Schultz et al., 1994).

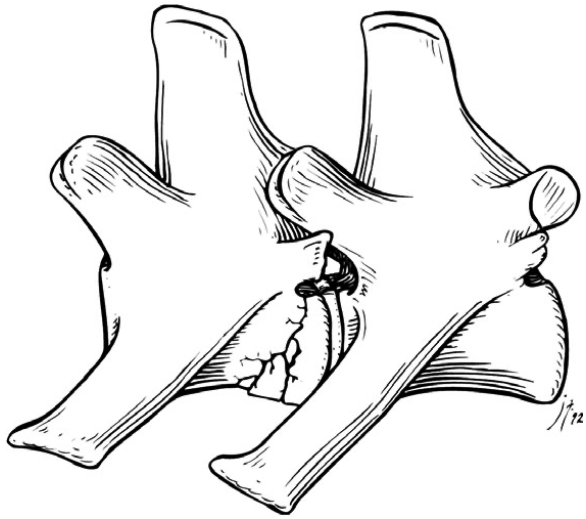


Şekil 2.2. Üç kompartman modeline göre tüm kompartmanların hasar gördüğü bir hastanın transversal bilgisayarlı tomografi kesiti. Bu tür iki ve daha fazla kompartmanın etkilendiği kırık ve luksasyonlar instabil olarak kabul edilmektedir

Bazen disk hasarı dışında vertebra gövdesinde minör kırıklar şekillenebilmektedir. Bu durumda kolumna vertebralis aksiyal kompresyona ve belirli düzeyde dorso-ventral bükülmeye karşı hala direnç gösterebilmektedir. Bu kategorideki birçok kırığa atelli bandaj yeterli düzeyde stabilite sağlayabilmektedir (Patterson and Smith, 1992).

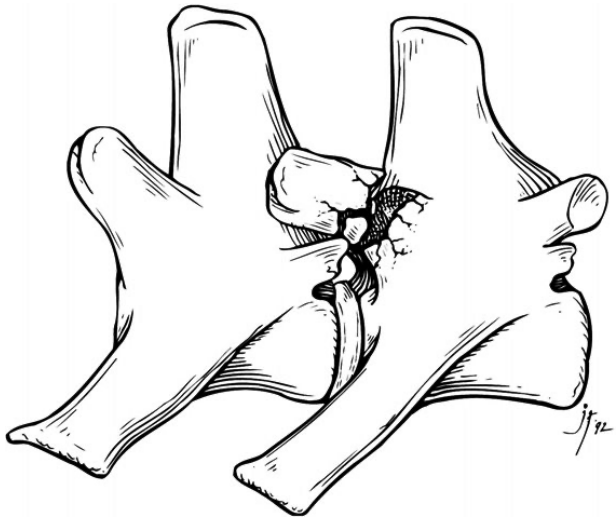
Yalnızca vertebra gövdesinin kırık olduğu ve proc. articularis ile diskin sağlam kaldığı durumlarda ise bütün bükülme ve rotasyon kuvvetlerine karşı instabilite şekillenir ve bu tür kırıklar aksiyal kompresyon altında çökmeye müsaittir (Schultz et al., 1994; Walter et al., 1986) (Şekil 2.3).

İntervertebral disk ve proc. articularisler sağlam kalsa bile vertebra gövdesindeki kırıklar oldukça instabildir. Bu tür kırıklarda hem eksternal hem de internal fiksasyon yöntemleri ile başarılı sonuçlar elde edilebilmektedir ve atelli bandaj bu kırıklar için uygun değildir (Wheeler and Sharp, 2005).



Şekil 2.3. Vertebra gövdesinde kırık olup, proc. articularis ve diskte hasarın bulunmadığı durum. Bu tür kırıklar instabildir (Wheeler and Sharp, 2005)

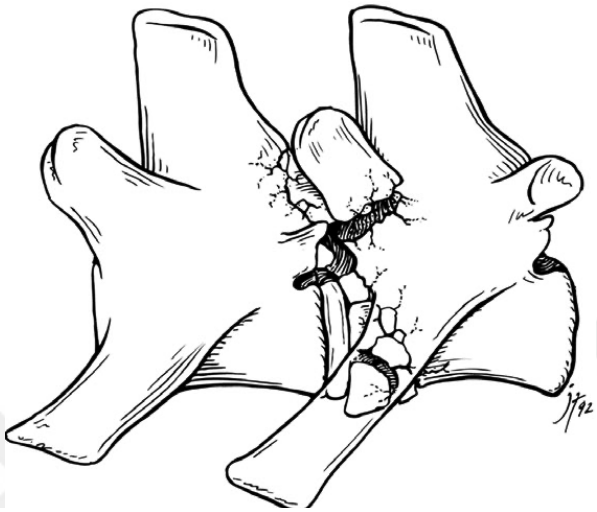
Tek başına proc. articularis kırığı, bilateral dahi olsa az düzeyde instabilite yaratmaktadır (Şekil 2.4). Bu tür kırıklar rotasyonel instabiliteye sebebiyet verseler bile, intervertebral disk hasarı ve vertebral gövde kırıklarına kıyasla daha stabil kalmaktadırlar (Schultz et al., 1994). Metal implant ve kemik çimentosu ile yapılan cerrahiler bu kuvvete karşı yeterli düzeyde direnç gösterebilmektedir (Shires et al., 1991).



Şekil 2.4. Proc. articularisde kırık olup, vertebra gövdesi ve diskte hasarın bulunmadığı durum. Bu tür kırıklarda instabilite minimal düzeydedir (Wheeler and Sharp, 2005)

Kolumna vertebralis hasarları sonucunda bu üç temel yapıdan en az ikisi hasar görmüşse bu vertebral instabilite yaratmaktadır ve klinik olarak da en sık görülen senaryodur (Gemmill and Clements, 2016) (Şekil 2.5). İki yapının hasar görmesi ile

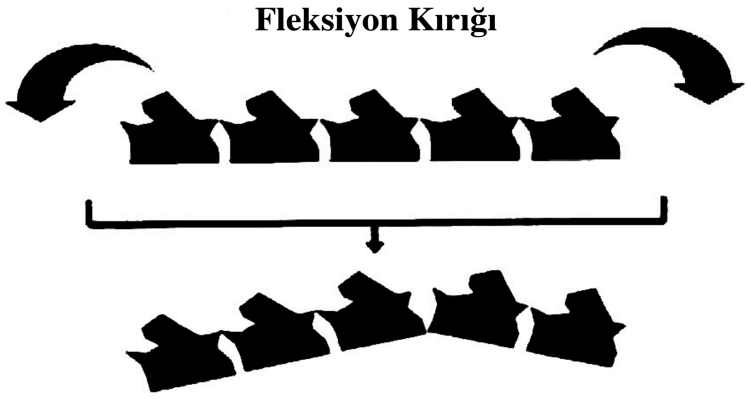
üçüncü yapıda da genellikle zayıflık şekillenmektedir. Bu kırıklar için yapılacak olan fiksasyon yöntemi, kolumna vertebralis üzerine etki eden bütün kuvvetlere karşı direnç göstermek zorundadır (Wheeler and Sharp, 2005). Bu tür majör kırıklar için kafes istirahati ve atelli bandaj yeterli değildir. Atelli bandaj aksiyal kuvvetlere karşı hiçbir koruyuculuk sağlamamaktadır (Patterson and Smith, 1992).



Şekil 2.5. Vertebra gövdesi ve proc. articularisde kırık. İntervertebral disk de bu kırıklar sonucunda zayıflayabilmektedir. Bu tür kırıklar oldukça instabildir (Wheeler and Sharp, 2005)

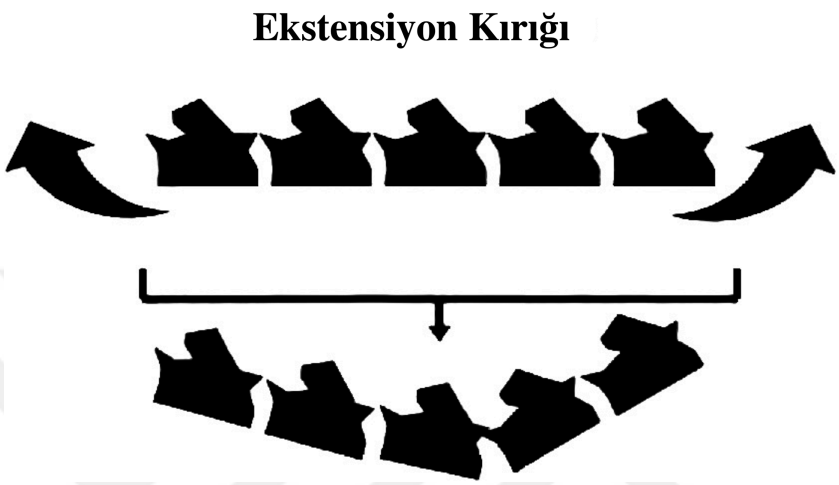
2.4. Vertebra Üzerine Etki Eden Kuvvetler ve Sonuçları

Vertebra kırığı ve luksasyonuna sebep olabilmek için çok büyük kuvvetler gerekmektedir. Kolumna vertebralise etki eden kuvvetler bükülme (dorso-ventral ve lateral), rotasyon, aksiyal kompresyon ve makaslama kuvvetleridir. Vertebra kırıkları, travmatik kuvvetler ve bu kuvveti izleyen kırık türüne göre sınıflandırılmıştır. Ventral kompresyon kırıkları ve intervertebral disk ekstrüzyonu, vertebra fleksiyon halinde iken gelen travma sonucunda şekillenmektedir (Şekil 2.6).



Şekil 2.6. Kolumna vertebralisin hiperfleksiyonu (Shores, 1992b)

Dorsalden alınan darbeler sonucunda hiperekstensiyon oluşması (Şekil 2.7), lamina, proc. spinosus ve fasetlerde kırık oluşturmaktadır, ayrıca ventral annulus fibrosus yırtılması sonucunda nükleus pulposusun ventrale fıtıklaşması şekillenmektedir (Shores, 1992b). Fleksiyon hasarları, ekstensiyon hasarlarından daha sık görülmektedir ve daha ciddi nörolojik disfonksiyona yol açmaktadır (Shores, 1992b).

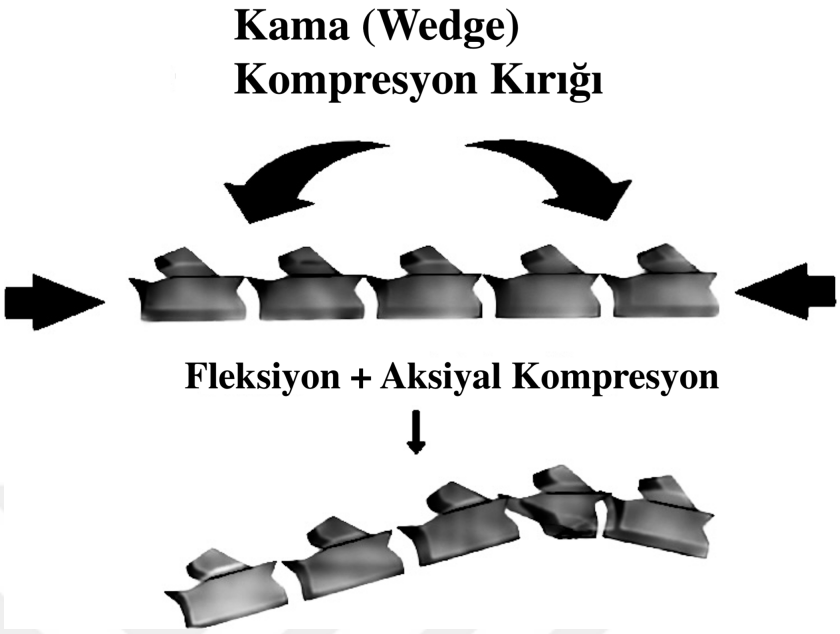


Şekil 2.7. Kolumna vertebralisin hiperekstensiyonu (Shores, 1992b)

Birçok vertebra kırığı muhtemelen kolumna vertebralis üzerine uygulanan kuvvetlerin bir kombinasyonu sonucunda şekillenmektedir. Örneğin vertebra gövdesinde şekillenen kama (wedge) kırıkları hem insanlarda hem de köpeklerde görülmekte olup bu kırık türünün hem aksiyal hem de fleksiyon kuvvetleri sonucunda şekillendiği gösterilmiştir (Torg et al., 1991) (Şekil 2.8).

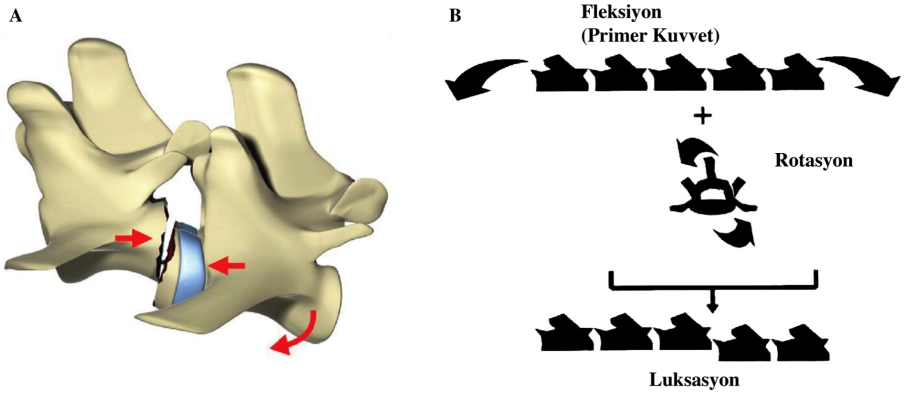
Kama kırıkları, kafa ve pelvik bölgeye aksiyal kuvvet uygulanırken şiddetli fleksiyon kuvvetine maruz kalınması sonucunda vertebral gövdenin kortikal ve kansellöz kemiklerinin ezilmesi ile şekillenir. Bu tür kırıkların en sık görüldüğü yerler serviko-torasik, torako-lumbar ve lumbo-sakral segmentleridir. İnstabilite bu tür kırıklarda minimal düzeyde olabilir (Shores, 1992b). Patlama (Burst) kırıkları aynı şekilde fleksiyon ve aksiyal kompresyonun birleşmesi sonucunda vertebra gövdesinde, tek ya da iki son plağı içine alacak şekilde parçalı kırık oluşturmaktadır. Nükleus

pulposus, bu kırıklarda herhangi bir yöne doğru fıtıklaşabilir ve kırık fragmentleri spinal kanala doğru ilerleyebilir (Shores, 1992b).



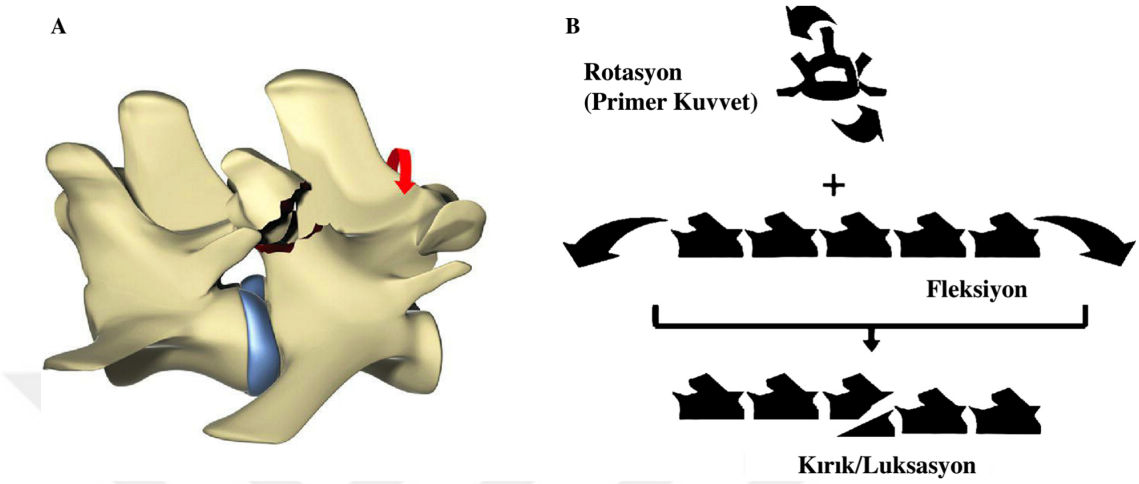
Şekil 2.8. Kolumna vertebralise etki eden fleksiyon ve aksiyal kompresyon kuvvetleri sonucunda kama (wedge) kırığı şekillenmektedir. Patlama (burst) kırıkları da aynı kuvvetler sonucunda meydana gelmektedir (Shores, 1992b)

Rotasyonel kuvvetler proc. articularis kırığı oluşturmaktadır. Hiperfleksiyon, aksiyal kompresyon ve rotasyonel kuvvetlerin birleşmesi sonucunda subluksasyon, luksasyon, kırık-luksasyon ve instabilite şekillenmektedir. Subluksasyon, vertebranın minör dislokasyonudur ve hasar gören yapılara bağlı olarak stabilitesi değişmektedir (Shores, 1992b). Luksasyon, intervertebral aralığın aralığın disloke olmasıdır ve hasar anında fleksiyonun primer kuvvet olduğu ve rotasyonun ya da aksiyel kompresyonun eş zamanlı seyrettiği durumlarda meydana gelmektedir (Şekil 2.9).



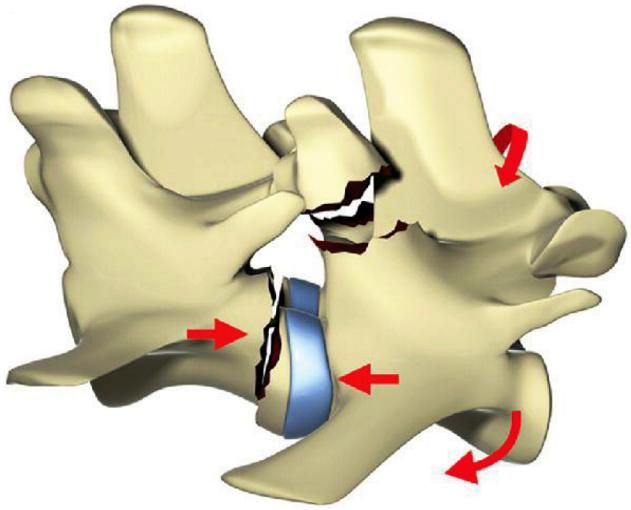
Şekil 2.9. Fleksiyonun primer kuvvet olduğu zaman eş zamanlı aksiyal kompresyon **(A)** veya rotasyon **(B)** uygulanması durumunda luksasyon şekillenmektedir (a: Shores and Brisson, 2017; b: Shores, 1992b)

Primer kuvvetin rotasyon olduğu ve fleksiyonun da eş zamanlı seyrettiği durumda ise kırık-luksasyon meydana gelmektedir (Shores, 1992b) (Şekil 2.10). Kırık luksasyonlara lumbo-sakral bölgede sıklıkla karşılaşılmaktadır (Shores, 1992b). Bütün kırık-luksasyonlar instabil sayılmaktadır (Kim et al., 2005).



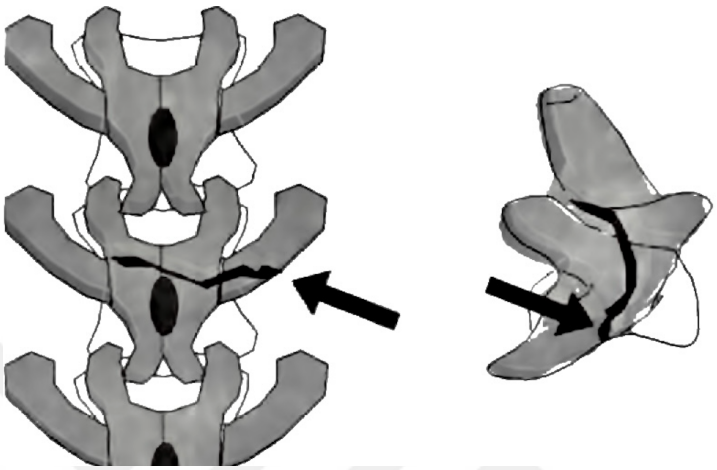
Şekil 2.10. Kolumna vertebralise etki eden rotasyon kuvveti **(A)**, proc. articularis kırığına sebep olmaktadır. Eğer primer rotasyon kuvvetine aynı anda fleksiyon kuvveti de eklenirse **(B)** kırık/luksasyon şekillenmektedir (a: Shores and Brisson, 2017; b: Shores, 1992b)

Hiperfleksiyon, rotasyon ve aksiyal kompresyon kuvvetlerinin eş zamanlı meydana geldiği durumlarda son plak kırıkları, ventral subluksasyon ve proc. articularis kırıkları şekillenmektedir (Platt and Garosi, 2012) (Şekil 2.11).



Şekil 2.11. Kolumna vertebralise etki eden hiperfleksiyon, kompresyon ve rotasyonel kuvvetler sonucunda şekillenen kırıkların görünümü (Shores and Brisson, 2017)

Vertebradaki çıkıntılarda avulziyona sebep olan herhangi bir kuvvet, transversal kırıklara yol açmaktadır (Şekil 2.12). Kırıklar lamina, pedikül, proc. spinosus ve transversusları etkileyebilmektedir. Genelde bu tür kırıklar vertebral gövdeyi içine almadığı için minimal düzeyde dislokasyon yaratır ve bu yüzden stabil olarak değerlendirilmektedir (Shores, 1992b).



Şekil 2.12. Proc. transversus, lamina ve pedikülü içerisine alan transversal kırık (siyah ok). Kırık vertebra gövdesini içerisine almadığı için dislokasyon minimal düzeydedir (Shores, 1992b)

Söz edilen kuvvet-kırık ilişkileri teorik olarak ortaya konulmuştur ve deneysel modeller ile ortaya konulan bu öngörüler klinikte her zaman tutarlı olmamaktadır. Ayrıca bir kuvvet kolumna vertebralisin farklı yerlerinde, farklı türde kırık oluşturabilmektedir. Örneğin, atlanto-aksiyal bölgedeki hiperfleksiyon kuvveti dens kırığına sebep olurken, aynı kuvvet lumbar vertebraların ventral gövdesinde kırık oluşturmaktadır (Jeffery, 2010). Yavru hayvanlarda özellikle torsiyon kuvvetleri sonucunda büyüme plaklarında avülziyon şekillenmektedir (Jeffery, 2010).

Vertebral instabilite dışında cerrahi endikasyon doğurabilecek diğer sebepler arasında vertebral gövdenin yer değiştirme derecesi, spinal kord kompresyonu ve travmatik disk rupturudur. Eğer tek bir kompartman etkilenmişse, kırık muhtemelen stabildir ve bilgisayarlı tomografi (BT) veya manyetik rezonans görüntülemede (MRG) kompresyona rastlanmazsa konservatif sağaltım uygulanabilmektedir (Shores, 1992a).

Cerrahi stabilizasyon için endike durumlar nörolojik olarak kötüye gitme, palpe edilebilen instabilite ve radyolojik bulgular olarak sayılabilir. Hiçbir sınıflandırma sistemi net bir şekilde cerrahinin endike olduğu kanısına varamamaktadır. Her vaka

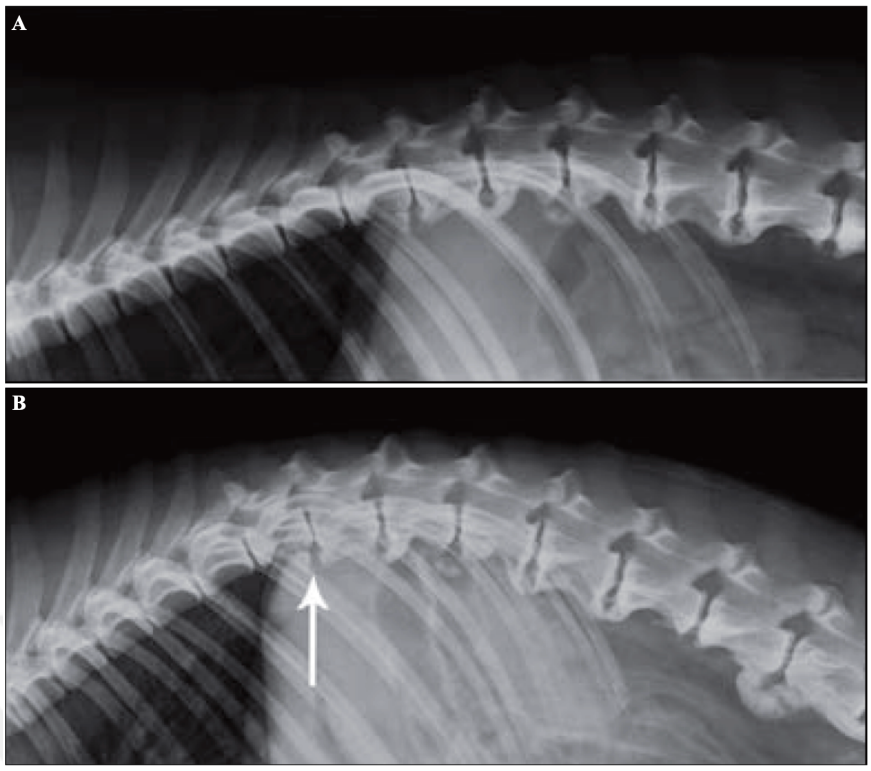
radyolojik ve klinik bulgular doğrultusunda ayrı ayrı değerlendirilmelidir (Jeffery, 2010).

Vertebra kırıklarının stabilitesi ile ilgili bilgiler yetersiz kalmaktadır (Schultz et al., 1994; Walter et al., 1986). Makaslama ve aksiyal kompresyon kuvvetleri henüz test edilmemiştir. Fiksasyonda kullanılan implantın her bir kuvvete direnç göstermek için ne kadar kuvvete ihtiyaç duyduğu bilinmemektedir (Schultz et al., 1994). Kolumna vertebralise etki eden dört temel kuvvetin katkı payları da bilinmemekte ve hastadan hastaya değişiklik göstermektedir. Örneğin paraplejik bir hayvan yerden kaldırıldığı veya hasta arka bacaklarını kaldırmaya çalıştığı zaman dorso-ventral bükülme meydana gelmektedir. Hayvan lateral yatış pozisyonundayken kaldırılırsa veya hastanın bacakları tek bir tarafta sürünürken hareket ederse rotasyon meydana gelir. Aksiyal kompresyon, paravertebral kas spazmları sonucunda meydana gelmektedir (Wheeler and Sharp, 2005).

Deneysel olarak yalnızca dorso-ventral, lateral bükülme ve rotasyonel kuvvetler çalışılmıştır ve bu tür izole kuvvet çalışmaları gerçekteki klinik durumu doğru şekilde yansıtmamaktadır. İzole faset kırıkları dışında birçok vertebral hasarın stabilitesini ön görmek oldukça zordur (Wheeler and Sharp, 2005). Ayrıca instabil kırıklarda bile bazen konservatif sağaltımla veya sağlamlık seviyesi düşük olan fiksasyon yöntemleri ile iyi sonuçlar alınabilmektedir (Selcer et al., 1991). Bununla beraber iki veya üç kompartmanın ciddi şekilde hasar gördüğü kırıkların stabilitesinin en az düzeyde olduğu düşünülmelidir (Schultz et al., 1994).

2.5. Akut ve Kronik İnstabilite

Travma sonrası şekillenen akut instabilitede, kırık hareket edebilir ve daha fazla disloke olabilir. Akut instabilite, kırık/luksasyonlar ve tüm ligament desteğinin kaybı sonucunda şekillenir (Shores, 1992b). Kronik instabilite, travma sonrası hemen disloke olmayan ama vertebraların iyileşme sürecinde giderek vertebral açının artmasına ve hastanın nörolojik olarak kötüye gitmesine sebep olan kırıklar sonucunda oluşur (Shores, 1992b). Bunun yanında, stabilize olmayan minimal luksasyonlar sonucunda hayvan her hareket ettiğinde vertebraların spinal korda kompresyon ve kontüzyon oluşturması da kronik instabilite sınıfına girmektedir. Bu tür instabiliteler sadece stres radyografileri ile değerlendirilebilir (Gemmil and Clements, 2016) (Şekil 2.13).



Şekil 2.13. T11-T12 segmentindeki instabilitenin **A:** nötral **B:** fleksiyonda stres radyografisi. Nötral pozisyonda subluksasyon belirgin değilken, stres radyografisinde kaudal vertebranın ventrale dislokasyonu (beyaz ok) belirgin hale gelmiştir (Gemmill and Clements, 2016)

Vertebral instabilitenin radyolojik olarak belirlenmesi, disloke olmamış vertebraları doğru şekilde ayırt etmedeki güçlükten ve vertebral hareketi değerlendirmek için çekilen stres radyografilerinin tavsiye edilmemesinden dolayı zordur (Feeney and Oliver, 1980). Bu durumda BT ve MRG, kırık dinamiklerini ve spinal kord kompresyonunu doğru şekilde değerlendirmek için önerilmektedir. Spinal hasarda MRG bulgularının prognozu belirlemedeki değerini araştıran bir çalışmada klinik bulgular ve MRG bulguları arasında direkt korelasyon olduğu gösterilmiştir (Boekhoff et al., 2012). MRG ile spinal kordun ve diğer yumuşak dokuların değerlendirilmesi çok iyi derecede yapılabilmektedir. BT ile kemik çatı çok net bir şekilde değerlendirilir. Dolayısıyla iki görüntüleme tekniği de prognozun belirlenmesi ve cerrahi kararı alabilmek için değerlidir.

2.6. Travmatik Vertebra Hasarı

2.6.1. Travmatik Verebra Hasarının Nedenleri

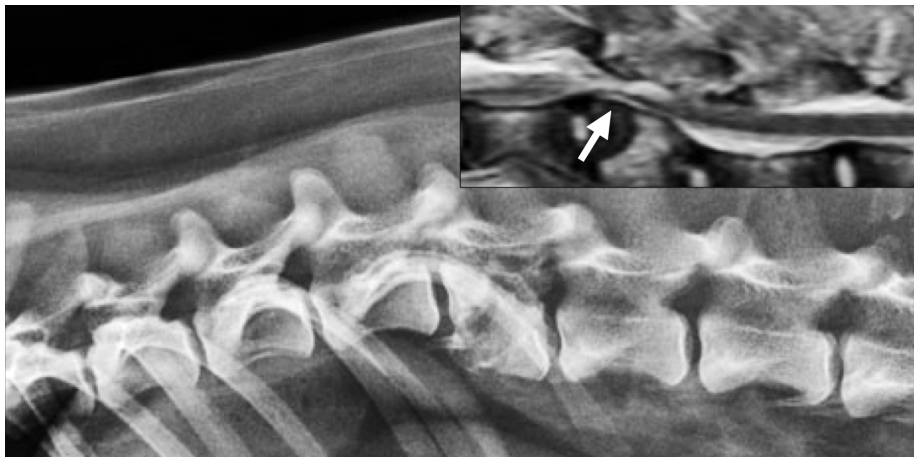
Vertebra kırıkları ve luksasyonları neredeyse her zaman dışarıdan gelen bir travma sonucu şekillenmektedir. Nadiren de olsa neoplazi, endokrin hastalık, beslenme hastalıkları ve vertebra/disk enfeksiyonları sonucu patolojik kırıklar şekillenebilmektedir (Johnson et al., 2005). Travmatik vertebra hasarının en sık

gözlenen sebebi motorlu araç kazalarıdır. Bunun dışında başka hayvanlar tarafından saldırıya uğrama, yüksekten düşme, ateşli silah yaralanmaları ve küt cisimlerden gelen darbeler de vertebra hasarına sebep olmaktadır (Bruce et al., 2008; Grasmueck and Steffen, 2004; Selcer et al., 1991; Shores, 1992b). Yapılan retrospektif bir çalışmada, motorlu araç kazası geçiren 600 köpekten 52'sinde vertebra kırığı olduğu belirtilmiştir (Kolata and Johnston, 1975).

2.6.2. Travma Sonrası Spinal Kord Hasarı

Travmalar sonucunda spinal kord kontüzyonu, laserasyonu, kompresyonu ve gerilmesi meydana gelmektedir (Johnson et al., 2005). Spinal kord disfonksiyonu ve nörolojik bozukluklar genelde bu etkenlerin bir kombinasyonu sonucunda meydana gelmektedir (Platt and Olby, 2014). Hasarın şiddeti, travma esnasında maruz kalınan kuvvete ve spinal kordun kompresyon altında geçirdiği süreye bağlıdır (Colter and Rucker, 1988). Bununla beraber bazı yazarlar nörolojik hasar ile travma anındaki enerjinin büyüklüğü arasında bir korelasyon bulunduğunu, ancak vertebral kanalın bozulması ile bir korelasyon bulunmadığını söylemektedir (Limb et al., 1995).

Vertebralarda bulunan instabilitenin, hasta için oldukça ciddi sonuçları vardır. İnstabil olan vertebranın ani luksasyonları sonucunda spinal kordda kontüzyon, kompresyon ve kopmalar meydana gelebilmektedir (Platt ve Garosi, 2012) (Şekil 2.14). Görünüşte stabil olan kırık/luksasyonlarda az bir hareket dahi spinal kordda tekrarlayan kontüzyonlara ve hastanın nörolojik durumunun kötüleşmesine neden olmaktadır.

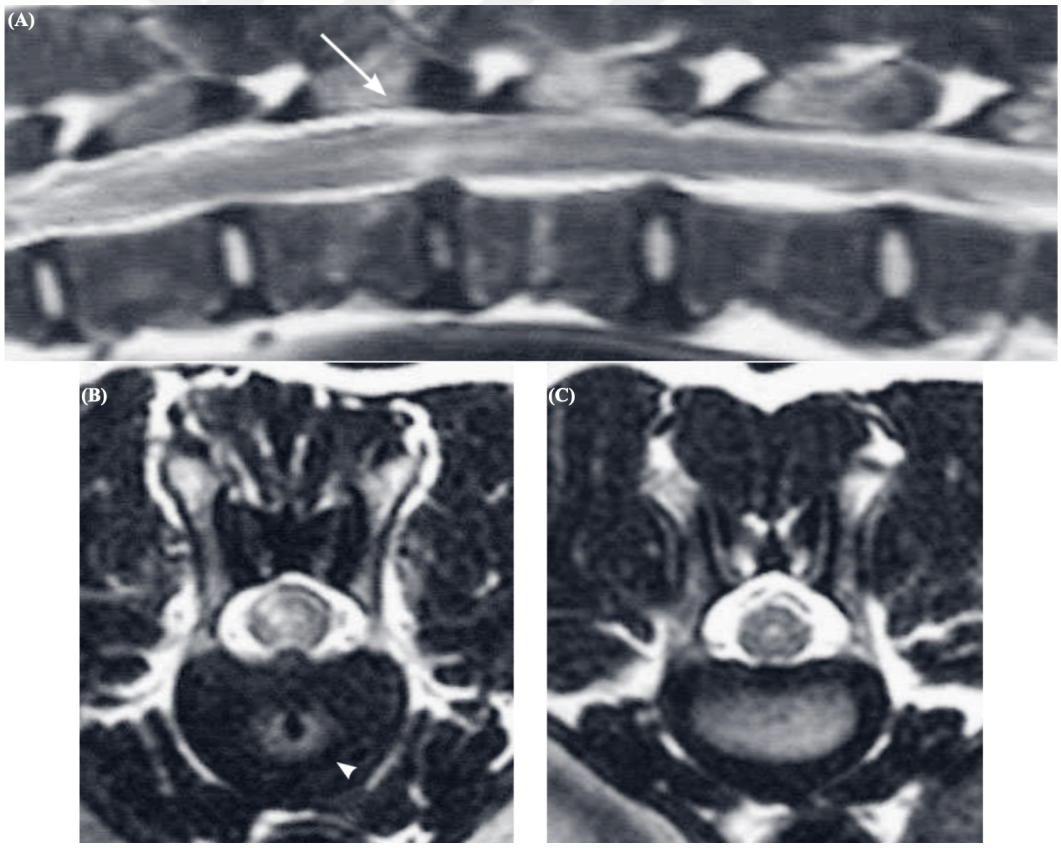


Şekil 2.14. Torako-lumbar kırığı ve dislokasyonu olan bir köpeğin lateral röntgen ve T2-ağırlıklı manyetik rezonans görüntüleri. Luksasyon sonucunda spinal kordda ciddi mekanik hasar (beyaz ok) meydana geldiği görülmektedir (Platt and Garosi, 2012)

2.6.3. Travmatik İntervertebral Disk Ekstrüzyonu

İntervertebral diskler, faset eklemleri, dorsal ve ventral longitudinal ligamentler, interarküler ligamentler ve epaksiyal kasların etkileşimi ile vertebralarda stabilite sağlanmaktadır (Platt ve Garosi, 2012). Travmaya bağlı annulus fibrosus'un ani rupturu ve intervertebral diskin dejenerasyona bağlı olmaksızın spinal kanala fıtıklaşması, Hansen (1952) tarafından tanımlanmıştır.

Vertebra gövdelerinin luksasyonu sonucunda annulus fibrosus, longitudinal ligamentler ve faset kapsülleri hasar görebilmektedir. Aksiyal kuvvetler travmatik intervertebral disk rupturlarına ve buna bağlı spinal kord kompresyonuna sebep olabilmektedir (Şekil 2.15). McKee (1990), yaptığı çalışmada vertebra travması olan 51 hastadan 12'sinde pozitif kontrastlı miyelografi uygulamış ve 5 vakada intervertebral disk aralığında daralma ile beraber spinal kord kompresyonu bildirmiştir. Feeney ve Oliver (1980), benzer şekilde travmatik vertebra hasarı olan 121 hastadan 14'ünde olası travmatik disk rupturu rapor etmiştir.



Şekil 2.15. Travmaya bağlı intervertebral disk rupturu olan bir köpeğin torako-lumbar bölgesinin T2-ağırlıklı sagittal (A) ve transversal (B) ve (C) MRG görüntüsü. **A:** Spinal kordda etkilenmiş diskin hizasında belirgin olan hafif kompresyon ve hiperintensite mevcut (beyaz ok). **B:** Etkilenen aralıktaki nükleus pulposusun (beyaz ok başı), komşu vertebranınkine **(C)** kıyasla daha küçük ve sinyalinin daha az intensitede olduğu görülmektedir (Chang et al., 2007)

2.6.4. Bölgeye Göre Vertebra Kırıkları ve Luksasyonların İnsidansı

Vertebra kırıkları sırasıyla en sık torako-lumbar (T10-L2), lumbar (L3-L7), daha sonra torasik (T1-T10) ve servikal (C1-C7) bölgeleri etkilemektedir (Selcer et al., 1991; Jeffery, 2010). Servikal kırıkların düşük insidansı, bu bölgeye alınan travmalarda ciddi bir vertebral dislokasyon olması durumunda ani ölümle sonuçlanması ile açıklanabilir (Jeffery, 2010; Kolata and Johnston, 1975).

Torasik vertebraların faset eklemleri küçük olduğu için torsiyonel kuvvetlere karşı dirençsizdir ancak kosta, ligament ve epaksiyal kasların iyi bir koruma sağlaması ile doğası gereği sağlam yapılardır (Lorenz et al., 2010). Bölgede sagittal düzlem dışında çok az bir hareketlilik bulunmaktadır. Dolayısıyla torakal vertebralarda kırık ve luksasyonlara nadiren rastlanmaktadır (Jeffery, 2010). Torakal bölgede faset eklemlerinin kırıklarından daha çok proc. spinosus kırıkları ve ligament rupturları görülmektedir (Jeffery, 2010).

Lumbar bölgede vertebralar arasındaki hareket sagittal düzlemde sınırlıdır. Bölge torsiyonel kuvvetlere karşı dirençli olmasına rağmen bu kuvvetler aşırı düzeyde ise proc. accessorius ve proc. articularis kırıkları şekillenebilmektedir (Jeffery, 2010). Arka bacaklardan iletilen ittirme kuvvetleri, kaudal lumbar vertebralarda traksiyon ve kompresyon yaratmaktadır. Dolayısıyla bu bölgede vertebra gövdesinde kırık ve kraniyo-ventral dislokasyon tipiktir (Jeffery, 2010). Lumbar kırıklar tüm vertebra kırıklarının %25-30'unu kapsamaktadır (Bali et al., 2009; Bruce et al., 2008).

McKee (1990), yaptığı çalışmada kedi ve köpeklerin kraniyal ve kaudal lumbar vertebralarında kırık insidansının daha fazla görüldüğünü ifade etmiştir. Turner (1987), yaptığı çalışmada lumbar vertebra travması olan 67 hastada vertebra kırık insidansının, kırık-luksasyon insidansından iki kat fazla olduğunu belirtmiştir. Vertebral travmaların radyolojik olarak incelendiği başka bir çalışmada (Feeney and Oliver, 1980), lumbar bölgede kırık insidansının luksasyondan daha fazla olduğunu, ancak torasik vertebralarda luksasyonun daha büyük oranda görüldüğü bildirilmiştir.

Bazı yazarlar hareketli ve hareketsiz vertebra segmentlerinin kesişim bölgelerinde kırık insidansının artış gösterdiğini öne sürmektedir (Bali et al., 2009; Bruecker, 1996; Bruce et al., 2008; Scott et al., 2021). Bu bölgeler atlanto-oksipital, atlanto-aksiyal, serviko-torasik, torako-lumbar ve lumbo-sakral segmentleridir. Torako-lumbar segmenti (T10-L2) vertebra kırıklarının ve luksasyonlarının çok sık karşılaşıldığı bir bölge olup kedi ve köpeklerde vertebra kırıklarının %50'si torako-

lumbar bölgede şekillenmektedir (Bruce et al., 2008; Bali et al., 2009). Çünkü bölgenin kraniyelinde çok rijit olan torasik vertebralar ve kaudalinde torakale göre daha az rijit ve hareketli olan lumbar vertebralar bulunmaktadır.

Ayrıca bölgedeki faset eklemlerinin şekli ve vertebra üzerinde yerleştiği yer de önem arz etmektedir. Torasik bölgede faset eklemleri ventro-dorsal, lumbar bölgede ise sagittalde yer almaktadır. Bu da vertebra kırıklarına maruz kalma riskini artırmaktadır (Jeffery, 2010). Torako-lumbar bölgedeki kırık ve luksasyonlarda kaudal segmentin kedilerde genellikle dorsale, köpeklerde ise ventrale disloke olduğu söylenmektedir (Scott et al., 2021). Büyük köpeklerde proc. articularislerin daha sağlam olması ve zor kırılması söz konusu olduğu için proc. articularis hasar görmedikçe dorsale dislokasyon söz konusu olamaz (Scott et al., 2021).

2.7. Vertebra Kırıkları ve Luksasyonlarının Sağaltım Seçenekleri

Vertebra kırıkları ve luksasyonlarının sağaltım seçenekleri arasında konservatif sağaltım veya cerrahi dekompresyon ve stabilizasyon bulunmaktadır. Kırık, luksasyon veya subluksasyonu olan her hastada cerrahi girişim yapılsa dahi, 4-6 haftalık kafes istirahati önerilmektedir (Johnston and Tobias, 2017). Cerrahi stabilizasyon yapılmayan hastalarda doğru uygulanmış bir atelli bandajın da sağaltıma katkısı olabilir (Patterson and Smith, 1992). Yöntemin avantajı; ucuz, komplikasyon riskinin ve hospitalizasyon süresinin az olması ile anestezi gerekliliğinin olmamasıdır (Selcer et al., 1991). Atelli bandaj ile ilgili yapılan çalışmalarda kırık redüksiyonundan bahsedilmemektedir. Buna rağmen konservatif sağaltım ile iyi sonuçların alındığını belirten klinik çalışmalar da bulunmaktadır (Bruce et al., 2008; Grasmueck and Steffen, 2004; Selcer et al., 1991).

Cerrahi ve konservatif sağaltımın objektif olarak karşılaştırılması, literatürde rastgele seçilmiş kontrollü çalışma bulunmamasından dolayı mümkün değildir. Bu sebeple, konservatif sağaltımın endikasyonları ile ilgili net bir rehber yoktur. Travmaya bağlı vertebral instabilite şekillenen hastalarda genellikle cerrahi endikedir (Shores, 1992b).

2.7.1. Cerrahinin Endikasyonları

Cerrahinin endikasyonları arasında dekompresyon gerekliliği, vertebraların eski hizasına getirilmesi, instabil kırıkların stabil hale getirilmesi ve konservatif sağaltıma rağmen nörolojik olarak kötüye gitme sayılabilir (Johnson et al., 2005). Kolumna

vertebralisin doğru şekilde anatomik redüksiyonu ve stabilizasyonu için en güvenilir ve tek seçenek cerrahidir (Johnston and Tobias, 2017).

Dekompresyon, vertebral kırık ve luksasyonun redüksiyonu sonrasında kemiklerin eski hizasına gelmesi ile çoğu vakada kendiliğinden şekillenmektedir (Jeffery, 2010). Laminektomi ya da hemilaminektomi, sadece spinal kordun muayene edilmesi gereken durumlarda ya da transversal görüntülemede intervertebral disk fıtığının, vertebral kanalın %30-50'sini kapladığı durumlarda uygulanmalıdır (Dimar et al., 1999; Johnson et al., 2005). Bunun sebebi var olan instabilitenin daha da artmasına sebep olunması ve aynı zamanda stabilizasyon implantlarının uygulanmasında zorluk yaratmasıdır (Jeffery, 2010).

Başarılı bir vertebra kırığı cerrahisinde, hasarda oluşan kırığın ve vertebral segmentin biyomekaniğinin iyi bilinmesi, kompresyon varlığında yeterli düzeyde dekompresyon yapılması, vertebral kanalın anatomik redüksiyonu ve kırık türüne uygun, güçlü bir fiksasyon yöntemi seçilmesi gerekmektedir (Shores, 1992b).

2.8. Vertebraya Cerrahi Yaklaşımlar

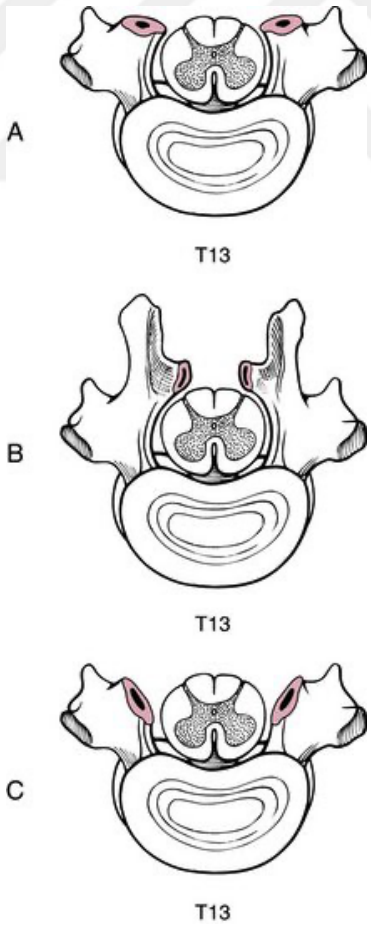
Vertebraların normal anatomisini bozan cerrahi prosedürler sonucunda vertebraların biyomekaniği ve koruyucu fonksiyonları etkilenebilir. Torako-lumbar bölgede uygulanan laminektomi, hemilaminektomi, lateral korpektomi ve disk fenestrasyonu operasyonları, normal vertebra anatomisini etkilemekte ve stabiliteyi azaltabilmektedirler (De Vicente et al., 2013; Hill et al., 2000; Revés et al., 2012). Bu teknikler sıklıkla intervertebral disk hastalığının tedavisinde uygulanmaktadır ve operasyon bölgesi de intervertebral disk aralığı hizasında bulunmaktadır. Laminektomi prosedürü hem dekompresyon sağlamak hem de travma hastalarında spinal kordun muayenesi için oldukça sık kullanılan bir tekniktir.

2.8.1. Laminektomi

Geçmişte farklı laminektomi teknikleri tarif edilmiştir, bunların her biri spinal anatomiyi farklı şekillerde etkilemektedir. Processus articularis osteotomisi 1951 yılında torako-lumbar spinal kord dekompresyonu amacıyla tarif edilmiştir (Redding, 1951). Torako-lumbar disk protrüzyonunu sağaltımı için dorsal laminektomi prosedürü Greene (1951) ve Funkquist (1970) tarafından tarif edilmiştir. Dorsal laminektomi, vertebral kanalın dorsal ve/veya lateral kısmına yaklaşmak için endikedir.

2.8.1.1. Laminektomi Türleri

Lezyonun özelliklerine ve uzaklaştırılması gereken kemik miktarına göre bu tekniğin çeşitli modifikasyonları vardır. Funkquist A, Funkquist B ve modifiye derin dorsal laminektomi bu teknikler arasındadır. Uzaklaştırılan kemik miktarına göre isimlendirme yapılmıştır (Funkquist, 1970). Funkquist A tekniğinde processus spinosus, lamina, processus articularis ve pedikülün dorsal kısmının yaklaşık yarısı uzaklaştırılmaktadır. Bu teknik ile vertebral kanal maksimum düzeyde açığa çıkmaktadır (Funkquist, 1970). Funkquist B tekniğinde, proc. articularisler ve pedikül sağlam bırakılır, lamina ve proc. spinosus uzaklaştırılır. Bu sayede spinal kord, iyileşme sırasında şekillenen fibröz bağ dokunun potansiyel kompresyonundan korunmuş olur (Trotter and Brasmer, 1975). Modifiye derin dorsal laminektomi, Funkquist A ve B teknikleri arasında kalmaktadır. Bu teknikte lamina, proc. spinosus, kaudal proc. articularis ve pediküllerin medial kısımları uzaklaştırılır. Kranial proc. articularis sağlam bırakılır (Johnston and Tobias, 2017) (Şekil 2.16).

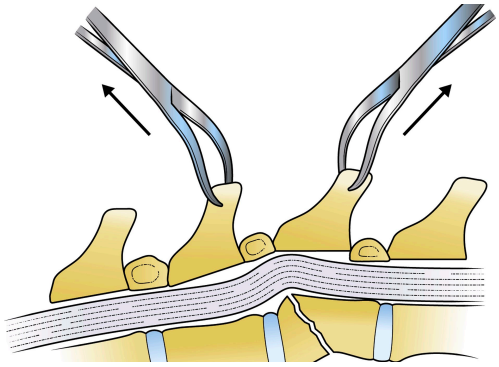


Şekil 2.16. Dorsal laminektomi türleri. **A:** Funkquist A, **B:** Funkquist B, **C:** modifiye derin dorsal laminektomi (Johnston and Tobias, 2017)

Trotter ve Brasmer (1975) tarafından tarif edilen modifiye derin dorsal laminektomi prosedüründe lamina, dorsal longitudinal ligament hizasına kadar uzaklaştırılır. Yazarlar laminektomi membranının sadece spinal korda bası yapan fibröz dokuya bağlı oluşmadığını savunmaktadır. Laminektomi sonrası klinik olarak önemli düzeyde bası yapan fibröz dokunun, kısmi olarak cerrahi prosedüre bağlı şekillenen biyomekanik değişikliklere de bağlı olduğunu öne sürmüşlerdir (Trotter and Brasmer, 1975). Horne vd. (1977), yaptıkları bir çalışmada Funkquist B metodu ile tekli ve çoklu segmentte uygulanan modifiye derin dorsal laminektomi prosedürünü karşılaştırmıştır. İki ve daha fazla lumbar vertebrada uygulanan derin dorsal laminektomi sonrasında nörolojik defisit şekillenme sebebinin, fibröz dokunun spinal korda köprüleşmesi sonucunda kompresyon ve demiyelinizasyon olduğu histolojik olarak belirlenmiştir. Vertebral instabiliteye dair bir bulgu bildirilmemiştir (Horne et al., 1977; Swaim and Vandevelde, 1977).

2.8.2. Anatomik Redüksiyon

Vertebra kırığı ve luksasyonlarının cerrahisindeki ana unsur stabilizasyondur. Kemikler doğru ya da doğruya en yakın pozisyonlarına getirildikten sonra ortopedik implantlarla stabilize edilmelidirler. Spinal kord, vertebral kanalın şeklindeki deformasyonlara belirli düzeylerde tolerans gösterebilse de redüksiyon yaparken kemiklerin tamamen eski pozisyonuna getirilmesine dikkat edilmelidir, böylece sekonder hasarların önüne geçilebilmektedir. Ancak tam anatomik redüksiyon yapmaya çalışırken fazladan nöronal hasar meydana getirilecekse daha fazla travma yaratmak yerine tam olmayan redüksiyon tercih edilebilir (Jeffery, 2010). İatrojenik hasarı minimum düzeylerde tutabilmek için uygun aletlerle fragmentlerin sıkı ve stabil tutulması gerekmektedir (Şekil 2.17).



Şekil 2.17. Disloke olmuş kırık/luksasyonların redüksiyon tekniği. Redüksiyon için serviyet pensleri sıklıkla kullanılan aletlerdir. Traksiyon için proc. spinosus veya vertebra gövdesi kullanılabilir. Aşırı güç uygulamaktan kaçınılmalıdır (Scott et al., 2021)

2.9. Cerrahi Stabilizasyon Yöntemleri

Vertebralarda anatomik redüksiyondan sonra stabilizasyon sağlamak için birçok teknik tarif edilmiştir. Kolumna vertebralisin farklı seviyelerinde, farklı şekillerde vertebralar olduğu için tek bir teknik tüm vertebralara uygulanamamaktadır (Jeffery, 2010). Spesifik seviyelerdeki kırık veya luksasyonların sağaltımında hangi tekniğin daha uygun olduğuna dair bir prospektif çalışma bulunmamaktadır. Her kırık veya luksasyon ayrı ayrı değerlendirilmeli ve tarif edilmiş teknikler uyarlanmalıdır.

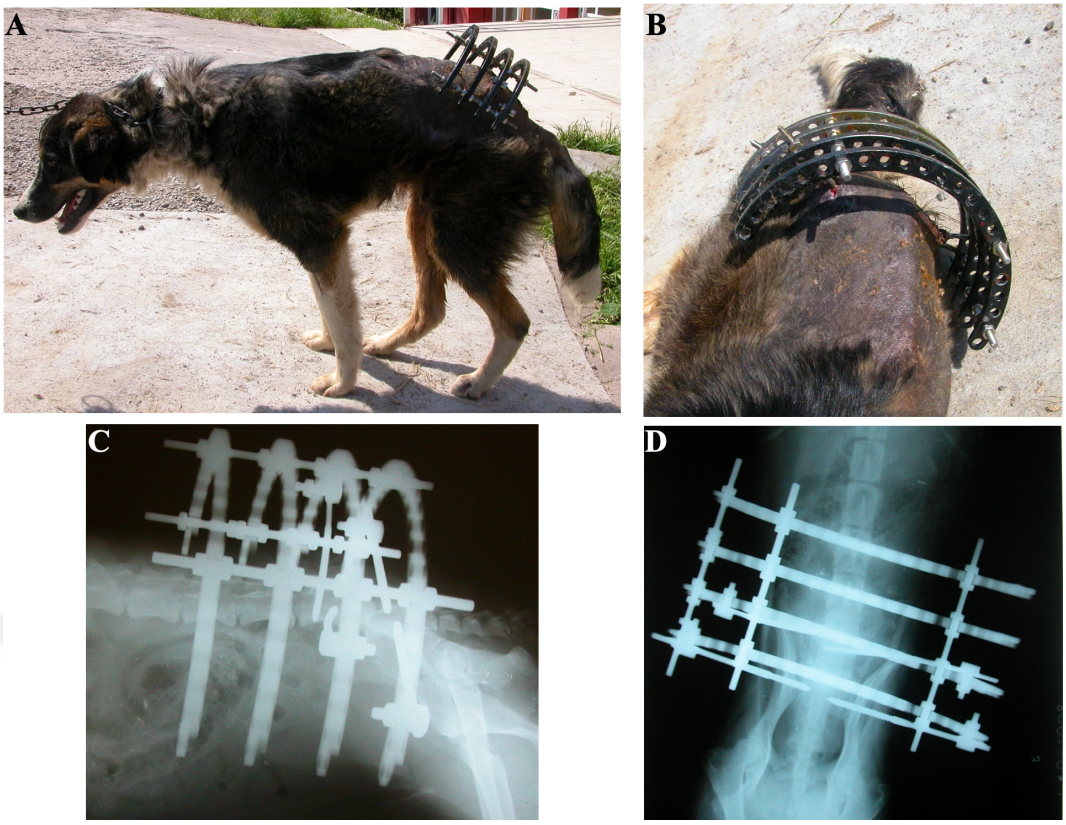
Tarif edilen teknikler arasında vertebral gövde plakları, dorsal vertebral plaklar, pin-PMMA, vida-PMMA, eksternal fiksasyon, modifiye segmental stabilizasyon (spinal kelepçe) vardır. Bunların yanında insanlarda altın standart halini almış olan pedikül vida ve rod sistemleri, veteriner hekimliği literatüründe yer almaya başlamıştır (Meij et al., 2014; Özak et al., 2018; Smolders et al., 2012; Tellegen et al., 2015; Zindl et al., 2018).

Tekniğin seçimi vertebral hasarın karakterine (hasarın yeri, düzgün anatomik redüksiyon potansiyeli ve laminektomi/hemilaminektomi gerekliliği) ve biyomekanik faktörlere (stabilite, kuvvetlere karşı implantın direnci, hastanın boyutu ve aktivite düzeyi, diğer ortopedik hasarlar) bağlıdır.

2.9.1. Eksternal Fiksasyon

Walker vd. (2002), yaptıkları çalışmada iki farklı türde eksternal fiksatörü, sağlam vertebralar ve pin-PMMA uygulanan vertebralarla biyomekanik olarak kıyaslamıştır. Tip II eksternal fiksatör ve pin-PMMA uygulanan internal fiksasyon, tip I eksternal fiksatörden daha güçlü bulunmuştur. Tüm implantlar ekstensiyon ve rotasyon testlerinde sağlıklı bir vertebra ile aynı kuvvette, fleksiyonda ise daha kuvvetli bulunmuştur. Tip II eksternal fiksatörün fleksiyonda en kuvvetli direnci sağladığı görülmüştür. Fleksiyon birçok implantın zayıflamasına sebep olan ana kuvvettir (Walker et al., 2002).

Wheeler vd. (2007), yaptıkları çalışmada beş köpekte floroskopi eşliğinde kapalı eksternal fiksasyon (ESF) uygulaması yapmış ve başarılı sonuçlar elde etmiştir. Aynı çalışmada ESF çıkartılma süresinin ortalama 105 gün olduğu belirtilmiştir. Vertebra kırıkları ve luksasyonlarında eksternal fiksasyon, klasik stabilizasyon tekniklerinin uygun olmadığı veya başarısız olduğu zamanlarda kullanılabilir (Şekil 2.18).



Şekil 2.18. Bir köpeğin lumbar vertebrasına uygulanan eksternal fiksatörün; **A:** lateral, **B:** kraniyal, **C:** lateral röntgen, **D:** ventro-dorsal röntgen görünümü

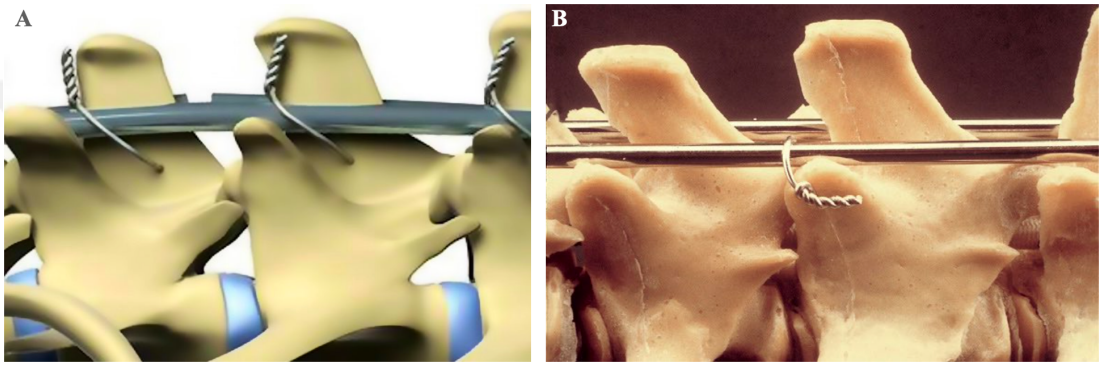
Buna örnek olarak kompresyon kırıkları verilebilir (Shores, 1992b). Enfekte bölgelerde ve osteomiyelite bağlı patolojik kırık şekillenen vertebralarda ESF'nin başarıyla uygulanabileceği köpeklerde ve insanlarda gösterilmiştir (Auger et al., 2000; Dai et al., 2008; Jeanneret and Magerl, 1994). ESF aynı zamanda internal fiksasyon ile kombine kullanılarak hem dorsal hem de ventral stabilizasyon sağlayabilmektedir (Shores, 1992b).

Tekniğin dezavantajları arasında pin dibi enfeksiyonu şekillenme riski, pin dibinin devamlı temizlik gerektirmesi, deri veya fasiyaya aşırı tansiyon yüklenmesi, torako-lumbar bölgede sınırlı kullanımı olması, servikal bölgeye uygunsuz olması, büyük köpeklerde pin boyutunun bazı sistemlerde yetersiz kalması ve sistemin çıkartıldığı esnada travma yaratılabilmesi sayılabilir (Poad et al., 2021; Wheeler and Sharp, 2005).

2.9.2. Modifiye Segmental Fiksasyon (Spinal Kelepçe)

Orijinal spinal kelepçe (spinal stapling) metodu ilk olarak insanların skolyoz cerrahisinde başarılı bir şekilde kullanılmaya başlanmıştır (Luque, 1982). Bu metodun uygulanması için Kirschner tellerinin sublaminar olarak ilerletilmesi gerekmektedir ve stabilizasyon için proc. spinosuslar kullanılmaktadır. Bu tekniğin uygulanması zordur ve dorsal laminektomi prosedürünü mümkün kılmamaktadır.

McAnulty vd. (1986), spinal kelepçe metodunu proc. spinosus yerine proc. articularisleri içine alacak şekilde modifiye etmiş ve veteriner hekimliği literatürüne kazandırmıştır (Şekil 2.19).



Şekil 2.19. Spinal kelepçe ve modifiye segmental stabilizasyonun görünümü. **A:** orijinal spinal kelepçe metodunda Steinmann pini, serklaj aracılığı ile proc. spinosusa sabitlenmektedir (Shores and Brisson, 2017) **B:** modifiye segmental stabilizasyon metodunda pin, proc. articularise sabitlenmektedir (Wheeler and Sharp, 2005)

Modifiye tekniğin uygulanması daha kolaydır ve dorsal laminektomiyi de mümkün kılmaktadır. Ayrıca proc. articularisler, spinosuslara kıyasla daha sağlam bir tutunma noktası sağlamaktadır (McAnulty et al., 1986).

Bu stabilizasyon yöntemi vertebra gövdesini içerisine almayan, stabil sayılabilecek kırıklarda kullanılmakta olup 7 kg altındaki en küçük köpek ırkları ve kediler dışındaki hastalarda kullanılmamalıdır (Shores and Brisson, 2017). Tekniğin avantajları, ulaşılabilirliği kolay olan implantlar ile yapılması ve ucuz olmasıdır. Dezavantajları ise stabilizasyonun pinlerden ziyade, zayıf olan Kirschner teline bağlı olmasıdır. Bunun yanı sıra teller proc. articularis kırığı oluşturabilmektedir (Wheeler and Sharp, 2005). Yeterli stabilizasyonun sağlanabilmesi için üç kraniyal, üç kaudal olmak üzere altı vertebra fiksasyon sistemine dahil edilmelidir ki bu da çok geniş bir diseksiyon yapılması anlamına gelmektedir (Shores and Brisson, 2017).

2.9.3. Plaklar ile Vertebral Fiksasyon

Vertebral plaklar ile vertebral stabilizasyonun temel avantajı, implant profilinin az olması ve operasyon sonrası hastanın kolaylıkla kapatılabilmesidir. Geleneksel plakların stabilitesi, kemik ve plak arasındaki temasa bağlıdır, bu da kemik konturuna göre plağın uyarlanması gerektiği anlamına gelmektedir. Vertebra anatomisinin kompleks doğasından dolayı, kemiğe tam oturan, düzgün bir plak konturu oluşturmak oldukça zordur (Gemmill and Clements, 2016). Ayrıca geleneksel plaklarda erken vida gevşemesinin önüne geçmek için potansiyel bir hasar riski doğuran bikortikal vida uygulaması tercih edilmektedir. Geleneksel plaklarda monokortikal uygulama yapılabilir, ancak bir vidanın gevşemesi halinde plak-kemik teması ortadan kalkacağı için tüm implant zayıflamaktadır (Shores and Brisson, 2017).

Kilitli plakların geliştirilmesi ile bu problemlere çözüm getirilmiştir. Bu plakların biyomekanik özelliği eksternal fiksatöre benzemektedir (Johnston and Tobias, 2017). Kilitli mekanizma sayesinde, plak ile kemik arasında birkaç milimetre mesafe bulunmaktadır, bu sebeple de kemik konturuna göre plağın şekillendirilme zorunluluğu ortadan kalkmaktadır (Shores and Brisson, 2017). Bunun bir başka avantajı da periosteal damarlaşmanın en az düzeyde hasar görmesidir (Gemmill and Clements, 2016).

Kilitli mekanizma sayesinde vidalar plağa rijit bir şekilde tutunmakta olup potansiyel vida gevşemesinin önüne geçilir. Kilitli plakların zayıflaması geleneksel plaklar gibi aksiyal çekme kuvveti sonucunda değil genellikle makaslama kuvveti veya implant kırılması sonucunda şekillenmektedir (Johnston and Tobias, 2017).

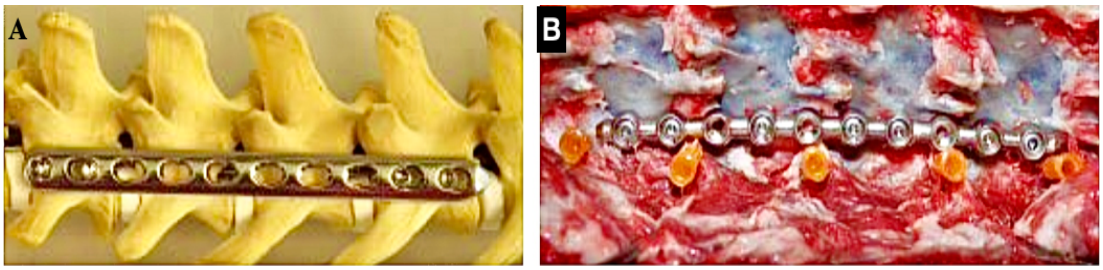
Vertebral stabilizasyonda sıklıkla kullanılan kilitli plak sistemleri arasında inci dizisi plakları (string of pearls/SOP) ve kilitli kompresyon plakları (LCP) bulunmaktadır (Şekil 2.20). İki teknikte de kilit mekanizmasının düzgün şekillenebilmesi için vidalar plağa dik olacak şekilde uygulanmaktadır (Gemmill and Clements, 2016). Vida pozisyonlarının önceden planlanması, plağın yanlış yerleştirilmemesi için çok önemlidir. Önceden şekillendirilmiş kilitli plaklar kırık redüksiyonu için kullanılamazlar. Kilitli plaklar kemik üzerine internal fiksatör olarak yerleştirildikleri zaman, kemik fragmentleri hali hazırda redükte edilmiş ve hizalandırılmış olmalıdır. Kilitli plaklar kemik fragmentlerini plağa doğru çekmeyeceği için, vidalar sıkıldığı anda kemik hangi pozisyonda ise o şekilde stabilize edilmektedir (Gemmill and Clements, 2016).

Halka yapısındaki gövdesinden dolayı SOP plaklarına her yönde şekil verilebilir, bu da SOP plağını çok yönlü bir implant yapmaktadır. Plağın konturu her değiştirildiğinde, özellikle plağın iki ucu arasındaki vidaların yönü de değişmektedir. Bunun yanı sıra, her kontur değişikliğinde plak biraz daha zayıflamaktadır. Kural olarak SOP plaklarını uygularken mümkün olduğunca az şekillendirme yapılmalıdır (Gemmill and Clements, 2016; Shores and Brisson, 2017).

LCP plaklarında hibrit vida delikleri bulunmaktadır (Combi hole), bu da hem kilitli vida uygulamasını hem de geleneksel vida uygulamasını mümkün kılmaktadır. Ancak vertebra üzerinde sadece kilitli vidalar uygulanmalıdır (Gemmill and Clements, 2016).

Vertebra kırıkları, luksasyonları ve subluksasyonları için, her vertebraya toplamda en az üç vida gelecek şekilde bilateral plak uygulaması önerilmektedir. Küçük köpek ve kedilere genellikle 2.7 mm plak yeterli olurken, orta ve büyük ırk köpekler için 3.5 mm implantlar gerekmektedir. İmplant koridorları ve açıları pin fiksasyonu ile aynıdır (Johnston and Tobias, 2017; Shores and Brisson, 2017). Yeterli vida sayısına ulaşmak ve ayrıca intervertebral disk penetrasyonunun önüne geçmek için çoğunlukla hasarlı bölgenin iki kraniyal ve iki kaudalindeki vertebraları içine alacak şekilde plak yerleştirilmektedir (McKee and Downes, 2008).

3.5 mm SOP plağının bükülme gücü, aynı boyuttaki LCP plaktan daha fazladır (DeTora and Kraus, 2008). Sturges vd., (2016), 16 köpek üzerinde yaptıkları biyomekanik çalışmada, hasar görmemiş L1-L2 vertebra segmentlerine unilateral dört vidalı LCP ve bilateral dört pinli PMMA sistemi uygulamıştır. Elde edilen sonuçlara göre fleksiyon, ekstensiyon ve lateral bükülme testlerinde pin-PMMA sistemi daha rijit çıkmıştır.

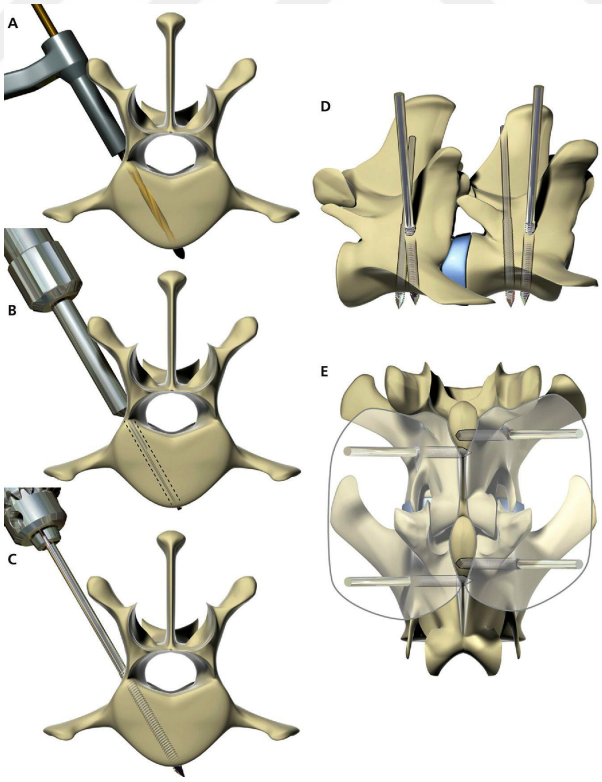


Şekil 2.20. Köpek vertebralarının stabilizasyonu için kullanılan farklı kilitli plakların kemik üzerinde gösterimi; **A:** L1-L5 hizasına uygulanmış 3.5 mm LCP plağı (Barnhart and Maritato, 2018), **B:** T13-L3 hizasına uygulanmış 3.5 mm SOP plağı (Barnhart and Maritato, 2018)

2.9.4. Pin/Vida ve PMMA ile Fiksasyon

Bu teknik ilk olarak vertebra gövdesine Steinmann pini uygulanarak tarif edilmiştir (Blass and Seim, 1984; Rouse and Miller, 1975) (Şekil 2.21). Ventral kompartmanın ciddi şekilde etkilendiği kırıklar dahil olmak üzere çoğu tür vertebral kırık/luksasyon için bu teknik tercih edilmekte olup günümüze kadar her boyuttaki hayvanda başarılı bir şekilde kullanılmıştır (Wheeler and Sharp, 2005). Walker vd. (2002) yaptıkları çalışmada, negatif profilli 4 mm Steinmann pini köpek vertebralarında dört pin ve sekiz pinli sistemler şeklinde uygulamıştır. Rapor edilen sonuçlara göre iki sistem de en az hasar görmemiş vertebra kadar rijit çıkmıştır. Sekiz pinli sistemin, dört sistemliye göre çok daha rijit olduğu ifade edilmiştir.

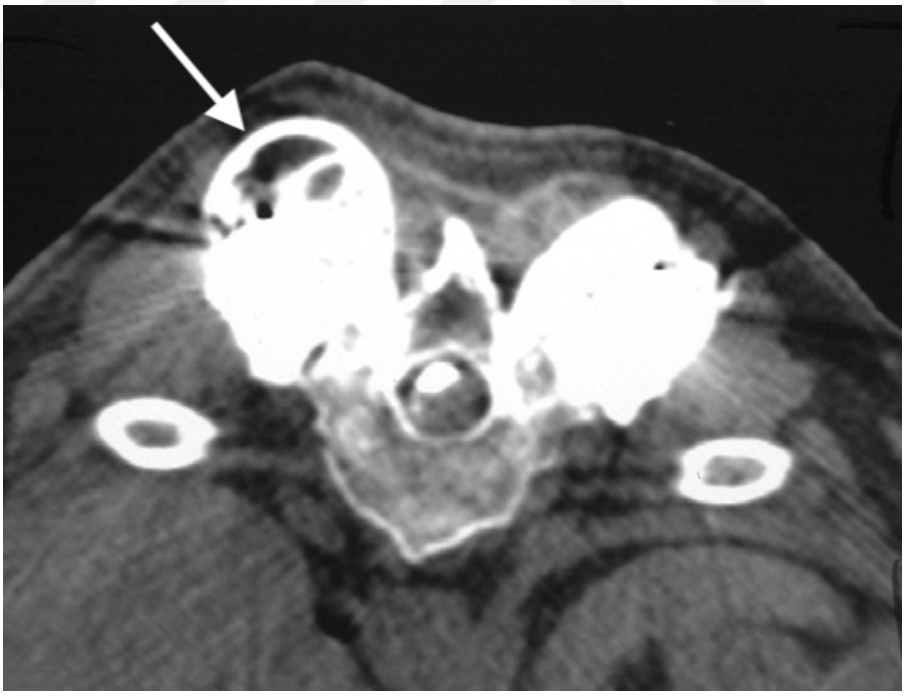
Pin veya vidaların optimal konfigürasyonu henüz biyomekanik olarak ortaya konulmamıştır. Çeşitli konfigürasyonlar klinik olarak iyi sonuçlar vermektedir (Wheeler and Sharp, 2005). Biyomekanik testlerde karışık sonuçlar ortaya konulmuş olsa da klinik vakalarda başarısızlık oranı fazla değildir (Bagley et al., 2000; Garcia et al., 1994; Slatter, 2003; Viguier et al., 2002; Walker et al., 2002; Wheeler and Sharp, 2005).



Şekil 2.21. Pin-PMMA uygulanmasının şematik gösterimi. **A:** vertebra gövdesine yiv deliği açılması **B:** derinlik ölçer ile koridor boyutunun belirlenmesi **C:** ölçülen uzunluğa göre pozitif proilli pinin vertebra gövdesine yerleştirilmesi **D:** dört adet pinin yerleştirilmiş hali **E**: vertebranın dışarısında kalan pinlerin PMMA ile kaplanması (Shores and Brisson, 2017)

Tekniğin avantajları kısa segment aralığında immobilizasyon sağlanabilmesi, kostalar ve spinal sinirlerden kolaylıkla kaçınarak servikal, torasik ve lumbar bölgede uygulanabilirliğidir (Shores and Brisson, 2017; Wheeler and Sharp, 2005). İmplantlar rotasyon, fleksiyon ve ekstensiyon kuvvetlerine karşı çok iyi derecede güç ve stabilite sağlamaktadır (Shires et al., 1991; Walker et al., 2002).

Tekniğin dezavantajları arasında bazı konfigürasyonların dorso-ventral bükülme kuvvetine karşı düşük düzeyde direnç sağlaması (Walter et al., 1986; Walker et al., 2002), yivsiz pinlerde migrasyon gözlenmesi (Blass and Seim, 1984; Wong and Emms, 1992), uygulama sonrası yumuşak dokuların kapatılmasındaki güçlük, implantların uzaklaştırılmasının zor olması, stres koruması sonucunda potansiyel osteopeni (Craven et al., 1994; Vaccaro and Madigan, 2002) ve enfeksiyon riski sayılabilir (Wheeler and Sharp, 2005). Ayrıca PMMA uygulandıktan sonra sement içerisinde büyük bir baloncuk bulunması implant zayıflamasına yol açabilmektedir (Anderson, 1988; Beaver et al., 1996; McAfee et al., 1986) (Şekil 2.22). PMMA uygulanırken ekzotermik reaksiyon şekillenmektedir, bu da çevre dokulara hasar verebilmektedir (Barnhart and Maritato, 2018).



Şekil 2.22. Vida-PMMA uygulanmış bir köpeğin BT görüntülemesinde sement içerisinde hava kabarcığı olduğu görülmektedir (beyaz ok). Bu durum sistemin zayıflamasına yol açabilmektedir (Wheeler and Sharp, 2005)

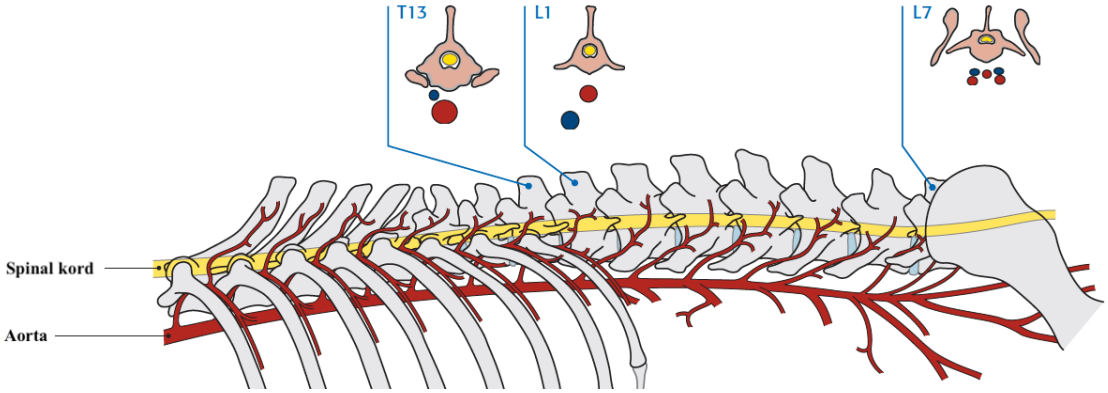
Steinmann pini ve PMMA sisteminin zayıflaması genellikle pinin kemikten çekilmesi ile şekillenmektedir (Shires et al., 1991; Walter et al., 1986). PMMA yeterli kalınlıkta olmalıdır ve implantlar her hasta için en uygun boyutta seçilmelidir. Garcia vd., (1994) yaptıkları çalışmada vida-PMMA ve pin-PMMA sistemlerini karşılaştırmış ve vidalarda zayıf sonuçlar elde etmişlerdir. Çalışmada 3.2 mm Steinmann pini ile 3.5 mm vidalar karşılaştırılmıştır; ancak vidaların gövde çapının yalnızca 2.4 mm olduğu belirtilmiştir. Bilindiği üzere, metal implantların kuvveti, çapları ile doğru orantılıdır; en küçük bir çap değişikliği bile implantın kuvvetinde ciddi değişikliğe yol açmaktadır (Beaver et al., 1996).

Her bir hayvan için gereken implant kuvveti bilinmemekte olup kırık türüne, ağırlığa ve mizaca göre değişiklik göstermektedir. Genel olarak, uygulanabilecek en büyük implant seçilmelidir. 30 kg ve üzerindeki köpeklerde 4.5 mm vida önerilmektedir (Beaver et al., 1996). Pin çapı, vertebra gövdesi çapının %20-%25 kadarı ile sınırlı kalmalıdır (Johnston and Tobias, 2017).

Yivli implantların, aynı çaptaki yivsiz implantlara göre daha iyi bir çekme direnci olması ve migrasyon riski azlığından dolayı yivli implantların kullanılması daha çok tercih nedenidir (Sandman et al., 2002). Birçok pozitif profilli pin sertleştirme işlemine tabi tutulmaktadır, bu özellik pinin bükülme direncini artırmaktadır (Johnston and Tobias, 2017). Vidaların yivli pinlere göre avantajı; pin gevşemesine sebep olabilen kesme işleminin gerekmemesi, değiştirilebilir olmaları ve PMMA için fazladan tutunma noktası sağlamalarıdır (Wheeler and Sharp, 2005).

Her vertebraya iki implant yerine üç implantın uygulanması, sistemin kuvvetini %66 oranında artırmaktadır (Garcia et al., 1994). İmplantlar cerrahın tercihine bağlı olarak hasarlı bölgenin iki kraniyal ve kaudali olmak üzere toplamda dört veya beş vertebraya uygulanabilir. Ancak iki veya üç vertebrayı immobilize etmek de tercih edilebilecek bir yöntemdir (Wheeler and Sharp, 2005).

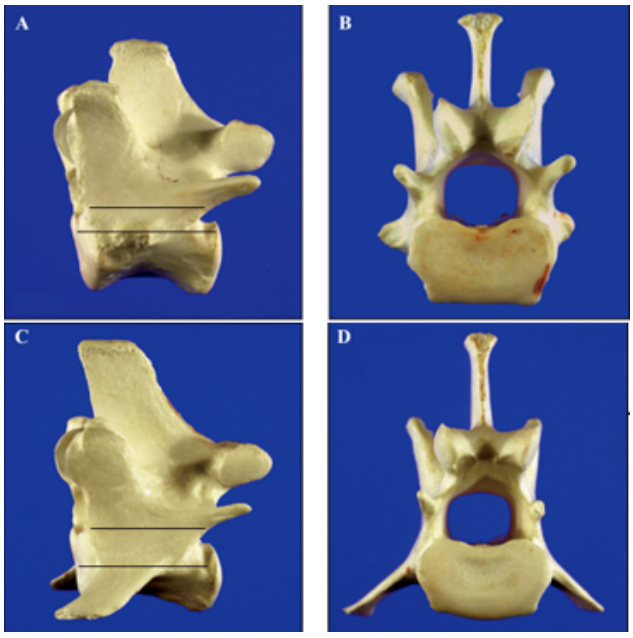
Bikortikal implant uygulaması, tutuş gücünü artırmaktadır (Zindrick et al., 1986). Ancak bu uygulamada intra-torasik ve intra-abdominal yapıların yanı sıra az da olsa aorta veya vena cavaya hasar verme riski bulunmaktadır (Blass and Seim, 1984; Wheeler et al., 2002; Watine et al., 2006) (Şekil 2.23).



Şekil 2.23. Torako-lumbar vertebraların cerrahi anatomisi. Spinal korda, spinal arterlere ve venlere, sinir köklerine, aortaya (kırmızı) ve vena cavaya (mavi) dikkat edilmelidir (Johnson et al., 2005)

İnsanların torasik bölge kırıklarında artık bikortikal implant uygulaması yapılmamaktadır (Gaines, 2000). Köpeklerin lumbar bölgesindeki aorta ve vena cava gibi kritik yapılar hipaksiyal kas grupları tarafından (Musculus psoas minor, psoas major ve quadratus lumborum) korunmaktadır.

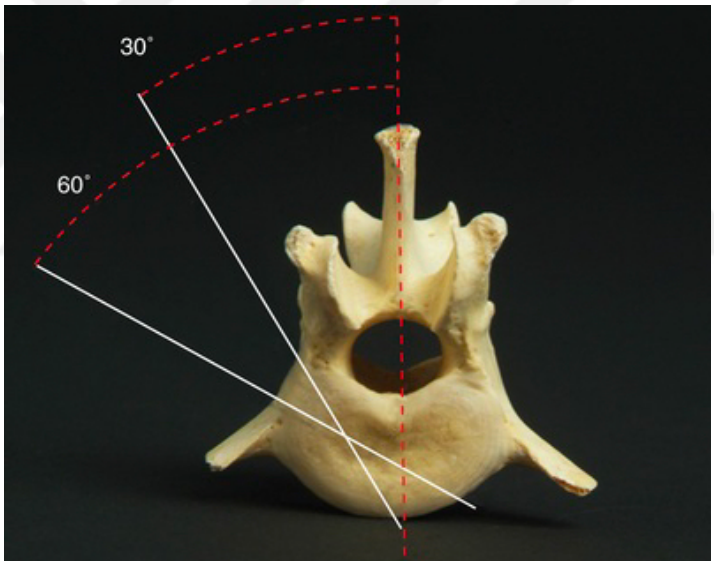
Lumbar vertebra için implant giriş noktası proc. accessoriusun ventrali ve proc. transversus ile vertebra gövdesinin birleşme noktasının arasında kalan bölgedir (Şekil 2.24) (Bagley, 2000; Blass and Seim, 1984; Rouse and Miller, 1975; Slatter, 2003; Wong and Emms, 1992).



Şekil 2.24. Vertebra gövdesine pin veya vida uygulamak için kullanılabilecek giriş noktalarının görünümü. **A ve B:** T12 vertebrasının lateral ve kraniyal görünümü (Wheeler and Sharp, 2005) **C ve D:** L2 vertebrasının lateral ve kraniyal görünümü (Wheeler and Sharp, 2005). İmplantlar şekilde gösterilen iki çizginin arasından kemiğe girmelidir; giriş noktası ne kadar yüksekse, implant yönü o kadar vertikal olmaktadır

Giriş noktası proc. accessoriusun tabanından yüksekte olmamalıdır. Giriş bölgesi birçok kaynakta aynı olsa da implantın ilerleyiş yönünde farklılıklar olabilmektedir. Bazı rehberler implantın vertebra gövdesinin en ventralinden çıkması gerektiğini (Watine et al., 2006; Wong and Emms, 1992); diğerleri de implantın vertebra gövdesinin anatomik merkezinden geçmesi ve vertebra gövdesinin ventralinin kontra-lateral tarafından çıkması gerektiğini söylemektedir (Wheeler et al., 2002) (Şekil 2.25).

Eğer dik bir giriş açısı kullanılacaksa kullanılacaksa vertebral kanal penetrasyonu şekillenebileceği için vertebral kanalın tabanından daha yukarıya çıkmamaya dikkat edilmelidir (Walker et al., 2002). Torako-lumbar hasarlarda implant hasarlı bölgenin kraniyaline yerleştirilecekse, yönü kraniyale, kaudale yerleştirilecek ise kaudale doğru ilerletilir; çünkü son plak bölgesine yakın olan yer, vertebranın en geniş olduğu kısımdır (Johnston and Tobias, 2017).

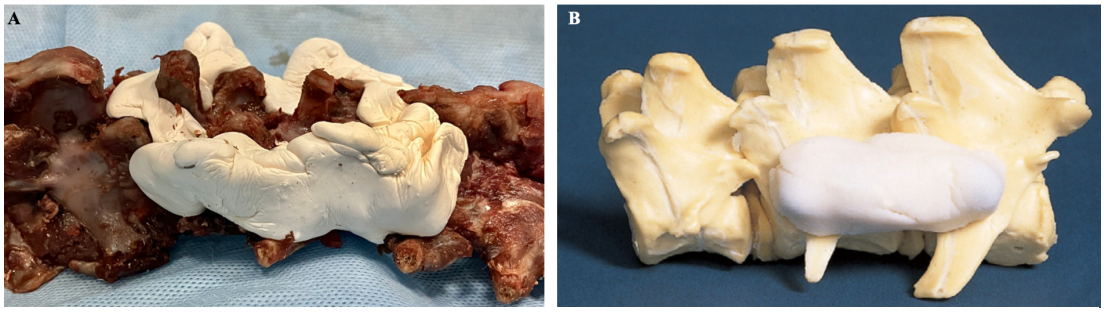


Şekil 2.25. L2 vertebrasının transversal görünümü. Sagittal düzlemde (vertikal çizgiler) farklı implant yerleştirme açıları ve bunların vertebra boyunca izlediği yön gösterilmiştir (Johnston and Tobias, 2017)

BT ile implant giriş bölgeleri ve açılarının önceden planlanması fayda sağlamaktadır. Planlama yaparken maksimum düzeyde kemik-implant teması hesaplanmalıdır. Böylece çekme kuvvetine karşı direnç artar ve sistemin genel rijitliği iyileştirilmiş olur (Johnston and Tobias, 2017).

PMMA, vertebraların her iki tarafına silindir veya "donut" şeklinde uygulanabilmektedir (Şekil 2.26). İmplantların etrafı eşit kalınlıkta PMMA ile tamamen kaplanmalıdır. Laminektomi/hemilaminektomi operasyonları uygulanmışsa,

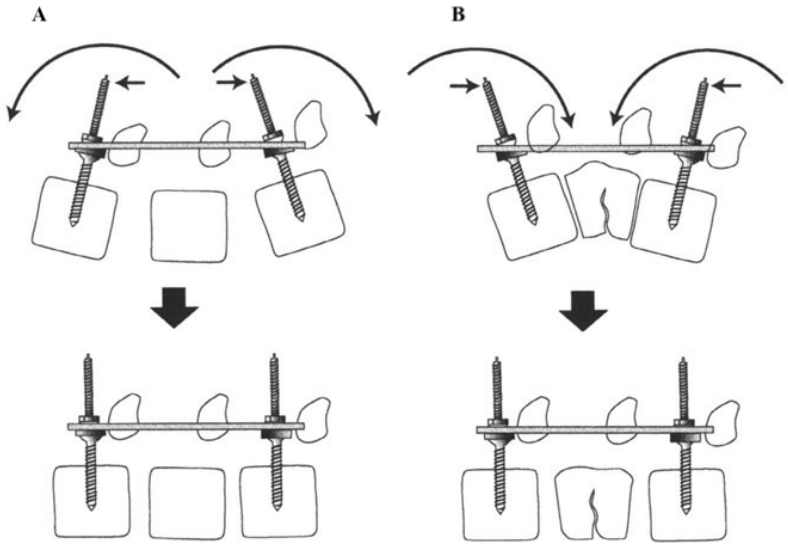
spinal kord ve sinirler ile PMMA temas etmemelidir. Büyük köpekler için 40 g, küçükler için ise 20 g PMMA yeterli olmaktadır (Johnston and Tobias, 2017).



Şekil 2.26. İmplant yerleştirildikten sonra farklı şekillerde PMMA uygulanması. A: "donut" şeklinde uygulama, B: silindir şeklinde uygulama (Wheeler and Sharp, 2005)

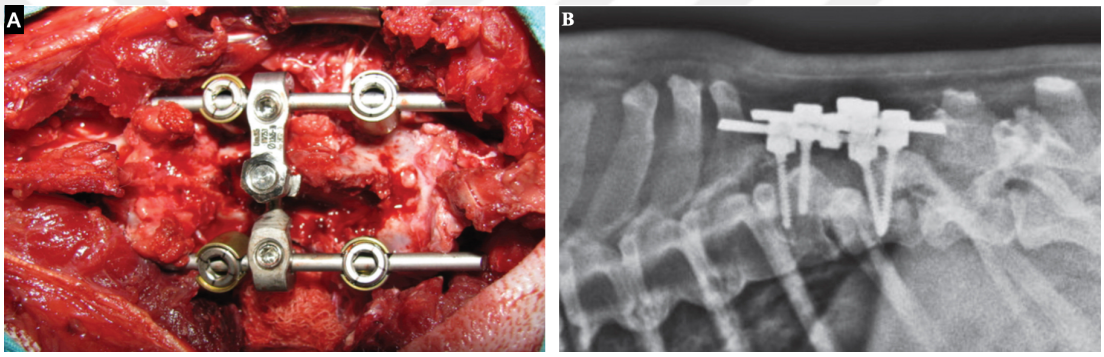
2.9.5. Pedikül Vida ve Rod Sistemi ile Fiksasyon

Hayvanlarda pedikül vidaların kullanımı ile ilgili çok sınırlı sayıda literatür bulunmaktadır, ancak insanlarda spinal fiksasyon için altın standart, 30 yıldan fazladır yaygın olarak kullanılan pedikül vida ve rod fiksasyon sistemidir (Gaines and Robert, 2000). Pedikül, implantların vertebrada tutunabileceği en kuvvetli yapı olduğu için, buraya uygulanan sistemler en rijit segmental stabilizasyonu sağlamaktadır. Ayrıca, vida-rod sistemi ile cerrahlar, tedavi edilen hasara göre distraksiyon, rotasyon, bükme ve kompresyon gibi kuvvetleri implantlar sayesinde uygulayabilmektedir (Benzel, 2001) (Şekil 2.27). İnsanlarda yapılan biyomekanik çalışmalarda, pediküle doğru bir şekilde yerleştirilen vidaların, diğer tüm internal fiksasyon sistemlerinden daha rijit olduğu gösterilmiştir (Vaccaro and Garfin, 1995).



Şekil 2.27. İmplantların dirsek kısımlarına güç uygulayarak (düz oklar) bükülme kuvveti (kıvrımlı oklar) yaratılabilmektedir. **A:** fleksiyon kuvveti **B:** ekstensiyon kuvveti (Benzel, 2001)

Büyük ırk köpeklerin lumbo-sakral bölgesinde titanyum kafes ile beraber pedikül vida-rod fiksasyon sistemi *ex-vivo* olarak test edilmiş ve *in-vivo* olarak uygulanmıştır (Smolders et al., 2012; Teunissen et al., 2017). Özak vd. (2018), torakal kırığı olan bir köpekte pedikül vida ve rod sistemi uygulayarak başarılı sonuçlar elde etmiştir (Şekil 2.28). Mutlu vd. (2011) 10 koyunun lumbar vertebrasında yaptığı çalışmada hemilaminektomi ve kemik grefti ile beraber pedikül vida-rod sistemi uygulamış ve füzyon şekillendiğini bildirmiştir. Tellegen vd. (2015), köpeklerin dejeneratif lumbo-sakral hastalığının tedavisi için pedikül vida ve rod sistemini 12 klinik vakada uygulamış ve başarılı sonuçlar elde ettiğini ifade etmiştir. İnsanlar için üretilen en küçük pedikül vidaları kullanan bu çalışmalar sonucunda, pedikül vida-rod prensiplerinin köpekler için de uygulanabilir olduğu gösterilmiştir.



Şekil 2.28. Bir köpeğin T11-T12 vertebralarına uygulanan pedikül vida ve rod sistemi. **A:** fiksasyonun intra-operatif görüntüsü **B:** 6 ay sonra çekilen röntgende füzyon şekillendiği görülmüştür (Özak et al., 2018)

Pedikül vidalar ile fiksasyon, spinal cerrahi alanında önemli bir adım olmuştur. Pediküler fiksasyon sisteminde daha küçük bölgeye uygulanan implantlar ile üç boyutlu stabilite sağlanabilmesi ve spinal füzyonun daha iyi sağlanması gibi biyomekanik avantajlar göz önünde bulundurulunca, bu tür fiksasyon sistemi yaygın olarak kabul edilmiş ve kullanılmıştır (Boos and Webb, 1997; Kabins et al., 1991).

İnsanlarda pedikül vidaların ilk kullanımı 1944 yılında bildirilmiştir (King, 1944), ancak pedikül vidalar ile vertebral stabilizasyon, 1980'li yıllarda Roy-Camille vd. (1986) tarafından popüler hale getirilmiştir. Yazarlar, pedikül vidaların torako-lumbar bölgede segmental fiksasyon amacıyla kullanılabileceğini öne sürmüşlerdir (Roy-Camille et al., 1986). Teknik ilk olarak kırıkları tedavi etmek amacıyla kullanılmaya başlanmış, daha sonra tümörlerin tedavisinde, spondilolistezis, spinal deformite ve malunion olgularında kullanılmaya başlanmıştır (Kabins and Weinstein, 1991). Pedikül vidaların erken versiyonu plak ile beraber monoaksiyal vida şeklinde

olup daha sonra günümüzde sıklıkla kullanılan poliaksiyal pedikül vida ve rod sistemi geliştirilmiştir (Kabins and Weinstein, 1991).

Monoaksiyal vidalar vertebral manevralarda üstün performans sağlasalar da vida başları ile rodları hizalamada güçlük yaratmaları önemli bir dezavantajdır. Oldukça rijit olan rodların, intra-operatif süreçte vertebranın konturuna göre bükülmesi ve üç boyutta hizalandırılması oldukça zordur. Pedikül vidaların yanlış hizalandırılması; spinal kanal penetrasyonu, vida gevşemesi ve yıpranması gibi ciddi komplikasyonlara yol açabilmektedir (Goel and Gilbertson, 1997). Poliaksiyal vidalar, vida başı ile rodların hizalanmasını kolaylaştırdığı için daha fazla özgürlük sağlamaktadırlar. Bu yüzden masraflı olmalarına ve monoaksiyal vidalara göre daha zayıf olmalarına rağmen günümüzde en sık kullanılan vida türüdür (Bridwell and Gupta, 2019).

2.9.5.1. Pedikül Vidaların Biyomekaniği

Pedikül vidaları, insanlarda vertebranın üç kompartmanını birden stabilize ederek diğer yöntemlerden ayrılmıştır (Bridwell and Gupta, 2019). Vidaların biyomekaniğini anlamak, cerrahi süreçte ve sonrasında oluşabilecek implant hatalarının ön görülmesi ve engellenmesi bakımından önem arz etmektedir.

Pedikül vidalarla fiksasyon sistemi çeşitli türlerde vida, rod ve bağlayıcı köprülerden oluşmaktadır (Benzel, 2001).

Vidanın bükülme direnci, kullanılan materyal ve gövde çapı gibi vidanın kendine has özelliklerine göre değişmektedir. Çekme kuvveti; vida yivinin, uzunluğun ve çapın yanı sıra, vida etrafındaki kemik ve rehber deliğin hazırlanmasına göre değişiklik göstermektedir. Pedikül vidasında hata oluşumu, ya kemik-implant arasındaki bir sorundan (kemikten geri çekilme, vb.) ya da implantın kendisinden kaynaklı (vidanın kırılması, vb.) olmaktadır (Bridwell and Gupta, 2019).

Pedikül vidaları; baş, gövde ve uçtan oluşmaktadır ve vidanın her bir bölümünün biyomekanikte bir önemi bulunmaktadır. Vidalar baş kısmına göre “I” başlı ve “lale” başlı olarak ayrılmaktadır (Demir and Başgül, 2015) (Şekil 2.29).



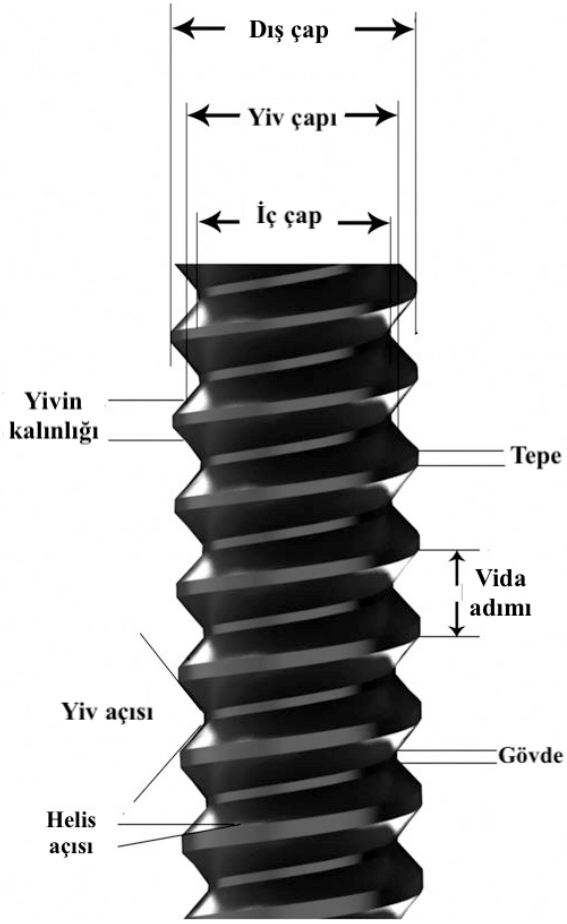
Şekil 2.29. Pedikül vidaların farklı tasarımları; **A:** "I" başlı **B:** "lale" başlı **c**: monoaksiyal **d**: poliaksiyal vida (Demir and Başgül, 2015)

Vidanın gövdesi bir dış (majör) bir de iç (minör) çapa sahiptir (Bridwell and Gupta, 2019). Pedikül vidaların geometrisi konik, silindirik ya da ikisi birden olabilir (Bridwell and Gupta, 2019). Vida yapısı farklı derecelerde fiksasyon kuvveti sağlamaktadır. Genel olarak, minör çap ne kadar büyükse o kadar iyi düzeyde fleksiyon ve bükülme kuvveti sağlanmaktadır. Bükülmeye bağlı vida kırılması, sistemin primer zayıflama nedenidir (Vaccaro and Garfin, 1995).

Konik ve silindirik geometrinin bir arada olduğu çift gövde yapılı vidalarda, yük kaldırma kapasitesinin arttırılması için boyun kısmı daha kalın çapa sahiptir (Skinner et al., 1990).

Vida yivi, gövdenin etrafında kabartılı şekilde bulunur. Yiv derinliği, vidanın dış ve iç çapı arasındaki farka eşittir. İki komşu yivin uç kısımları arasındaki mesafeye vida adımı denilmektedir. Vidanın dış çapı ve yiv derinliği, vidanın çekme direncinde önemli rol oynamaktadır (Benzel, 2001; Bridwell and Gupta, 2019; Skinner et al., 1990). Vidanın dış çapı, çekme direncine karşı koymak için vidanın dizaynıyla alakalı faktörler arasında en önemlilerinden birisidir (Bridwell and Gupta, 2019). Ancak vida adımı, yiv derinliği ve yiv şekli, yivin içine girecek olan kemik miktarıyla direkt olarak bağlantılıdır ve vidanın çekme direnci de yivler arasına giren kemik miktarı arttıkça çoğalmaktadır (Benzel, 2001; Bridwell and Gupta, 2019) (Şekil 2.30). Vida uzunluğu

arttıkça, daha fazla kemik-implant teması olacağı için çekme direnci de artmaktadır (Bridwell and Gupta, 2019).

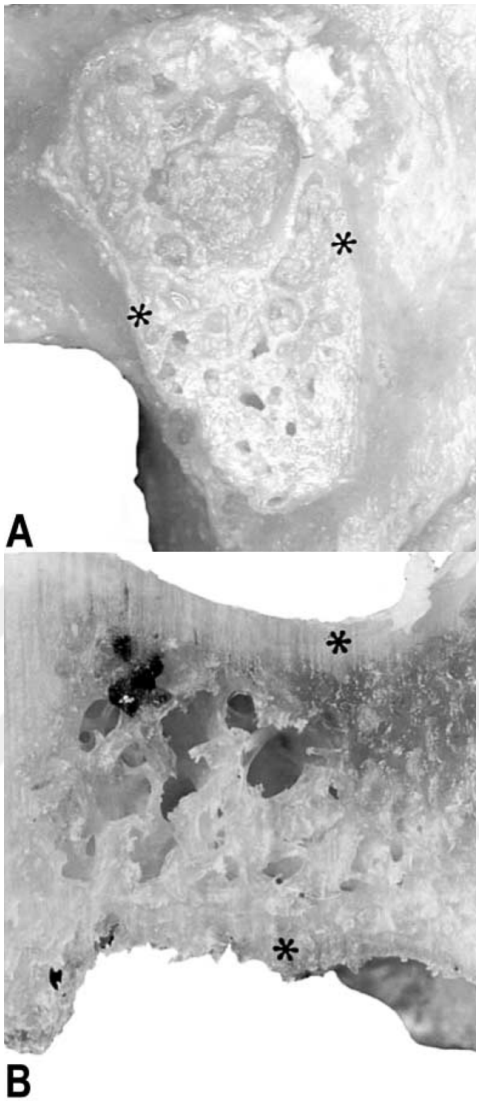


Şekil 2.30. Pedikül vidasının detaylı anatomisi (Demir and Başgül, 2015)

Vida adımı, bir devirde katledilen mesafedir. Çift adımlı ve çift yivli pedikül vidalar daha hızlı yerleştirmeye olanak vermektedir. Bu vidalar daha yüksek yerleştirme torku sağlar; ancak çekme dirençleri ile ilgili bir kanıt henüz bulunmamaktadır (Cho et al., 2010; Mummaneni et al., 2002). Vidanın çekme direnci kompleks bir hususdur ve zıt kortikal vida kazanımı (Maiman et al., 1992), vida yönü, penetrasyon derinliği (Krag et al., 1988), vida açısı (Ruland et al., 1991), pilot deliğin hazırlanması, vidanın yerleştirilmesi ve kemik mineral dansitesi gibi faktörlere bağlı olarak değişebilmektedir.

Vertebral pedikülün transversal kesitlerinde az miktarda kortikal ve bol miktarda kansellöz kemiğin bulunduğu bilinmektedir (Defino and Vendrame, 2001) (Şekil 2.31). Pedikül vidaların kortikal kemikte kazanımı bulunmamaktadır, bu sebeple

koritkal kemiğin fiksasyonda önemli bir rolü bulunmamaktadır (Misenhimer et al., 1989; Defino and Vendrame, 2001).



Şekil 2.31. Vertebral pedikülün **A:** koronal ve **B:** sagittal düzlemlerde kortikal (*) ve kansellöz kemiklerin görünümü. İki düzlemde de kortikal kemiğin az miktarda olduğu gözlenmektedir (Defino, 2001)

Pedikül vidanın yerleştirilme derinliği, vidanın çekme direnci bakımından önemlidir. Ancak kortekstin ruptur riski iyi değerlendirilmelidir. Krag vd. (1988), insan vertebrasında pedikül vidanın %80 derinlikte yerleştirilmesinin güvenli ve yeterli bir çekme kuvveti sağladığını belirlemiştir. Yazarlar, %80 penetrasyon derinliğinin, %50 penetrasyon derinliğinden %32,5 daha kuvvetli bir çekme direnci sağladığını belirtmiştir (Krag et al., 1988).

Pedikül vidanın tutma kuvveti pilot deliğinin boyutu ve uygulanan teknik ile önemli derecede etkilenmektedir (Barber et al., 1998; Carmouche et al., 2005;

Chatzistergos et al., 2010; Daftari et al., 1994). Pilot delik oluşturmak, doğru bir vida açısı sağlamaya ve vidayı yerleştirmeden önce pedikül duvarlarının kontrolünü yapabilmeye olanak verdiğinden dolayı gerekli görülen bir uygulamadır. Pilot deliği ile vidanın gövde çapı arasındaki ilişki, vida-kemik temasını, uygulama torkunu ve çekme kuvvetini etkilemektedir. Silva vd. (2013), koyunlarda yaptıkları deneysel çalışmada vidanın iç çapından daha küçük boyutta pilot deliği açılmasının, operasyondan hemen sonra ve 8 haftalık süreç içerisinde daha büyük bir kemik-vida teması sağladığını ve yivlerin arasına giren kemik alanının arttığını ifade etmiştir.

Vida kazanımını ve çekme direncini azaltmakttığı için iç çap ile aynı boyutta delik açmak önerilmemektedir (Cho et al., 2010). Ayrıca, operasyon sırasında pedikül vidaları yerleştirip çıkartmanın ve tekrar yerleştirmenin de çekme kuvvetini azalttığı söylenmektedir (Kuklo et al., 2005).

Fiksasyon sisteminin mekanik stabilitesi, pedikül vidaların kemiğe sabitlenme performansına bağlı olup bu da direkt olarak vidanın vertebradaki kazanımıyla ilişkilidir (Daftari et al., 1994; Defino et al., 2012).

2.9.5.2. Pedikül Vida ile Fiksasyonun Avantajları ve Dezavantajları

Pedikül vidalar, insanlarda vertebranın üç kompartmanını da içine aldığı için, spinal kordun hem dorsal hem de ventral kısımlarını rijit bir şekilde stabilize edebilmektedir. Sistemin rijitliği sayesinde daha az hareketli segment dahil edilerek, anormal bölgede fiksasyon sağlanabilmektedir (Bridwell and Gupta, 2019).

Pedikül vida fiksasyonu dorsal vertebradaki anatomik yapıların normal olmasını gerektirmemektedir. Laminektomi sonrasında ya da laminanın, processus spinosusların ve fasetlerin travma sonrasında hasar görmesinin ardından uygulanabilmektedir (Bridwell and Gupta, 2019).

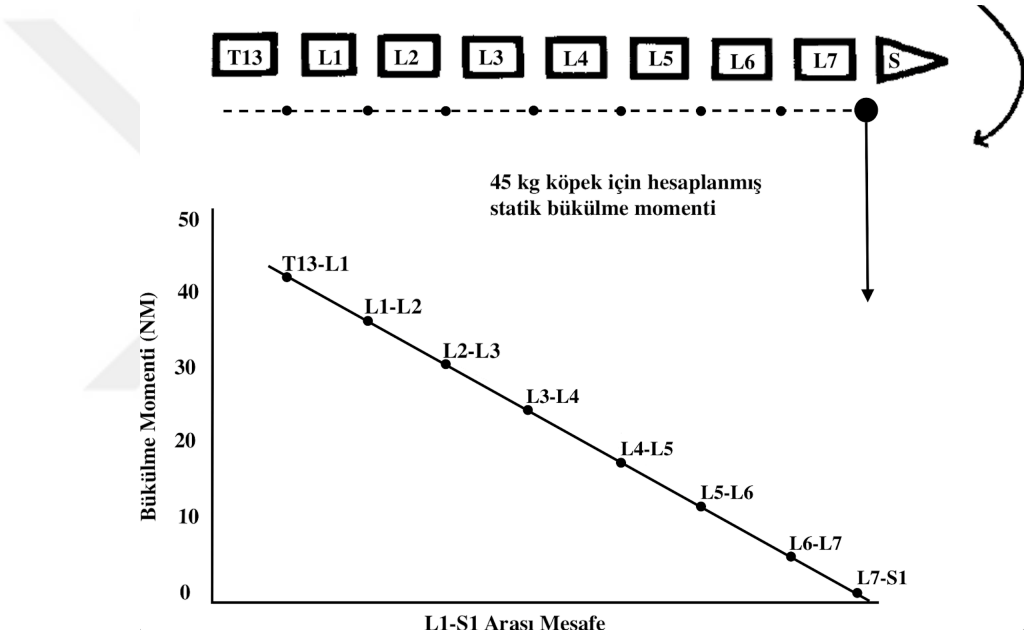
İmplantların doğru ve güvenli şekilde yerleştirilmesi için büyük bir öğrenme eğrisi gerekmektedir. Pedikül korteksinin yanlış penetrasyonu sonucunda nöronal hasar şekillenebilmektedir. Pedikül vidanın implantasyonunda, giriş noktasının açığa çıkarılması ve optimal vida açısı için lateralden mediale oryantasyon sağlamak için geniş bir doku diseksiyonu gerekmektedir.

Uzun süren operasyonlarda enfeksiyon riskinin arttığı, postoperatif görüntüleme tekniklerinde (özellikle manyetik rezonans görüntülemede) implantların artefakt yaptığı, rijit fiksasyon sonucunda hareketli komşu segmentlerde dejenerasyonu

hızlandırdığı bildirilmiş olup bunun yanında bu operasyonun çok masraflı olduğu da belirtilmiştir.

2.10. Stabilizasyon Tekniklerinin Biyomekaniği

Post-operatif süreçte maruz kalınan bükülme (özellikle fleksiyon), rotasyon, aksiyal kompresyon ve makaslama kuvvetleri, fiksasyon implantlarında aksaklıklara sebebiyet verebileceği için yakından incelenmelidir. Paretik veya ataksik hastaların bakımı esnasında kasıtsız hasar verilme ihtimali çok yüksektir. Kırkbeş kilogramlık bir köpeği arka bacakları sarkacak şekilde göğüsten tutarak kaldırmak, torako-lumbar segmentinde vertebral gövde plağının sağladığı kuvvetten 3 kat büyük bir bükülme kuvveti yaratmaktadır (Walter et al., 1986) (Şekil 2.32).



Şekil 2.32. Göğsünün altından tutulup L1-S1 aralığının serbest bir şekilde sallandığı 45 kilogramlık köpeğin statik fleksiyon bükülme grafiği. Özellikle torako-lumbar bölgenin oldukça fazla bükülmeye maruz kaldığı görülmektedir (Walter et al., 1986)

Cerrahinin ve post-operatif sürecin planlaması yapılırken, implantların biyomekanik özellikleri göz önünde bulundurulmalıdır. Vertebral gövde plakları, bükülme kuvvetine karşı rijit bir tekniktir. Ancak unilateral uygulanan plakların zayıflaması için gereken kuvvet, normal, sağlıklı bir vertebranın üçte biri kadardır (Walter et al., 1986). Shires vd. (1991), yaptıkları çalışmada pin ve kemik çimentosunun, diğer tekniklerle karşılaştırıldığı zaman rotasyonel kuvvetlere karşı en yüksek derecede stabilite sağladığını belirtmiştir.

Klasik vertebral fiksasyon teknikleri, laboratuvarda uygulanan stabilite testlerinde başarısız sonuçlar vermiştir (Shires et al., 1991; Walter et al., 1986). Beş

farklı stabilizasyon metodunu fleksiyon testine tabi tutan bir çalışmada, kombine fiksasyon tekniği dışındaki tüm metodların idealin altında olduğu kanısına varılmıştır (Walter et al., 1986).

İdeal bir vertebral fiksasyon tekniği, kemik kaynamasını desteklemeli ve iyileşme periyodunda vertebralara binen tüm yüklere ve anguler deformasyona karşı koymalıdır. Teorik olarak, direkt kemik iyileşmesi için fragmentler arasında 1 mm'den daha az boşluk olmalıdır (Marsell and Einhorn, 2011). Fiksasyon sisteminin yetersiz rijitliği ve redüksiyonun doğru yapılmaması sonucunda uzun süren iyileşme ve yaygın kallus oluşumuna bağlı sekonder spinal kanal stenozu şekillenebilmektedir (Walter et al., 1986).

İyileşme periyodunda ihtiyaç duyulan kuvvet, hastanın post-operatif süreçteki bakım koşullarına bağlıdır ve tahmin edilmesi güçtür. Şekil 2.20'de bahsedilen köpek deneyine dayanarak, post-operatif süreçte hastanın çok dikkatli taşınması ve anguler deformiteden korunması gerekmektedir. Paraliz olmuş bir hastada epaksiyal kasların kolumna vertebralis üzerindeki desteğinin de önemli düzeyde azalacağı göz önünde bulundurulursa, dikkatli taşımanın yanı sıra çok güçlü bir internal stabilizasyon sistemine de ihtiyaç duyulmaktadır (Walter et al., 1986).

Genellikle vertebra gövdesini (ventral kompartmanı) içerisine alan teknikler tercih edilmektedir çünkü dorsal kompartmandaki anatomik yapılar doğası gereği daha zayıftır ve implant zayıflaması bu bölgede sık karşılaşılır (Gemmill and Clements, 2016). Vertebra gövdesine uygulanan pin/vida-PMMA ve vertebral gövde plakları en sık uygulanan operasyonlardır.

Vida/pin ve PMMA sistemi esnek bir tekniktir çünkü vertebra gövdesine implantların yerleştirilmesi plaktaki gibi delikler ile sınırlanmamıştır. Böylece implantlar kırık hattından ve önemli anatomik yapılardan kaçınılarak bikortikal olarak uygulanabilmektedir (Wheeler and Sharp, 2005). Bu yüzden günümüzde birçok vertebra kırığı ve luksasyonunda bu teknik kullanılmaktadır.

Dorsal vertebral plaklar, vertebral gövde plakları ve modifiye segmental fiksasyon artık önerilmemektedir. Bilateral plaklar, pin-PMMA ile benzer biyomekanik özelliklere sahiptir ancak torasik ve kaudal lumbar bölgede uygulanmaları zordur (Wheeler and Sharp, 2005).

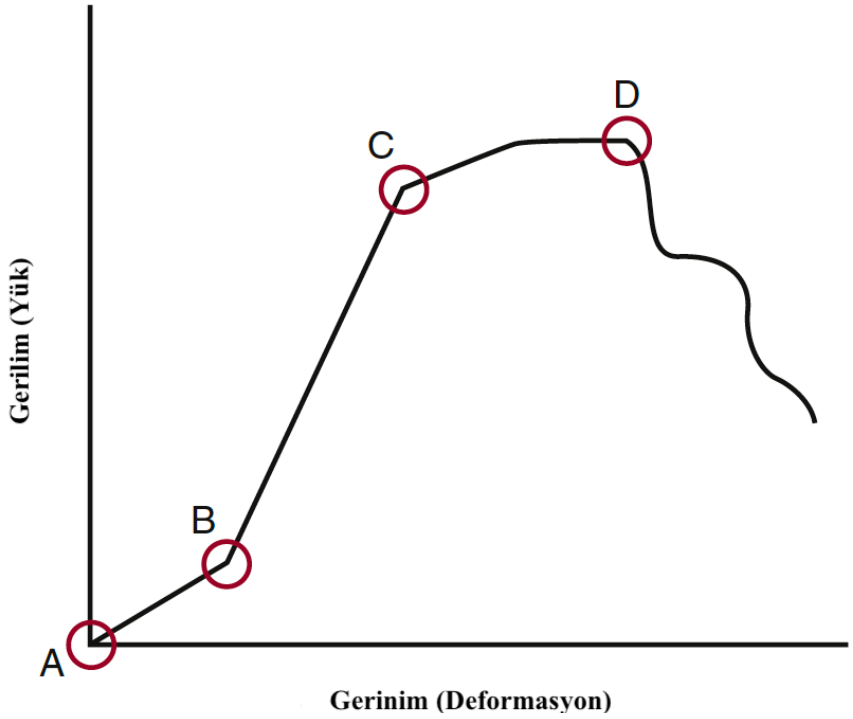
2.11. Kolumna Vertebralisin Temel Biyomekaniği

Kolumna vertebralis, kemik ve yumuşak dokular sayesinde dışarıdan gelen kuvvetlere karşı belirli bir hareket aralığında karşı koymakta ve spinal kordu korumaktadır. Kolumna vertebralisin biyomekanik özellikleri "vertebral hareket üniteleri" ile ortaya konulmaktadır (Hall, 2019). Komşu vertebralar ve bunları bağlayan yumuşak dokuların oluşturduğu kemik-ligament kompleksi, kolumna vertebralis'in en küçük fonksiyonel kısmı olan vertebral hareket ünitesini (VHÜ) oluşturmaktadır (Hall, 2019).

VHÜ hem maddesel hem de yapısal özelliklere sahiptir. Bir kuvvete maruz bırakıldığı zaman, maddesel özellikler "gerilime göre gerinim" (strain relative to stress) ile tanımlanmaktadır (Schultz et al., 1994). Gerilim (stress), kuvvetlerin vücuttaki dağılımı olup her birim alana binen kuvvettir. Gerinim (strain) ise her birim alanda meydana gelen deformasyondur. Deformasyon ise yapıda meydana gelen değişiklik demektir (Hall, 2019).

VHÜ'nün yapısal özellikleri incelendiğinde kuvvet ya da yüke bağlı şekillenen deformasyona bakılmaktadır. "Kuvvet" Newton olarak, deformasyon ise mesafe ya da derece olarak ifade edilmektedir. Yapılan biyomekanik çalışmalar dinamik ve kinetik unsurlardan (vücuttaki dengesiz kuvvetler ve bunu takiben vücudun hareketi) oluşmaktadır (Nordin, 2020). Gerilim ve gerinim arasındaki ilişki "gerilim-gerinim eğrisi" ile tanımlanmaktadır (Benzel, 2001; Nordin, 2020).

Bir yapıya kuvvet uygulandığı zaman ilk şekillenen deformasyon reverzibl karakterdedir; buna "elastisite" denilmektedir. Hooke yasasına göre elastik bir materyalde, uygulanan kuvvet ile deformasyon birbirine orantılıdır (Kelley, 2007). Elastik alan hem doğrusal hem de doğrusal olmayan bileşenlerden oluşabilmektedir. Elastik alanın limiti kopma noktası veya elastik limit olarak adlandırılmaktadır. Elastik limitin üzerinde bir kuvvet uygulanması plastik (geri dönüşümsüz) deformasyon oluşturmaktadır. Bu da yapıda kalıcı değişikliklere yol açmaktadır. Plastik alanın limiti kırılma noktasıdır. Bu nokta ve ötesindeki bir kuvvet kırılmaya sebep olmaktadır ve ek bir kuvvet artık daha fazla deformasyon meydana getirememektedir (Benzel, 2001; Nordin, 2020) (Şekil 2.33).



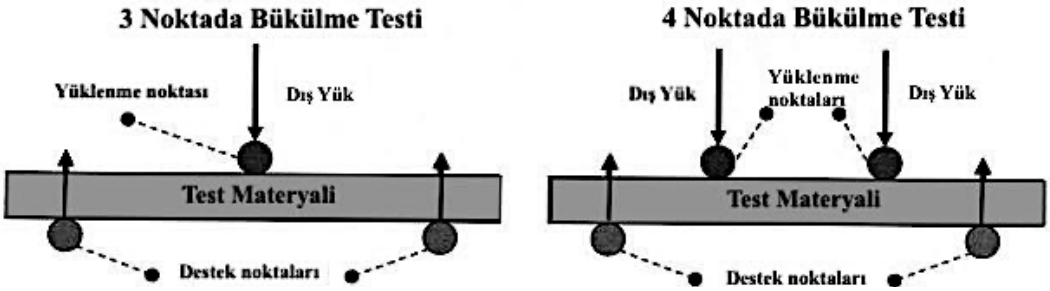
Şekil 2.33. Gerilim-gerinim eğirisi. **A-B:** Nötral bölge; cisimde deformasyon fark edilmeden önce cismin gerilime karşı verdiği tepki, **B-C:** Uygulanan yükün artışı, **C:** Elastik limit, **C-D**: plastik bölge, **D:** artan gerilim sonucunda şekillenen kopma noktası (Steinmetz et al., 2021)

Yapısal rijitlik "yük-deformasyon eğrisi" ile değerlendirilmektedir. Yüklenme sonrasında yapıda az miktarda deformasyon meydana gelirse, eğri daha dik olmaktadır. Az diklikte bir eğri şekillenmesi, yapının daha kolay deforme olduğu anlamına gelmektedir (White and Panjabi, 1990). Biyomekanik çalışmalarda bu eğri sıklıkla kullanılmaktadır.

İn-vitro vertebral biyomekanik çalışmalar, VHÜ üzerinde uygulanmaktadır. VHÜ modellerinde paravertebral kasların ve tüm vücudun etkileri gözardı edilmektedir, dolayısıyla kolumna vertebralisin en basit dinamik birimleri çalışılmaktadır (Panjabi, 1977).

İki vertebra gövdesi arasındaki biyomekanik parametreler, bükülme kuvvetleri uygulanarak değerlendirilmektedir. Bükülme, "asimetrik yük sonucunda objenin düz ekseninin bir tarafında tansiyon, diğer tarafında kompresyon oluşması" olarak tanımlanmaktadır (Hall, 2019). Bükülme yükleri "dört noktada bükülme" ile simüle edilmektedir (White and Panjabi, 1990). Dört noktada bükülme modelinde, objenin bitiş noktaları desteklenir. Daha sonra objenin merkezine iki eşit noktada yük bindirilir. Bu model ile iki merkezi yükleme noktası arasında eşit derecede bükülme kuvvetini indüklenir. Üç noktada bükülme modelinde ise materyal boyunca bükülme

kuvvetlerinde varyasyonlar meydana gelmektedir (Nordin, 2020; White and Panjabi, 1990) (Şekil 2.34).



Şekil 2.34. Üç noktada ve dört noktada bükülme testlerinin şematize edilmiş hali (Nagler, 2019)

VHÜ modelleri normal, patolojik ve müdahalede bulunulmuş vertebralarda kuvvet-yer değiştirme ve moment-angüler yer değiştirme eğrilerini karşılaştırmaktadır. Angüler yer değiştirme, çizgisel segmentin açısal değişimi olarak tanımlanmaktadır (Hall, 2019).

Kolumna vertebralisin biyomekanik testlerinde kuvvetlerin uygulanması ve belirlenmesi için servohidrolik test sistemleri kullanılmaktadır. Bu cihazlar yüksek basınçlı hidrolik tetik mekanizmasını kullanarak hassas bir şekilde kuvvet uygulayıp, kayıt tutmaktadır. Kuvvet, yük hücresi (load cell) tarafından belirlenir ve daha sonra orantılı miktarda voltaja çevrilir. Ardından voltmetre ile bilgisayara ya da kayıt cihazına veriler aktarılır. Aynı anda yer değiştirme düzeyi kaydedilir (Smith, 1991).

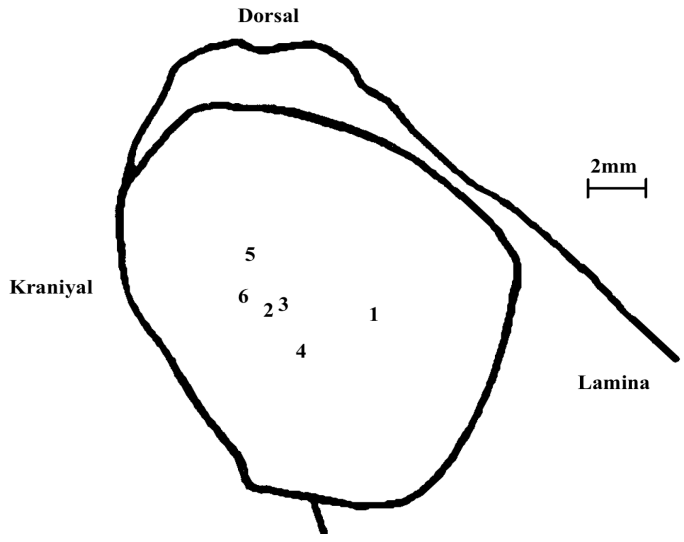
VHÜ modellerinin bazı sınırları bulunmaktadır. VHÜ primer olarak *in-vitro* analiz için kullanılmaktadır ve vücudun geri kalanının biyomekanik üzerindeki etkisi gözardı edilmektedir. Buradaki en büyük eksiklik paravertebral kasların vertebral stabiliteye sağladığı katkıdır. Kas-iskelet kompleksini içerisine alan *in-vitro* analizler yeterli düzeyde geliştirilmemiştir (Smith, 1991). Yine de *in-vivo* analizlerin uygulanmasındaki zorluklardan dolayı *in-vitro* analizler günümüzde kullanılmaya devam eden değerli çalışmalardır (Smith, 1991).

Normalde kolumna vertebralis, çevreden gelen yüklere karşı birden fazla hareket düzeyi oluşturmaktadır (Panjabi, 1977). Örneğin lateral bükülme yalnız başına şekillenmekten ziyade, belirli derecelerde aksiyal rotasyon ile seyretmektedir (White and Panjabi, 1990). Çoğu test sistemi vertebral hareket ünitesinin serbest bir şekilde tüm derecelerde hareket etmesine olanak sağlamamaktadır. Bu kısıtlamalar sonucunda, modelin kolumna vertebralisin dışarıdan gelen kuvvetlere karşı verdiği tepkiyi simüle etme yetisi azalmaktadır (Kim and Goel, 1990).

Vertebral hareket ünitesinin *in-vivo* vertebral biyomekaniği simüle etme konusunda başarısız olduğu başka noktalar da bulunmaktadır. Birçok *in-vitro* biyomekanik çalışma, kolumna vertebralisin elastik özelliklerini yük-yer değiştirme eğrileri ile incelemektedir. Yükleme oranında meydana gelen farklılıklar, sonuçları ciddi şekilde etkileyebilmektedir (Smith, 1991). Elastik özellikler incelenirken, viskoelastik özellikler gözardı edilebilmektedir. Bunlar zamana bağlı yayılma (creep), histerezis (gecikme) ve relaksasyon etkileridir. Bu etkiler mekanik siklus sonucunda olmaktadır ve sikluslar insanlarda senede üç ile beş milyon arasında değişmektedir (Goytan et al., 1997).

Kemik anizotropik bir yapıdır ve kompresyon kuvveti altında en güçlü, makaslamada en zayıf ve tansiyon altında orta düzeyde güçlüdür. Kemikler diğer biyolojik materyaller ile kıyaslanınca en yüksek düzeyde rijitlik ve düşük oranda plastik deformasyon göstermektedir (Schultz et al., 1994). Vertebral hareket ünitesinin yumuşak doku bileşenlerinin özellikleri, barındırdıkları kolajen, elastin ve mukopolisakkarit oranına ve yapısına bağlıdır. Birçok yumuşak doku tansiyon altında güçlüdür ve makaslama ve kompresyon kuvvetlerine karşı minimum düzeyde direnç göstermektedir (Schultz et al., 1994).

Faset eklemleri, insanlarda olduğu gibi köpeklerde de yük taşıma ve stabiliteye katkı sağlamaktadır. Köpek vertebralarında yük-temas noktaları ve lumbar fasetlerin relatif hareketi *in-vitro* ve *in-vivo* çalışmalarda belirlenmiştir (Buttermann et al., 1992; Wood et al., 1992) (Şekil 2.35).



Şekil 2.35. Dinamik testler ile belirlenen kaudal faset eklemi üzerinde yük-temas bölgeleri. **1:** yürüyüş, **2**: merdiven çıkma, **3:** merdiven inme, **4:** sağa dönme, **5:** sola dönme, **6:** otururken kalkma (Buttermann et al., 1992)

Faset eklemlerinin, dorsal longitudinal ligamentin, ligamentum flavumun ve dorsal ve ventral interspinosus ligamentlerinin ortadan kaldırılması, vertebral stabiliteyi aksiyal yük ve rotasyon kuvvetlerinde ciddi oranda etkilemektedir (Zimmerman et al., 1992). Ligamentler ve fasetler yer değiştirmenin derecesini ve yönünü belirlemektedir.

Bilateral fasetektominin hareket açıklığı üzerinde önemli düzeyde etkisi olduğu ve ekstensiyona karşı rijitlikte azalmaya sebep olduğu, ancak fleksiyona karşı rijitlikte önemli bir etkisi olmadığı gösterilmiştir (Smith and Walter, 1988). Hemilaminektomi, lumbar vertebraların rijitliğinde önemli bir azalmaya yol açmamaktadır, ancak fleksiyon ve ekstensiyonda hareket açıklığında artışa sebep olmaktadır (Smith and Walter, 1988). Dorsal laminektomi, fleksiyon ve ekstensiyona karşı rijitlikte önemli derecede azalmaya ve hareket açıklığında artışa sebep olmaktadır.

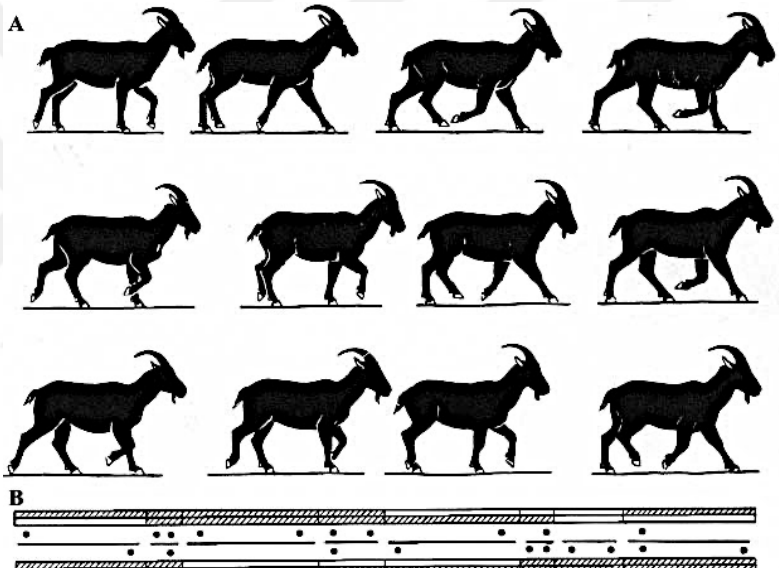
İnsanlarda paravertebral kasların stabilite üzerindeki etkisi araştırılmıştır (Crisco and Panjabi, 1991). Paravertebral kaslar, kolumna vertebralisin fizyolojik hareketine ve özellikle servikal ve lumbar bölgelerde spinal stabiliteye katkı sağlamaktadır. Ancak vertebral travmalarda paravertebral kasların rolü tartışmalıdır. Kas kontraksiyonları sonucunda hiperekstensiyon ve hiperfleksiyona karşı koruyuculuk şekillenebilmektedir, ancak bazı mekanik modellemelerde kas kasılmalarının aksiyal yükler karşısında spinal hasarı artırabileceği öne sürülmüştür (Maiman and Pintar, 1992). Üç noktada bükülmede, paravertebral kasların gerilimi dağıtarak vertebraların daha büyük kuvvetlere karşı dayanabileceği düşünülmektedir. Lateral bükülmede özellikle pelvise bağlanan multi-segmental kaslar, inter-segmental kaslardan daha kuvvetli stabilite sağlamaktadır (Crisco and Panjabi, 1991).

Wolff yasasına göre kortikal kemiğin trabeküler yapısı kompresyon kuvvetlerine karşı koyabilmek için uyum sağlamaktadır ve kemiği güçlendirmektedir. Quadrupedal (dört ayaklı) hayvanların kolumna vertebralisi, bipedal olan insanlara benzer bir şekilde büyük oranda aksiyal kuvvetlere maruz kalmaktadır (Smit, 2002). Köpekler ve diğer quadrupedal hayvanlarda, insanlara kıyasla daha fazla vertebral kemik dansitesi bulunmaktadır. Wolff yasasını göz önünde bulundurunca, köpeklerde aksiyal kompresyon kuvvetinin insanlardan daha fazla olduğu söylenebilmektedir (Hauerstock, 2000). Diğer mekanik yükler paravertebral kaslar ile aksiyal kompresyona çevrilmektedir ve nihayetinde faset eklemlerine yüklenmektedir.

Quadruped bir hayvanın yürüyüşü mekanik olarak oldukça komplekstir, çünkü bacaklara binen yük orta hatta göre asimetriktir. Kolumna vertebralisin yükü kasların

kontrolü altındadır ve en büyük yük de hayvan hareket edince meydana gelmektedir (Smit, 2002). Yavaş yürüyen quadruped bir hayvanda, tüm siklus boyunca en az bir bacak havada kalmaktadır (Şekil 2.36). Bu sebeple toraks ve pelvis asimetrik olarak yüklenmektedir.

Yürüyüş esnasında aksiyal torsiyon, fleksiyon-ekstensiyon ve lateral bükülme kuvvetleri kolumna vertebralis üzerine binmektedir (Smit, 2002). Schendel vd. (1995) köpeklerde yaptıkları *in-vivo* kinetik çalışmada, L2-L3 seviyesineki deformasyonun aksiyal torsiyonda 1,3°, ekstensiyonda 1,8° ve lateral bükülmede 4,25° ile sınırlı kaldığını ifade etmişlerdir. Bu da kolumna vertebralisin kas ve ligament gibi uzayıp gerilebilen yapıların hareketleri kompanze edebilmesi için aktif olması gerektiğini göstermektedir (Smit, 2002).



Şekil 2.36. **A:** quadrupedal bir hayvanın normal yürüyüş düzeni **B:** destekleyici bacakların orta hatta göre asimetrik dağılım seyrettiği grafikte izlenmektedir (Smit, 2002)

Kolumna vertebralisin kaudal kısımının rijitliği oldukça yüksektir ve torsiyonel kuvvetleri küçük segmental rotasyonlar aracılığı ile pelvise aktarabilmektedir (Smit, 2002). Bu faset eklemlerinin anatomik olarak sagittal ve frontal düzlemler arasında olması ile alakalıdır (Cotterill et al., 1986). Torasik segmentlerde faset eklemleri frontal düzlem ile hemen hemen aynı hizada bulunmaktadır, bu da çok daha az rijitlik yaratmakta ve daha büyük rotasyonlara yol açmaktadır (Wilke et al., 1997). Buradaki majör hasarlar yine kaslar ve ligamentler sayesinde engellenmektedir.

Kraniyal proc. articularislerin lateralinde bulunan kansellöz kemikler bükülmeye karşı uyum sağlamıştır (Müller-Gerbl et al., 1992). Proc. articularisler, dorsal

longitudinal, interspinal ve supraspinosus ligamentleri, doku karakterleri sayesinde kinematik kontrole katkı sağlamakta; ventral longitudinal ligament ise statik fonksiyona önemli katkı sağlamaktadır (Fingeroth and Thomas, 2015). Proc. articularislerin ventral ve dorsal kalınlıkları adaptasyonlar sonucunda eşit olmayan bir dağılım göstermektedir ve kalın olan ventral bölüm, rotasyona karşı direnç göstermektedir. Böylece faset eklemleri koşma ve zıplama esnasında önemli bir stabilize edici rol üstlenmektedir (Smit, 2002).

2.12. Veteriner Hekimliğinde Yapılan Karşılaştırmalı Biyomekanik Çalışmalar

Veteriner spinal cerrahide; servikal, torako-lumbar ve lumbo-sakral segmentler sıklıkla stabilize edilmektedir. Yapılan biyomekanik çalışmaların da genellikle bu segmentler üzerinde uygulandığı görülmektedir.

2.12.1. Servikal Bölgede Yapılan Karşılaştırmalı Biyomekanik Çalışmalar

Veteriner hekimliğinde servikal stabilizasyon, travmaya bağlı şekillenen instabilitede, atlanto-aksiyal instabilitede ve servikal spondilomiyelopatinin tedavisinde kullanılmaktadır. Stabilizasyon için genellikle pinler ve plaklar uygulanmaktadır. Servikal patolojilere köpeklerde olduğu gibi atlarda da karşılaşılmaktadır. Atlarda servikal füzyon operasyonu ilk olarak 1979 yılında bildirilmiştir (Wagner et al., 1979).

Reardon vd. (2009) yaptıkları çalışmada 24 attan elde edilen C4-C5 segmentlerine uyguladıkları LCP plaklar ve "kerf-cut cylinder (KCC)" adı verilen füzyon implantını *in-vitro* biyomekanik olarak karşılaştırmıştır. Araştırmacılar (1) KCC grubu, (2) altı adet 5.00 mm vida ile sekiz delikli 4.5/5.0 mm LCP grubu, (3) sekiz adet 3.5 mm vida ile 11 delikli 3.5 mm LCP grubu ve (4) kontrol grubu olmak üzere 4 farklı grup üzerinde çalışmıştır. Numuneler stabilizasyon uygulandıktan sonra poliester rezine içerisine yerleştirip vidalar ile sabitlenmiştir. Dört noktada bükülme testi ile tek bir siklusta 0,1 mm/sn oranında zayıflama olana kadar ventral fleksiyonda güç uygulanmıştır. Yükün artışındaki durma anı zayıflama olarak kabul edilmiştir. Moment-angüler yer değiştirme eğrileri oluşturulup, eğrilerin lineer (elastik) kısmı Nm/derece cinsinden rijitliği tespit etmek için kullanılmıştır. Zayıflama yükü, yük-deformasyon eğrisindeki en tepe nokta olarak belirlenmiştir. Gruplar arasında zayıflama noktası ve rijitlikte önemli bir fark belirlenmemiştir.

Hettlich vd. (2013) yaptıkları çalışmada 22-32 kilogram aralığındaki 18 köpeğin sağlıklı C4-C5 segmentlerine zayıflama yaratmadan ekstensiyon, fleksiyon ve laterale bükülme testleri uygulayıp rijitlikleri değerlendirmiştir. Daha sonra ilk gruba bikortikal paslanmaz çelik pin-PMMA, ikinci gruba monokortikal paslanmaz çelik vida-PMMA, üçüncü gruba ise monokortikal titanyum vida-PMMA uygulamıştır. Daha sonra tekrardan mekanik testler uygulanarak implantsız vertebralar ile implant uygulanmış olanların arasındaki rijitlik farkı ortaya konulmuştur. Çalışmada 4 siklus uygulanmış ve her bir siklus arasında 30 saniye dinlenme süresi verilmiştir. Sikluslarda fleksiyon ve ekstensiyonda 50 N/dakika ile 150 Newtona kadar, lateral bükülmede ise 100 Newtona kadar kuvvet uygulanmıştır. Dördüncü siklusun sonuçlarına göre yük-yer değiştirme eğrisi değerlendirilmiştir. Rijitlik, yük-yer değiştirme eğrilerinin lineer kısmı hesaplanarak belirlenmiştir. Üç metodun da implantsız vertebralara kıyasla rijitliği önemli düzeyde artırdığı belirtilmiş, ancak üç implant grubu arasında önemli bir farkın olmadığı ifade edilmiştir.

Hettlich vd. (2017) yaptıkları bir diğer çalışmada 3.5 mm SOP plağı, 2.4 mm kilitli titanyum rekonstrüksiyon plağı ve monokortikal titanyum vida-PMMA sistemlerini C4-C5 segmentlerinde karşılaştırmıştır. 19 yetişkin büyük ırk köpekten alınan segmentlere disk aralayıcı olarak kortikal ring uygulanmış ve 7 segmente SOP plak, 6 segmente rekonstrüksiyon plağı ve geriye kalan 6 segmente vida-PMMA uygulanmıştır. Segmentlere müdahalede bulunulmadan önce dört noktada bükülme cihazında dört siklus olacak şekilde fleksiyon, ekstensiyon ve lateral bükülmede rijitlik testi uygulanıp, daha sonra implant uygulanmıştır. 50/N dakika ile 150 Newtona kadar fleksiyon ve ekstensiyon, 100 Newtona kadar da sağ lateral bükülme uygulanmıştır. Dördüncü siklusun verilerine göre analiz yapılmıştır. Rijitlik (N/mm) yük-yer değiştirme eğrilerinin lineer kısımları kullanılarak belirlenmiştir. Üç fiksasyon sistemi arasında fleksiyon, ekstensiyon ve lateral bükülmede önemli bir rijitlik farkı bulunmadığı belirtilmiştir.

Hicks vd. (2009) yaptıkları çalışmada 12 yetişkin büyük ırk köpekten elde edilen C4-C5 segmentlerine pin-PMMA ve vida-bar-PMMA sistemleri uygulayarak dorsal bükülmede rijitlikleri test etmiştir. Fiksasyondan önce ve sonra dört noktada bükülme testi uygulanmıştır. 30 saniye ara ile beş siklus uygulanmış ve üçüncü siklusun verileri işlenmiştir. Numunelerde zayıflama olana kadar 50mm/dakika oranında kuvvet uygulanmıştır. Yer değiştirme derecesi 0.01 mm hassasiyet ile ölçülmüştür. Aktüatör cihazının yer değiştirme limiti 20 mm olarak ayarlanmıştır. Testler sonucunda

fiksasyon sistemlerinin, müdahalede bulunulmamış vertebralara kıyasla önemli derecede rijitlik artışı sağladığı, ancak sistemler arasında önemli bir farkın bulunmadığı ifade edilmiştir.

Riedinger vd. (2015), atlanto-aksiyal instabilite (AAİ) için geliştirilmiş transartiküler lag vidası, dorsal AAİ klempi ve ventral AAİ çengeli ile fiksasyon yöntemlerini biyomekanik olarak kıyaslamıştır. 10 adet yetişkin Beagle köpekten elde edilen segmentler çalışmada kullanılmıştır. 4 transartiküler lag vidası, 4 ventral AAİ çengeli ve 2 dorsal AAİ klempi uygulanmış numulere uni-aksiyal servohidrolik test cihazı ile saf makaslama kuvveti uygulanmıştır. Üç siklusta dorso-ventral yönde 0.2mm/saniye hızında makaslama kuvveti 50 Newtona kadar uygulanmıştır. Analiz için üçüncü siklus kullanılmıştır. Sikluslar sonrasında numunelere fleksiyonda zayıflama olana kadar kuvvet uygulanmıştır. Tüm fiksasyon sistemlerinin hareket açıklığını önemli düzeyde azalttığı bildirilmiştir.

Progin vd. (2021) benzer bir şekilde AAİ için geliştirilmiş dorsal tel stabilizasyonu, modifiye dorsal klemp, ventral transartiküler pin ve geliştirilmiş ventral transartiküler pin tekniklerini biyomekanik olarak kıyaslamıştır. Araştırmada 13 minyatür ırk köpek kadavrası kullanılmıştır. Her numune ilk önce hasar görmemiş ligamentlerin olduğu halde iken ve daha sonra ligamentler uzaklaştırılarak biyomekanik teste tabi tutulmuştur. Daha sonra rastgele seçilen numunelere fiksasyon sistemleri yerleştirilmiştir. Servohidrolik test makinesi ile saf makaslama kuvvetleri 0.33 mm/saniye hızda, 15 N limit ile üç siklus uygulanmıştır. Her teknik için üç numunede zayıflama olana kadar kuvvet uygulanmıştır. Hasar görmemiş ligamentli, ligamenti alınmış ve dorsal klemp haricinde stabilize edilmiş numuneler arasında önemli bir hareket açıklığı farkı olduğu belirtilmiştir. Dorsal klemp için zayıflama kuvveti ortalama 133,42 N, dorsal tel fiksasyonu için 122,11 N, ventral transartiküler pin fiksasyonu için 141,48 N ve geliştirilmiş ventral transartiküler pin fiksasyonu için 95,99 N olarak rapor edilmiştir.

Marinho vd. (2022) 10 köpeğin C6-C7 servikal segmentinde yaptıkları biyomekanik çalışmada, bikortikal transpediküler pin-PMMA sistemi ile transvertebral poliaksiyal vida ve rod sistemlerini karşılaştırmıştır. Araştırmacılar ayrıca poliaksiyal vida ve rod sistemlerini, vertebral gövde distraktörünün varlığı ve yokluğunda test etmiştir. 2 Nm kuvvet iki siklus olarak her bir numunede fleksiyon ve ekstensiyonda uygulanmıştır. Uygulama 60 saniye yapılıp, sikluslar arasında 120 saniye dinlenme süresi verilmiştir. Hasar görmemiş vertebraların hepsi test edildikten

sonra aynı segmentlere sırasıyla distrakötürlü poliaksiyal vida, distraktörsüz poliaksiyal vida ve pin-PMMA uygulanmıştır. İmplant uygulanmış segmentin ve komşu segmentlerin angüler hareket açıklığı fotogoniometri yöntemi kullanılarak hesaplanmıştır. Distraktörlü poliaksiyal vida grubu için angüler hereket açıklığı %80,8, distraksörsüz poliaksiyal vida grubu için %72,7, pin-PMMA grubu için %78,3 olarak rapor edilmiştir. Stabilizasyondan sonra komşu segmentlerde önemli bir hareket açıklığı artışı olmadığı bildirilmiştir.

Beishuizen vd. (2021) 8 yetişkin köpekten elde edilen C5-C7 segmentlerine yalnız başına intervertebral kafes uygulaması ve intervertebral kafes ile beraber plak uygulamasının biyomekanik üzerindeki etkisini araştırmıştır. Dört noktada bükülme testi ile 0,5°/saniye hızda maksimum 1 Nm momente ulaşana kadar angüler yer değiştirme uygulanmıştır. +1 Nm'den -1 Nm'ye ulaşan 10 siklus uygulanmış ve hareket açıklığı +1 ve -1 Nm arasındaki açı farkı ile belirlenmiştir. Segmentler (1) hasar görmemiş, (2) diskektomi uygulanmış, (3) kafes uygulanmış ve (4) kafes + plak uygulamış olarak sırasıyla test edilmiştir. Diskektomi uygulaması hareket açıklığında artışa sebep olmuş ve yalnız başına kafes uygulanması ile bu açıklık azalmıştır. Plak ve kafes kombinasyonunun hareket açıklığını en fazla düzeyde azalttığı bildirilmiştir.

2.12.2. Torako-lumbar Bölgede Yapılan Karşılaştırmalı Biyomekanik Çalışmalar

Knell vd. (2011) yaptıkları çalışmada 18-35 kg ağırlığındaki 18 yetişkin köpek kadavrasından elde edilen L1-L2 segmentlerine *in-vitro* laminar vertebral stabilizasyon ve vertebral gövde plağı uygulayıp biyomekanik olarak kıyaslamıştır. İlk olarak hasar görmemiş segmentlere dört noktada bükülme testi üç siklus uygulanarak hareket açıklığı ve nötral bölgenin sınırlarını bulunmuş, daha sonra annulus fibrosus'un tüm ventral yüzüne ensizyon yaparak intervertebral disk defekti oluşturulmuştur. Dokuz segmente plak, geriye kalan dokuz segmente ise vertebral laminar stabilizasyon uygulandıktan sonra bükülme kuvvetleri tekrardan uygulanmıştır. Hasar görmemiş vertebralar ve defekt oluşturup stabilize edilen vertebraların hareket açıklığı ve nötral bölge değerleri karşılaştırılmıştır. Son olarak, segmentler fleksiyon altında zayıflama şekillenene kadar yükleme yapılmıştır. Laminar vertebral stabilizasyonun ortalama hareket açıklığı ve nötral bölge değerlerinin plakla stabilizasyona kıyasla önemli derecede düşük olduğu, dolayısıyla daha iyi bir rijitlik sağladığı ifade edilmiştir.

Sturges vd. (2016) yaptıkları çalışmada 16 yetişkin köpekten elde edilen L1-L2 segmentlerine bilateral pin-PMMA sistemi ve unilateral monokortikal vida ile LCP sistemi uygulayıp, rijitlik, angüler deformasyon ve zayıflama modunu araştırmışlardır. Her testten önce -1 N ve 1 N limit ile bükülme kuvveti 0,1 Hz. oranında 5 siklus uygulanmıştır. Daha sonra numunelere -4 N ve 4 N kuvvet aralığında 0,1 Hz. oranında 5 siklus uygulanmıştır. Analiz için üçüncü siklus seçilmiştir. Stabilize edilmemiş numunelere ilk önce fleksiyon, ekstensiyon ve sağ-sol lateral bükülme testleri uygulanıp, daha sonra stabilizasyon yapılarak aynı testler tekrarlanmıştır. Son olarak tüm numunelerde zayıflama şekillenene kadar 10 mm/saniye fleksiyonda ve lateral bükülmede kuvvet uygulanmıştır. İki sistem de L1-L2 segmentlerindeki hareket açıklığını implant uygulanmamış segmentlere kıyasla azaltmıştır. Pin-PMMA grubu, LCP grubuna kıyasla fleksiyondaki hareket açıklığında daha fazla azalma meydana getirmiştir. Pin-PMMA grubu, kontrol grubuna kıyasla fleksiyon, ekstensiyon ve lateral bükülmede daha rijit, LCP grubuna kıyasla fleksiyon ve lateral bükülmede daha rijit bulunmuştur. Fleksiyon ve lateral bükülme ile zayıflama testinde pin-PMMA grubunda daha az deformasyon şekillenmiştir.

Walter vd. (1986) yaptıkları çalışmada 21 yetişkin büyük ırk köpekten elde edilen lumbar segmentler üzerinde beş farklı internal fiksasyon tekniğini biyomekanik olarak karşılaştırmıştır. L3-L4 spinal segmentlerinin tüm ligament destekleri, intervertebral disk, faset eklemleri uzaklaştırılıp, ayrıca kama osteotomisi yapılarak spinal hasar simüle edilmiştir. Hasar oluşturulmadan önce tüm numunelere dört noktada bükülme testi uygulanmıştır. Daha sonra beş farklı metod ile gruplar stabilize edilmiştir. Birinci gruba vertebra gövdesine çapraz pin, ikinci gruba Pin-PMMA, üçüncü gruba proc. spinosus plağı, dördüncü gruba vertebral gövde plağı, beşinci gruba vertebral gövde plağı ile kombine proc. spinosus plağı uygulanmıştır. Numunelere zayıflatma yaratmadan 112,5 N kuvvet ile ekstensiyon uygulanmış, daha sonra fleksiyonda 50mm/dakika hızda zayıflama şekillenene kadar fleksiyon uygulanmıştır. Uygulanan kuvvet ve angüler deformasyon kaydedilmiştir. Her bir numune için bükülme momenti ve deformasyon eğrileri analiz edilmiş ve fleksural rijitlik (Nm/derece), zayıflama kuvveti (Nm) ve zayıflama deformasyonu (derece) belirlenmiştir. Ortalama rijitlik hasar görmemiş segmentlerde 11,97 Nm/derece, çapraz pin için 0,34 Nm/derece, pin-PMMA için 0,71 Nm/derece, proc. spinosus plağı için 0,95 Nm/derece, vertebral gövde plağı için 1,49 Nm/derece ve kombinasyon tekniği için 3,35 Nm/derece olarak belirlenmiştir. Grupların 10 derecelik

deformasyondaki ortalama bükülme momenti sırasıyla 44,51 Nm, 2,73 Nm, 7,11 Nm, 11,76 Nm, 16,63 Nm ve 34,7 Nm olarak belirlenmiştir. Her teknik için 10 derecede şekillenen deformasyon plastik (geri dönüşümsüz) karakterde belirlenmiştir. Kombinasyon tekniği diğer tüm metodlardan önemli derecede rijit bulunmuştur.

Walker vd. (2002) yaptıkları çalışmada iki tür eksternal fiksasyon sistemini pin-PMMA sistemi ile biyomekanik olarak kıyaslamıştır. Çalışmada 17 yetişkin büyük ırk köpekten elde edilen L3-L4 segmentleri kullanılmıştır. Hasar görmemiş segmentlere servohidrolik test sisteminde ekstensiyon, fleksiyon ve lateral rotasyon uygulanmıştır. Fleksiyon ve ekstensiyon, segmentin bükülme momentini ortaya çıkarmak için uygulanmıştır. Daha sonra vertebra gövdelerine 4-mm negatif profil pin 50-60° açı ile yerleştirilmiş ve L3-L4 segmentine dezartikülasyon yapılarak instabilite şekillendirilmiştir. Dezartikülasyon için intervertebral disk, tüm ligamentler ve proc. articularis uzaklaştırılmıştır. Birinci gruba dört pin ve PMMA, ikinci gruba sekiz pin ve PMMA, üçüncü gruba sekiz pinli spinal ark eksternal fiksasyon sistemi ve dördüncü gruba sekiz pinli biplanar tip I eksternal fiksasyon sistemi uygulanmıştır. Daha sonra numuneler ekstensiyon ve rotasyonda test edilip, fleksiyonda zayıflatılmıştır. Her numune üç siklusta yüklenmiş ve üçüncü siklusun sonuçları değerlendirilmiştir. Tüm fiksasyon gruplarının hasar görmemiş segmentlere kıyasla ekstensiyon ve rotasyonda aynı rijitlikte, fleksiyonda ise önemli derecede daha rijit olduğu ifade edilmiştir. Ekstensiyon, fleksiyon ve rotasyon testlerinde sekiz pin-PMMA sistemi ve spinal ark eksternal fiksatörüm, tip I eskternal fiksatöre göre daha rijit olduğu belirtilmiştir.

Garcia vd. (1994) yaptıkları çalışmada 30 yetişkin köpekten elde edilen L3-L4 segmentlerine farklı konfigürasyonlarda uyguladıkları pin/vida ve PMMA sistemlerini biyomekanik olarak kıyaslamıştır. Kontrol grubu hariç geriye kalan tüm segmentlerde tüm ligamentler ve kaudal proc. articularisler uzaklaştırılıp, ayrıca intervertebral diskte eksizyon yapılarak kırık/luksasyon modeli oluşturulmuştur. İntervertebral disk aralığında oluşturulan açıklık 2 mm olarak belirtilmiştir. Daha sonra gruplar 3.2 x 65-mm trokar uçlu Steinmann pini ya da 3.5 x 65-mm kortikal vida ve PMMA ile stabilize edilmiştir. Birinci grupta dört pin kırıktan uzak olacak şekilde açılandırılmıştır. L3'te iki pin kraniyoventral, L4'te iki pin kaudoventral olarak yönlendirilmiştir. İkinci grupta dört kortikal vida kırıktan uzak olacak şekilde açılandırılmıştır. Vidalar birinci grup ile aynı şekilde yönlendirilmiştir. Üçüncü grupta sekiz pin kırıktan uzak olacak şekilde açılandırılmıştır. L3'te pinler kaudoventral, L4'te kraniyoventral yönlendirilmiştir. Dördüncü grupta pinler kırığa doğru açılandırılmıştır. L3'te pinler

kaudoventral, L4'te kraniyoventral yönlendirilmiştir. Beşinci grupta sekiz pin kırığa doğru açılandırılmıştır. L2 ve L3'teki pinler kaudoventral, L4 ve L5'teki pinler kraniyoventral olarak yönlendirilmiştir. Altıncı grupta sağlam segmentlere hiçbir fiksasyon yapılmamıştır. Numunelere dört noktada bükülme testi uygulanmıştır. İlk önce 112,5 N ile ekstensiyonda zayıflama yapmadan kuvvet uygulanıp, daha sonra fleksiyonda 50mm/dakika hızda zayıflama olana kadar kuvvet uygulanmıştır. Fleksural rijitlik (Nm/derece), 10 derecede bükülme momenti (Nm) ve zayıflama noktasında deformasyon (derece) hesaplanmıştır. Sekiz pin-PMMA ile sabitlenen segmentlerin, dört pine kıyasla zayıflama noktasında önemli derecede daha rijit olduğu ifade edilmiştir. Sekiz pinli olup, pinlerin kırığa doğru açılandırıldığı grup, sekiz pinin kırığın zıt tarafına açılandırıldığı gruptan önemli derecede zayıf olduğu ifade edilmiştir. Ancak dört pinli sistemde, pinlerin kırığa doğru yönlendirildiği grubun daha rijit olduğu belirtilmiştir. Vida-PMMA fiksasyonlarının, pin-PMMA fiksasyonuna göre daha zayıf olduğu bildirilmiştir.

Selz vd. (2020), yaptıkları çalışmada unilateral intervertebral köprülü LCP plağını yalnız başına ve intervertebral genişletici ile beraber (LCP-IS) fiksasyonunu biyomekanik olarak kıyaslamıştır. Çalışmada 16 yetişkin köpekten elden edilen L1-L2 segmentleri kullanılmıştır. İlk olarak hasar görmemiş segmentlere stabilite testi yapılıp, daha sonra hepsine diskektomi uygulanmıştır. Daha sonra unilateral olarak bir implant uygulanıp, test edildikten sonra implant çıkartılmıştır. Çıkartılan tarafın tersine diğer implant uygulanıp tekrardan test yapılmıştır. Kombinasyonlar rastgele seçilmiştir. Sistemlere fleksiyon, ekstensiyon, lateral bükülme (implanta doğru ve implantın tersine) ve sağ ve sol torsiyon kuvvetleri dört siklus olarak uygulanmıştır. Hasar görmemiş segmentlere kıyasla implant uygulanmış olanlar fleksiyon ve ekstensiyonda aynı stabilitede, lateral bükülmede ise önemli derecede daha rijit olarak ifade edilmiştir. Aksiyal rotasyonda implant grubu daha az stabil olarak bildirilmiştir. LCP-IS sisteminin, yalnızca LCP sistemine kıyasla lateral bükülmede önemli düzeyde daha iyi stabilite sağladığı, ancak fleksiyon ve ekstensiyonda önemli bir fark olmadığı belirtilmiştir.

Beer vd. (2020) yaptıkları çalışmada 16 kediden elde edilen L1-L2 segmentlerine uyguladıkları tansiyon bandı ve vida-PMMA sistemlerini biyomekanik olarak karşılaştırmıştır. Segmentler sırası ile hasar görmemiş olarak, intervertebral disk ve L1'in son plakları alınmış olarak ve stabilize edilmiş olarak test edilmiştir. Son plaklar testere ile 2-mm boyutunda uzaklaştırılmıştır. İlk olarak zayıflama yaratmadan

uygulanan testler fleksiyon ve ekstensiyonda 0,25°/saniyede 1 Nm olacak şekilde altı siklus uygulanmıştır. Nötral bölge ve hareket açıklığının hesaplanması için dördüncü ve altıncı siklus kullanılmıştır. Daha sonra zayıflama olana kadar yükleme testi 1°/saniye olarak fleksiyonda uygulanıp yük-yer değiştirme eğrileri elde edilmiştir. Tansiyon bandı stabilizasyonu yapılan grupta hareket açıklığı 26,4° ve vida-PMMA için 13,4° olarak belirtilmiştir. Fleksiyonda hareket açıklığı tansiyon bandı için 8,3°, vida-PMMA için 7,0°, ekstensiyonda tansiyon bandı için 18,1° ve vida-PMMA için 6,4° olarak belirtilmiştir. Nötral bölge vida-PMMA'da 2,9°, tansiyon bandında 7,5° olarak hesaplanmıştır. Vida-PMMA sisteminin iki kat rijitlik sağladığı bildirilmiştir.

2.12.3. Lumbo-sakral Bölgede Yapılan Karşılaştırmalı Biyomekanik Çalışmalar

Nel vd. (2017) yaptıkları çalışmada L7-S1 kırığı simüle ederek SOP plağı ve pin-PMMA sistemini karşılaştırmıştır. Çalışmada 18 yetişkin büyük ırk köpek kullanılmıştır. Numunelere kırık/luksasyon modeli L7-S1 segmentindeki tüm ligament yapılarının uzaklaştırılması ve L7 kaudal endplate bölgesine testere kullanarak oblik osteotomi yapılmasıyla sağlanmıştır. Pin-PMMA grubu için 3.4 mm çapında dört pozitif profilli pin L7 ve S1 gövdelerine uygulanmıştır. Pinler daha sonra bükülerek 40 g PMMA uygulanmıştır. SOP plakları 3.5 mm kortikal vidalar ile bilateral olarak uygulanmıştır. İki vida L6 gövdesine, birer vida kraniyal L7 gövdesine ve S1 ve S2'ye birer vida olmak üzere uygulanmıştır. Numunelere dört noktada bükülme testi ile fleksiyon ve ekstensiyonda 3 Nm bükülme momenti beş siklus olarak uygulamıştır. Üç, dört ve beşinci sikluslardan elde edilen angüler yer değiştirme ve bükülme momentleri hesaplanarak ortalamaları alınmıştır. Nötral bölge, hareket açıklığı ve elastik bölge rijitlik parametreleri elde edilmiştir. İki fiksasyon sistemi arasında önemli bir farklılık olmadığı ifade edilmiştir. Tek önemli farkın SOP plağı için fleksiyon kuvveti altında ortalama hareket açıklığı ve elastik bölge rijitliğinin daha az olması rapor edilmiştir.

Meij vd. (2007) yaptıkları çalışmada 12 yetişkin büyük ırk köpekten elde edilen L7-S1 segmentlerine dorsal laminektomi ve diskektomi uygulayıp, ardından pedikül vida ve rod sistemi ile stabilizasyon yapılmıştır. Fleksiyon ve ekstensiyondaki biyomekanik değerler hasar görmemiş segmentler, hasar verilmiş segmentler ve hasar verildikten sonra stabilize edilmiş segmentler arasında karşılaştırılmıştır. Numunelere servohidrolik test cihazında 4 noktada bükülme testi fleksiyon ve ekstensiyonda

uygulanmıştır. Angüler yer değiştirme 0,3°/saniye oranında maksimum 3 Nm bükülme momentine ulaşana kadar uygulanmıştır. Bükülme momenti fleksiyon ile başlanmıştır. Daha sonra yükün yönü değiştirilip ekstensiyonda -3 Nm kuvvet aynı oranda uygulanmıştır. Bu siklus beş kere tekrarlanıp bir seri elde edilmiştir. Toplamda üç seri kayıt yapılmıştır. Yük ve vertikal yer değiştirme 10 Hz. frekansta kaydedilmiştir. Hassasiyet derecesi yük için 0,5 N, yer değiştirme için 0,01 mm olarak belirtilmiştir. İlk olarak hasar görmemiş numuneler test edilip, daha sonra dorsal laminektomi ve parsiyel diskektomi uygulanıp tekrar test edilmiştir. Defekt yaratılan segmentlere ardından stabilizasyon uygulanıp tekrar test yapılmıştır. 12 numune için nötral bölge, elastik bölge, hareket açıklığı ve elastik bölge rijitliğinin ortalaması hesaplanmıştır. Dorsal laminektomi ve diskektomi sonrası, hasar görmemiş segmentlere kıyasla hareket açıklığı ve nötral bölgede bir farklılık belirlenmemiştir. Pedikül vida ve rod sistemi ile fiksasyon uygulamasının, hareket açıklığını ve nötral bölge değerlerini hasar görmemiş ve defekt oluşturmuş segmentlere kıyasla önemli düzeyde azalttığı bildirilmiştir.

Early vd. (2015) yaptıkları çalışmada 12 yetişkin büyük ırk köpekten elde edilen lumbo-sakral segmentlerde dorsal laminektomi ve parsiyel diskektomi uygulayıp, pin-PMMA, SOP plağı ve transartiküler faset vidalarını biyomekanik olarak karşılaştırmayı hedeflemiştir. 1,5 Nm oranında saniyede iki siklus olacak şekilde hareket açıklığı ölçülmüştür. Hasar görmemiş segmentlerde hareket açıklığı 32,8° ve laminektomi ve diskektomi uygulamasından sonra 40,2° olarak belirlenmiştir. Her implant grubuna 4 numune gelecek şekilde stabilizasyon uygulanmıştır. PMMA grubunda altı pozitif profilli 4.0mm pin kullanılmıştır. İki pin L7 pedikülüne, iki pin sakruma ve iki pin iliuma gelecek şekilde stabilizasyon yapılmıştır. SOP fiksasyonu bilateral beş delikli 3.5 mm plak ile yapılmıştır. Transartiküler vida fiksasyonu, 3.5 mm iki adet kortikal vidanın L7'nin dorsal proc. articularisinden sakruma yönlendirmesi ile yapılmıştır. Fiksasyonlardan sonra her numune ilk önce 5 siklus boyunca 1.5 Nm, daha sonra 5 siklus boyunca 3 Nm uygulanarak hareket açıklığı ölçülmüştür. Pin-PMMA, SOP ve transartiküler stabilizasyon teknikleri için hareket açıklığı sırasıyla 1,92°, 2,56° ve 3,18° olarak belirlenmiştir. Defekt yaratılıp, implant uygulanmayan numunelerde hareket açıklığı 40,2° olarak belirlenmiştir.

3. MATERYAL VE YÖNTEM

Bu tez çalışmasında, Ondokuz Mayıs Üniversitesi Veteriner Fakültesi Eğitim Uygulama ve Araştırma Hastanesi'nde doğal yollardan veya ötanazi sonucunda hayatını kaybetmiş olan 20 kg üzeri (ort. 26,8) toplam 18 farklı ırk yetişkin köpek kullanıldı. Kolumna vertebralis veya spinal kord patolojisi bulunmayan köpekler çalışmaya dahil edildi. Ölümden hemen sonra veya ölümü takip eden 6 saat içerisinde T10-L3 segmentleri diseke edildi. Diseksiyon yapılırken çevredeki yumuşak dokular uzaklaştırıldı, ancak ligament yapıları korundu (Şekil 3.1). Test kalıbının içerisine girebilmesi için kostalar kısa boyutta kesildi. Daha sonra segmentler nemlendirilmiş abdomen havlusuna sarılıp, -20°C'de muhafaza edildi.



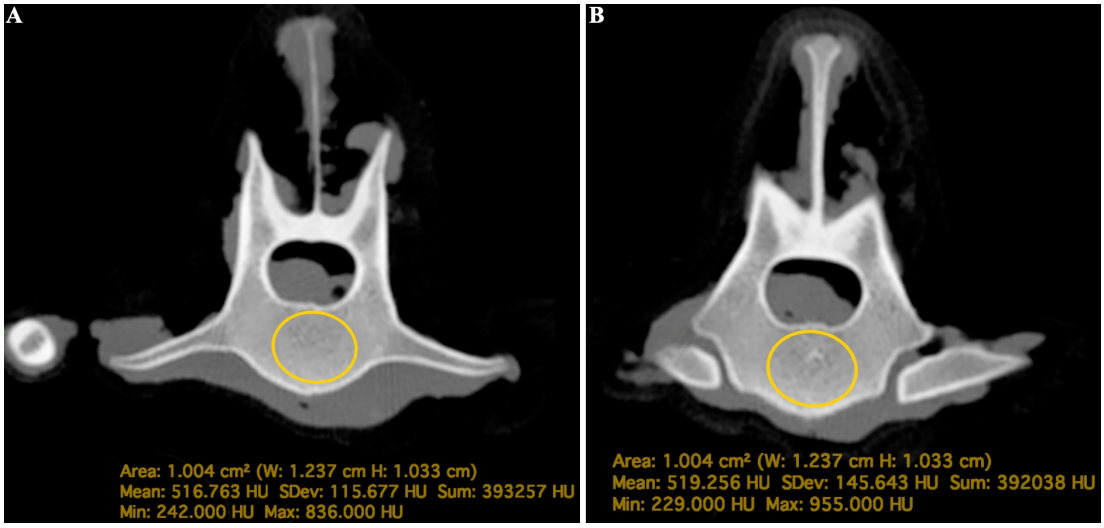
Şekil 3.1. Diseksiyonu yapılmış T10-L3 segmentleri. **A:** dorsal görünüm, **B:** sol lateral görünüm

Diseksiyon uygulanmış segmentlere vertebra gövdesinin kemik mineral dansitesi, implant giriş açısı, pedikül uzunluğu ve genişliklerinin belirlenmesi için BT (General Electric, Discovery CT750 HD, Wisconsin, Amerika, 16 kesit) çekildi (Şekil 3.2).



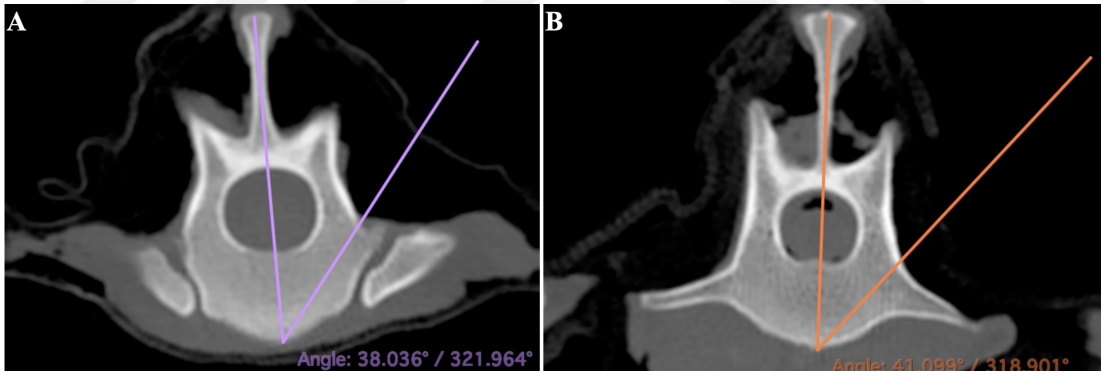
Şekil 3.2. Diseksiyon uygulandıktan sonra bilgisayarlı tomografi çekilen segment

Ölçümler Horos programı ile (Horos™, Versiyon 4.0.0, A.B.D) çalışmada kullanılacak olan T13 ve L1 segmentlerinde yapıldı. Kemik mineral dansitesi değerlerinin standardize olması için tüm vertebra gövdelerinin 1 cm^2 çapı ölçüldü (Şekil 3.3). Dansite değerleri Hounsfield unit (HU) olarak ölçüldü. İmplant açılarının ölçülmesinde Watine vd. (2006) tarafından bildirilen anatomik sınırlar tercih edildi. T13 için anatomik sınır kostaların tüberkülü ve proc. accessoriusun taban noktası, L1 için pedikül ve proc. transversusun kesişme noktası olarak belirlendi (Şekil 3.4).



Şekil 3.3. Numune 12'ye ait kemik mineral dansitesi ölçümü. Tüm numunelerdeki ölçümler 1 cm2 alanı kapsayacak şekilde standardize edildi. **A:** L1 vertebra ölçümü, **B:** T13 vertebra ölçümü

Hedeflenen segment sayısına ulaşıldığı zaman her gruba altı numune gelecek şekilde (1) laminektomi, (2) laminektomi + vida-PMMA ve (3) laminektomi + pedikül vida-rod grupları rastgele oluşturuldu. Her grup için ayrı günlerde operasyon yapıldı. Numuneler operasyondan 24 saat önce oda sıcaklığında çözdürüldü ve operasyondan hemen sonra tekrar -20°C'de muhafazasına devam edildi.



Şekil 3.4. **A:** 6 numaralı numuneye ait T13 vertebranın implant koridoru ölçümü **B:** 9 numaralı numuneye ait L1 vertebranın implant koridoru ölçümü

Laminektominin uzunluğu her numune için T13 ve L1'in proc. spinosuslarının orta kısımları arasındaki mesafe olarak standardize edildi. Genişlik ise sağ ve sol proc. articularisin arasındaki mesafe olarak standardize edildi (Şekil 3.5).

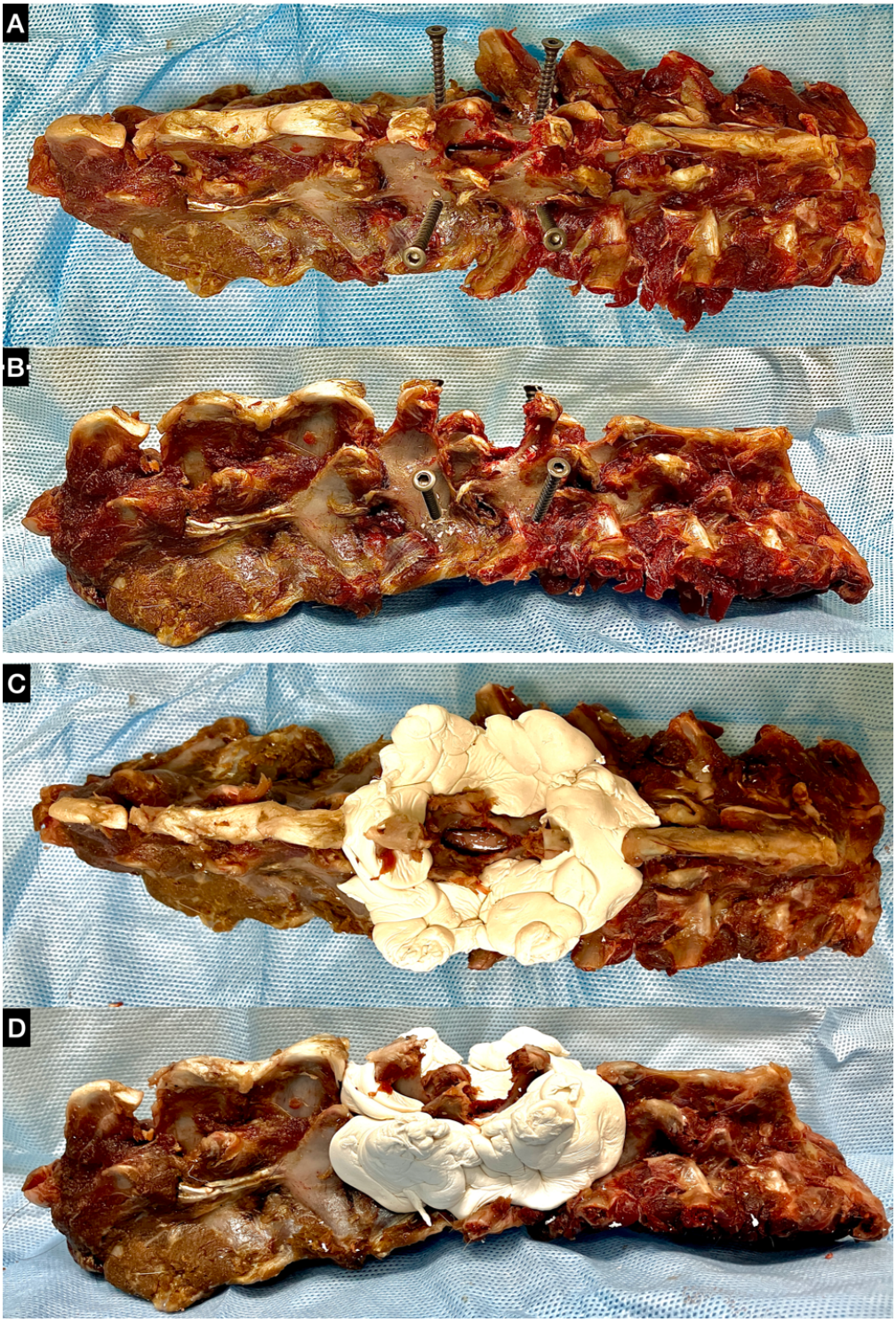
Tüm laminektomiler ronjur kullanılarak yapıldı. Operasyondan sonra numunelerin -20°C'de muhafazasına devam edildi.



Şekil 3.5. Numune 4'e laminektomi uygulandıktan sonraki fotoğrafı. **A:** dorsal görünüm, **B:** sağ lateral görünüm. Laminektominin uzunluğu her numune için T13 ve L1'in proc. spinosuslarının (beyaz ok) orta kısımları arasındaki mesafe (X) olarak standardize edildi. Genişlik ise sağ ve sol proc. articularis'in (*) arasındaki mesafe (Y) olarak standardize edildi

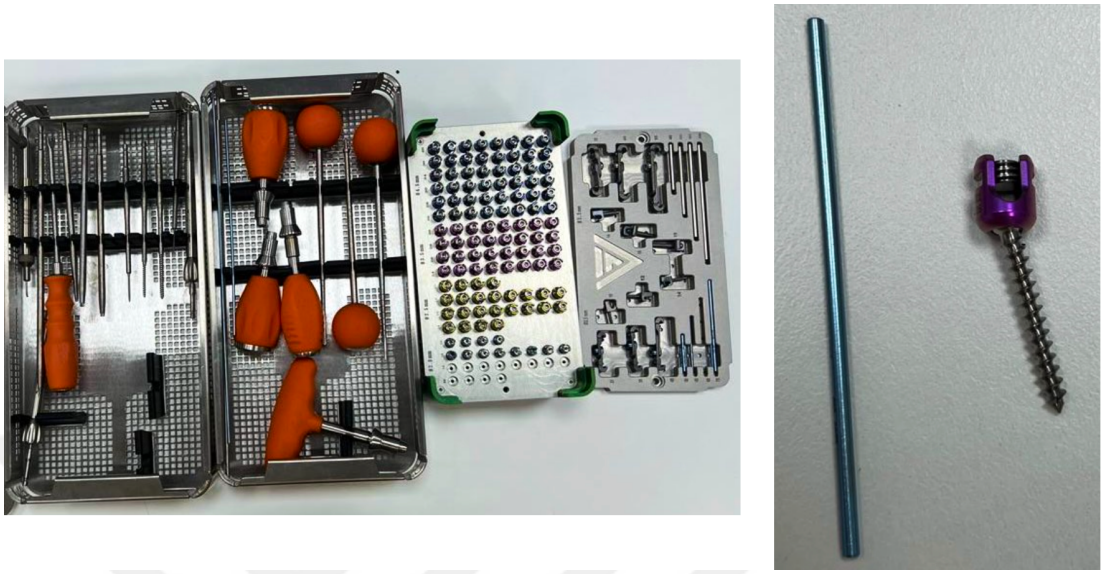
Vida-PMMA grubu için 3.5 mm çapında, 48 mm uzunluğunda düşük profilli, tam yivli titanyum kansellöz vida (Aysam Ortopedi, Türkiye) kullanıldı. Laminektomi uygulandıktan sonra vidaların giriş yerinin anatomik sınırları proc. accessoriusun ventrali ve proc. transversus ile vertebra gövdesinin birleşme noktasının arasında kalan bölge olarak belirlendi (Bagley, 2000; Blass and Seim, 1984; Slatter, 2003; Rouse and Miller, 1975; Wong and Emms, 1992). Her bir vertebra için BT ile ölçülen açılara sadık kalınarak T13 ve L1 vertebralarına 3 mm Steinmann pini ile bilateral pilot delikler açıldı. Ardından her numune için dört vida monokortikal olarak yerleştirildi. Vidalar yerleştirildikten sonra standart vizkozitede 40 gram PMMA (Bonegraft

Biyolojik Malzemeler, Türkiye) “donut” şeklinde T13 ve L1’in proc. spinosusları arkasından birleştirildi (Şekil 3.6). PMMA donarken serum fizyolojik ile lavaj yapıldı.



Şekil 3.6. Numune 9’a vida-PMMA uygulanış aşamaları. Dört vida yerleştirildikten sonra **A:** dorsal görünüm, **B:** sağ lateral görünüm. 40 gr PMMA’nın “donut” şeklinde uygulanmış görüntüsü **C:** dorsal görünüm, **D:** sağ lateral görünüm

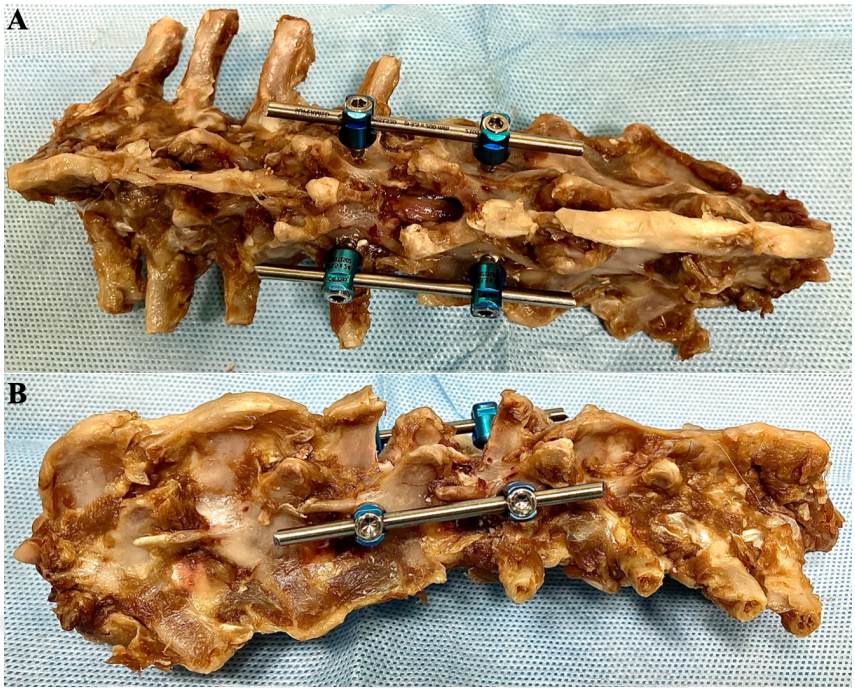
PMMA tam olarak donduktan sonra numunelerin -20°C'de muhafazasına devam edildi. Pedikül vida-rod grubu için 3.5 mm çapında, 24 mm uzunluğunda poliaksiyal lale başlı titanyum vidalar kullanıldı (Travmavet, Türkiye) (Şekil 3.7).



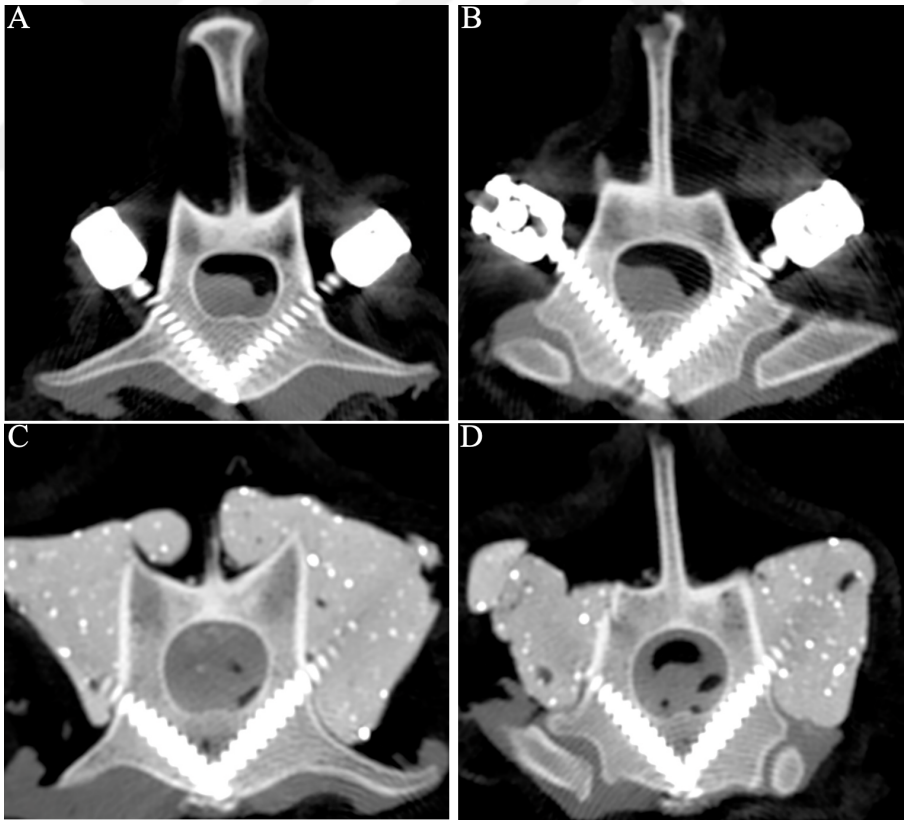
Şekil 3.7. Pedikül vida-rod grubu için kullanılan stabilizasyon setinin görünümü

Rod uzunluğu 7 cm olarak standardize edildi. Vidaların yerleştirilmesi PMMA grubu ile aynı şekilde yapıldı; laminektomi uygulandıktan sonra anatomik sınırlara sadık kalınarak 3 mm Steinmann pini ile bilateral pilot delik oluşturuldu ve her numune için dört poliaksiyal vida monokortikal olarak uygulandı. Vidalar yerleştirildikten sonra 7 cm uzunluğundaki rodlar bilateral olarak yerleştirilip sabitlendi (Şekil 3.8). Operasyon sonrasında numunelerin -20°'de muhafazasına devam edildi.

Stabilizasyon yapılmış 12 numuneye implantların doğru yerleştirildiğini doğrulamak amacıyla donmuş haldeyken BT çekildi ve hemen ardından -20°C'de tekrar muhafaza edildi. Vidaların pediküle doğru şekilde yerleştirildiği BT ile teyit edildi (Şekil 3.9).



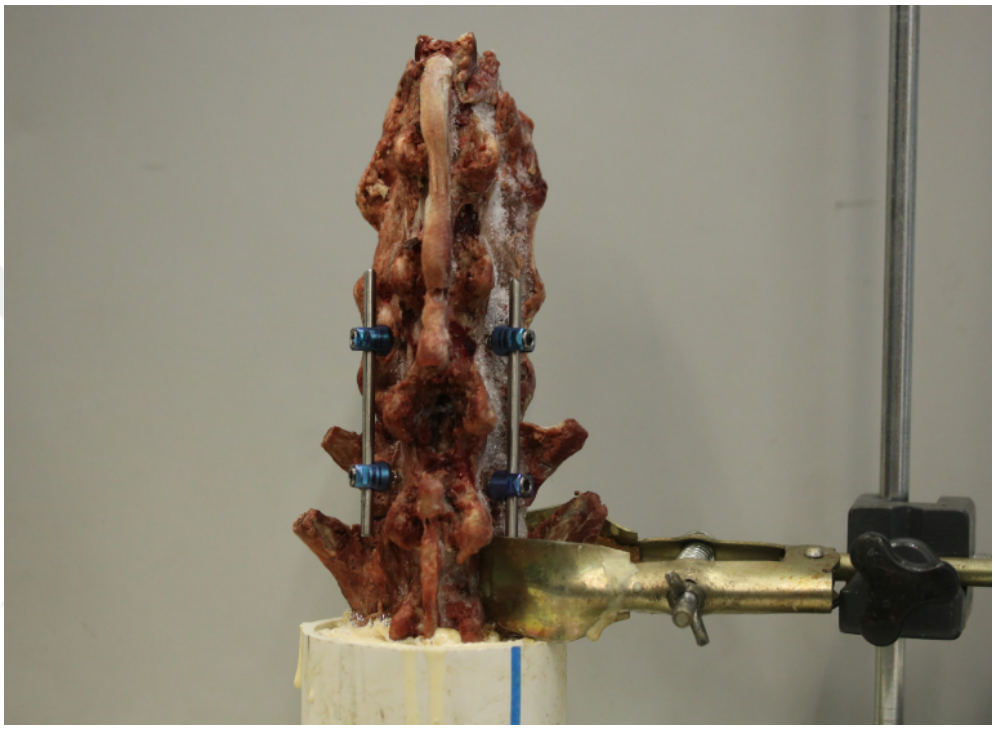
Şekil 3.8. Numune 14'e vida-rod sistemi uygulandıktan sonraki **A:** dorsal görünümü **B:** sağ lateral görünümü



Şekil 3.9. Numune 12 ve 16'ya stabilizasyon sonrası çekilen BT görüntüleri. **A ve B:** 12 numaralı numunenin vida-rod sistemi ile stabilize edilmiş L1 ve T13 vertebraları. **C ve D:** 16 numaralı numunenin vida-PMMA ile stabilize edilmiş L1 ve T13 vertebraları.Tüm numunelere BT çekilip implantların doğru yerleştirildiği teyit edildi

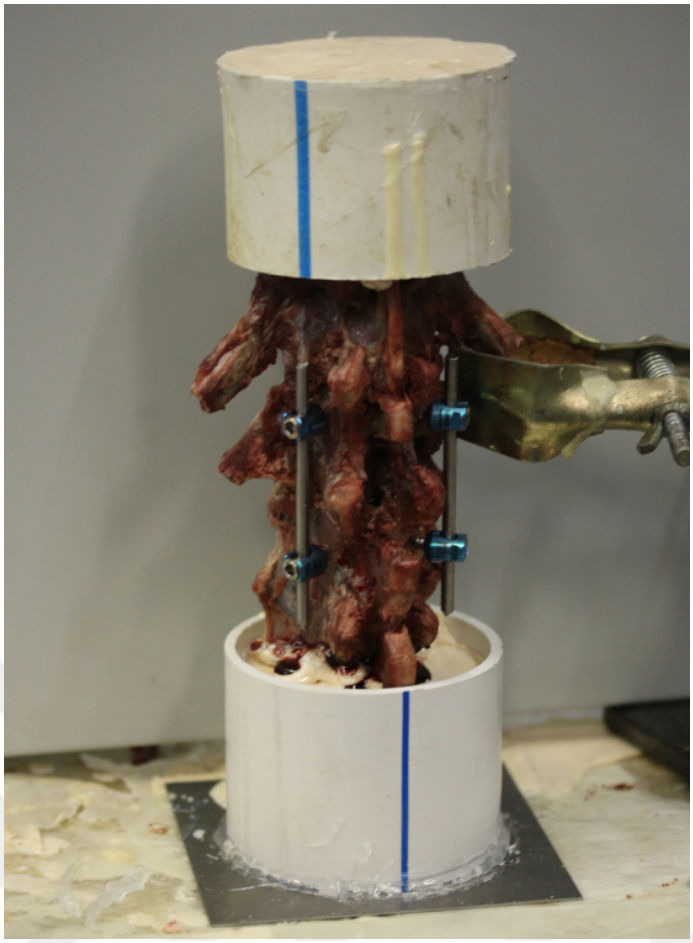
3.1. Numunelerin Biyomekanik Test İçin Hazırlanması

Deney numunelerinin iki ucu, test cihazına yerleştirilebilmeleri için, T12 ile L2 vertebraları açıkta kalacak şekilde döküm yöntemiyle sabitlendi. Döküm işlemi, 75 mm çapında silindirik plastik kalıplar kullanılarak gerçekleştirildi. Deney numunelerinin kraniyal ucu boylamasına eksende kalıbın içerisine Şekil 3.10'da gösterildiği şekilde konumlandırıldı.



Şekil 3.10. Deney numunesinin kalıp yardımıyla sabitlenmesi

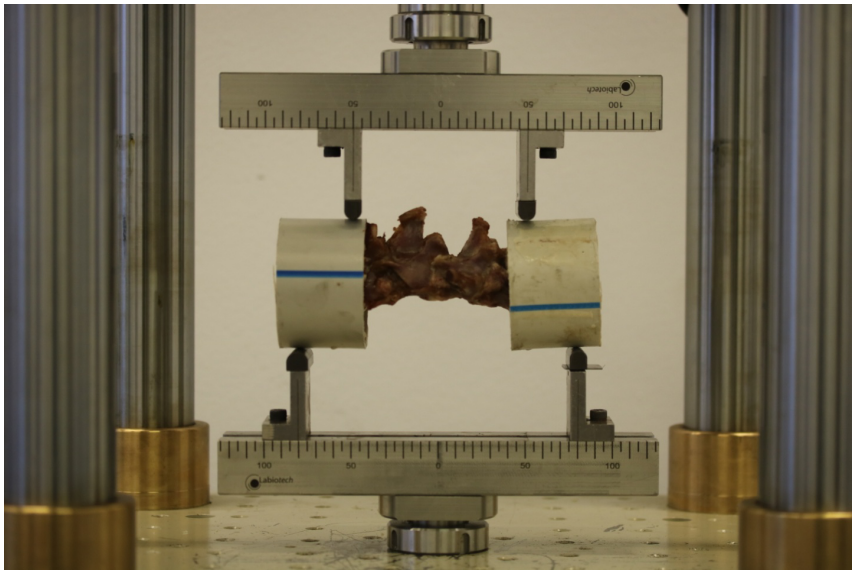
Konumlandırma işlemini takiben, kalıbın içerisine rijit poliüretan dökülerek sabitleme işleminin gerçekleşmesi için 30 dakika beklendi. Bu süre sonunda aynı işlem, kalıplar eşmerkezli olacak şekilde deney numunelerinin kaudal ucu için tekrarlandı. Deney numunelerinin sabitleme işlemleri Şekil 3.11'de gösterildiği gibi tamamlandıktan sonra test başlangıcına kadar -20°C'de muhafazasına devam edildi.



Şekil 3.11. Teste hazır deney numunesi

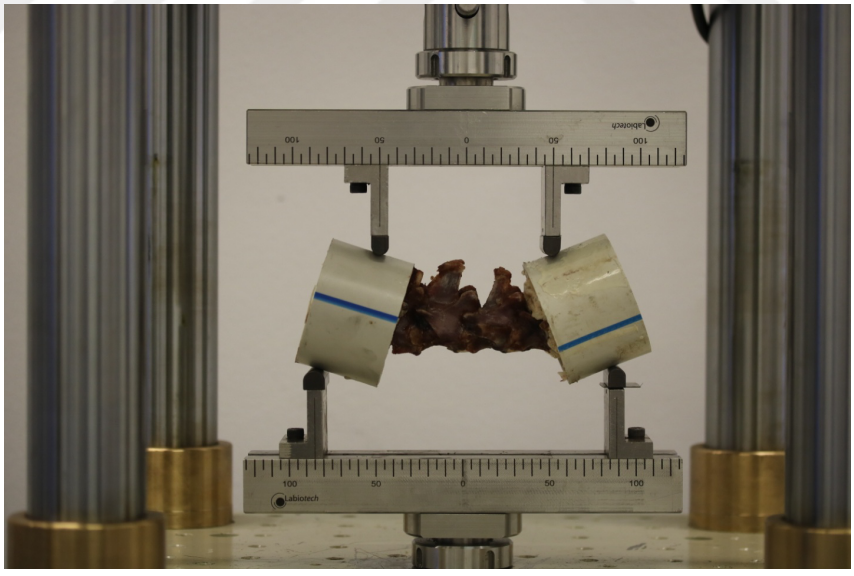
3.2. Biyomekanik Testler

Biyomekanik testler TOBB Ekonomi ve Teknoloji Üniversitesi Biyomekanik Laboratuvarı'nda, 2022HH02 seri numaralı Labiotech™ marka servohidrolik yorulma test cihazıyla gerçekleştirilmiştir. Hazırlanan numuneler Şekil 3.12'de gösterilen dört noktada bükülme test düzeneğindeki destek mesnetlerinin üzerine yerleştirildi. Segmental hareket için referans bir değer belirlemek ve post-operatif rehabilitasyon sürecinde geçen birkaç haftalık süreyi modellemek için numunelere; 3 Hz. frekansta 50,000 çevrim boyunca, şiddeti 3 Nm ile 0,3 Nm arasında değişen sinüzoidal dalga formunda dinamik fleksiyon–ekstensiyon momenti uygulandı. Ön dinamik yükleme sonrasında bütün numunelere, azami yük değeri elde edilip kırılana kadar 5 mm/min statik eğme momenti uygulandı. Yük ve yer değiştirme verileri 100 ms aralıklarla kaydedildi. Elde edilen verilerden rijitlik (stiffness) ve hareket açıklığı (ROM) değerleri hesaplandı. Numunelerin boylarındaki farklılık nedeniyle destek ve kuvvet mesnetleri arasındaki mesafeler muhtelif numunelerde farklı ayarlandı.



Şekil 3.12. Numunenin dört noktada bükülme test düzeneğine yerleştirilmesi

Bu farklılığın rijitlik değerlerini doğrudan karşılaştırılmasının önüne geçmesi nedeniyle, rijitlik değerlerinin yanı sıra "yapısal bükülme rijitliği" (bending structural stiffness) değerleri de hesaplanmıştır. Statik eğme momenti uygulanan örnek deney numunesi Şekil 3.13'te gösterilmiştir.



Şekil 3.13. Numunede zayıflama şekillenene kadar ekstensiyonda statik eğme momentinin uygulanma anı

3.3. İstatistiksel Değerlendirme

Bu araştırmada elde edilen verilerin normal dağılıma uygunlukları, Kolmogorov-Smirnov testi ile belirlenmiştir. Kemik mineral dansitesi, laminektomi boyutları, segment uzunlukları, korpus genişlikleri, pedikül açıları, implant koridor boyutları, eğilme yapısal rijitliği ve hareket açıklığı özelliklerinin ortalama değerleri için tanımlayıcı istatistik kullanılmıştır. Kontrol ve deney gruplarında sayılan özelliklerin karşılaştırılmasında tek yönlü varyans analizinden yararlanılmıştır. Gruplar arasındaki farkın önem kontrolünde Duncan testi kullanılmıştır. Vertebra boyutu ve rijitlik özellikleri arasındaki ilişkiyi belirlemek için pearson korelasyondan testi kullanılmıştır. Tüm istatistiksel hesaplamalarda SPSS programı kullanılmıştır (SPSS, Versiyon 21). Tüm karşılaştırmalarda önemlilik düzeyi $p<0.05$ olanlar anlamlı kabul edilmiştir.

4. BULGULAR VE TARTIŞMA

4.1. Eşkal Bilgileri

Tez çalışmasının materyalini vertebra patolojisi bulunmayan, 20 kg üzeri ağırlıktaki yetişkin, farklı ırktan 18 köpek oluşturdu. Köpeklerin kilosu 20-45 kg arasında (Ort. 26,8 kg) ölçüldü. Irk dağılımı 7 melez (%38,8), 4 Kangal (%22,2), 2 İngiliz Setter (%11,1), 2 Rottweiler (%11,1), 1 Alman çoban köpeği (%5,6), 1 Dogo Argentino (%5,6) ve 1 İngiliz Pointer (%5,6) olarak belirlendi.

Cinsiyet dağılımı 10 dişi (%55,5) ve 8 erkek (%44,4), yaş dağılımı 1-14 yaş (Ort. 3,4 yaş) olarak tespit edildi. Cinsiyetin gruplara göre dağılımı kontrol grubunda 4 dişi-2 erkek, vida-PMMA grubunda 3 dişi-3 erkek, vida-rod grubunda 3 dişi-3 erkek olarak belirlendi.

4.2. Bilgisayarlı Tomografi Bulguları ve İstatistik Verileri

T13'ün korpus vertebra kemik mineral dansitesi kontrol grubunda ortalama 404,5 HU ± 39,7, vida-PMMA grubunda ortalama 550,5 HU ± 31,5, vida-rod grubunda ortalama 488,7 HU ± 24,1 olarak ölçüldü (Tablo 4.1).

Tablo 4.1. T13 korpusuna ait ortalama kemik mineral dansite değeri

Gruplar	T13 Kemik Mineral Dansitesi (HU)	Standart Hata
Kontrol	404,5	39,7
Vida-PMMA	550,5	31,5
Vida-Rod	488,7	24,1

L1'in korpus vertebra kemik mineral dansitesi kontrol grubunda ortalama 418,9 HU ±34,2, vida-PMMA grubunda ortalama 541,8 HU ± 31,9, vida-rod grubunda ortalama 487,1 HU ±26,9 olarak ölçüldü (Tablo 4.2). T13 ve L1 vertebralarının kemik mineral dansitesinde gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark olduğu tespit edildi ($p<0.05$).

Tablo 4.2. L1 korpusuna ait ortalama kemik mineral dansite değeri

Gruplar	L1 Kemik Mineral Dansitesi (HU)	Standart Hata
Kontrol	418,9	34,2
Vida-PMMA	541,8	31,9
Vida-Rod	487,1	26,9

Laminektomi uzunluğu kontrol grubunda ortalama 23,3 mm ± 0,8, vida-PMMA grubunda 17,8 mm ±1,89, vida-rod grubunda 18,5 mm ± 0,51 olarak belirlendi (Tablo 4.3). Laminektomi genişliği kontrol grubunda ortalama 9,4 mm ± 0,37, vida-PMMA grubunda 8 mm ± 1, vida-rod grubunda 7,5 mm ± 0,38 olarak ölçüldü (Tablo 4.4). Laminektomi uzunluğunda gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark olduğu tespit edildi ($p<0.05$).

Tablo 4.3. Ortalama laminektomi uzunluğu

Gruplar	Lamineketomi Uzunluğu (mm)	Standart Hata
Kontrol	23,3	0,8
Vida-PMMA	17,8	1,89
Vida-Rod	18,5	0,51

Tablo 4.4. Ortalama laminektomi genişliği

Gruplar	Laminektomi Genişliği (mm)	Standart Hata
Kontrol	9,4	0,37
Vida-PMMA	8	1
Vida-Rod	7,5	0,38

T13'ün kraniyalinden L1'in kaudaline kadar yapılan uzunluk ölçümü kontrol grubunda ortalama 51,5 mm ± 1,6, vida-PMMA grubunda 51,6 ± 2,59, vida-rod grubunda 54,8 ± 2,19 olarak ölçüldü (Tablo 4.5).

Tablo 4.5. T13-L1 arası ortalama uzunluk

Gruplar	T13-L1 Uzunluğu (mm)	Standart Hata
Kontrol	51,5	1,6
Vida-PMMA	51,6	2,59
Vida-Rod	54,8	2,19

T13'ün korpus genişliği kontrol grubunda 21,8 mm ± 1,16, vida-PMMA grubunda 21,5 mm ± 0,76, vida-rod grubunda 23,3 mm ± 0,95 olarak belirlendi (Tablo 4.6). L1'in korpus genişliği kontrol grubunda 22,3 mm ± 1, vida-PMMA grubunda 22,6 mm ± 0,71, vida-rod grubunda 23,8 mm ± 1 olarak tespit edildi (Tablo 4.7).

Tablo 4.6. Ortalama T13 korpus genişliği

Gruplar	T13 Korpus Genişliği (mm)	Standart Hata
Kontrol	21,8	1,16
Vida-PMMA	21,5	0,76
Vida-Rod	23,3	0,95

Tablo 4.7. Ortalama L1 korpus genişliği

Gruplar	L1 Korpus Genişliği (mm)	Standart Hata
Kontrol	22,3	1
Vida-PMMA	22,6	0,71
Vida-Rod	23,8	1

T13'te ölçülen implant giriş açıları kontrol grubunda ortalama 36,7° ± 1, vida-PMMA grubunda 37,9° ± 0,71, vida-rod grubunda 36° ± 0,59 olarak ölçüldü (Tablo 4.8). L1'de ölçülen açılar kontrol grubunda ortalama 40,7° ± 1,28, vida-PMMA grubunda 41,8° ± 1, vida-rod grubunda 40,6° ± 0,66 olarak belirlendi (Tablo 4.9).

Tablo 4.8. Ortalama T13 implant giriş açısı

Gruplar	T13 İmplant Giriş Açısı (derece)	Standart Hata
Kontrol	36,7	1
Vida-PMMA	37,9	0,71
Vida-Rod	36	0,59

Tablo 4.9. Ortalama L1 implant giriş açısı

Gruplar	L1 İmplant Giriş Açısı (derece)	Standart Hata
Kontrol	40	1,28
Vida-PMMA	41,8	1
Vida-Rod	40,6	0,66

T13'te ölçülen pedikül uzunluğu kontrol grubunda ortalama 18,1 mm ± 0,87, vida-PMMA grubunda 16,5 mm ± 0,22, vida-rod grubunda 19 mm ± 0,81 olarak tespit edildi (Tablo 4.10). L1'de pedikül uzunluğu kontrol grubunda 17,3 mm ± 1,25, vida-PMMA grubunda 16 mm ± 0,25, vida-rod grubunda 17,6 mm ± 0,76 olarak belirlendi (Tablo 4.11).

Tablo 4.10. Ortalama T13 pedikül uzunluğu

Gruplar	T13 Pedikül Uzunluğu (mm)	Standart Hata
Kontrol	18,1	0,87
Vida-PMMA	16,5	0,22
Vida-Rod	19	0,81

Tablo 4.11. Ortalama L1 pedikül uzunluğu

Gruplar	L1 Pedikül Uzunluğu (mm)	Standart Hata
Kontrol	17,3	1,25
Vida-PMMA	16	0,25
Vida-Rod	17,6	0,76

T13'te ölçülen pedikül genişliği kontrol grubunda 7,1 mm ± 0,35, vida-PMMA grubunda 7,3 mm ± 0,29, vida-rod grubunda 7,5 mm ± 0,23 olarak belirlendi (Tablo 4.12). L1'de pedikül genişliği kontrol grubunda ortalama 9,5 mm ± 0,45, vida-PMMA grubunda 9,2 mm ± 0,48, vida-rod grubunda 9,7 mm ± 0,14 olarak ölçüldü (Tablo 4.13).

Tablo 4.12. Ortalama T13 pedikül genişliği

Gruplar	T13 Pedikül Genişliği (mm)	Standart Hata
Kontrol	7,1	0,35
Vida-PMMA	7,3	0,29
Vida-Rod	7,5	0,23

Tablo 4.13. Ortalama L1 pedikül genişliği

Gruplar	L1 Pedikül Genişliği (mm)	Standart Hata
Kontrol	9,5	0,45
Vida-PMMA	9,2	0,48
Vida-Rod	9,7	0,14

Kemik mineral dansitesi ve laminektomi uzunluğu dışında ölçülen laminektomi genişliği, T13-L1 uzunluğu, korpus genişlikleri, implant giriş açıları, implant koridorunun uzunluk ve genişlik değerlerinin hiçbirinde gruplar arasında istatistiksel olarak önemli fark bulunmadı ($p>0.05$).

4.3. Biyomekanik Test Sonuçları ve İstatistiksel Verileri

Dört noktada bükülme testi sonucunda her grup için "yük-yer değiştirme"eğrileri ve "bükülme momenti-yer değiştirme" eğrileri elde edildi (Şekil 4.1). Yapısal bükülme rijitliği kontrol grubunda ortalama 70,3 Nm^2 ± 9,2, vida-PMMA grubunda 65,8 Nm^2 ± 11,5, vida-rod grubunda 74,7 Nm^2 ± 7,1 olarak ölçüldü (Tablo 4.14).

Tablo 4.14. Ortalama yapısal bükülme rijitliği

Gruplar	Yapısal Bükülme Rijitliği (Nm^2)	Standart Hata
Kontrol	70,3	9,2
Vida-PMMA	65,8	11,5
Vida-Rod	74,7	7,1

Hareket açıklığı kontrol grubunda ortalama 7,6° ± 1, vida-PMMA grubunda ortalama 6,6° ± 0,5, vida-rod grubunda ortalama 7,2° ± 0,85 olarak tespit edildi (Tablo 4.15).

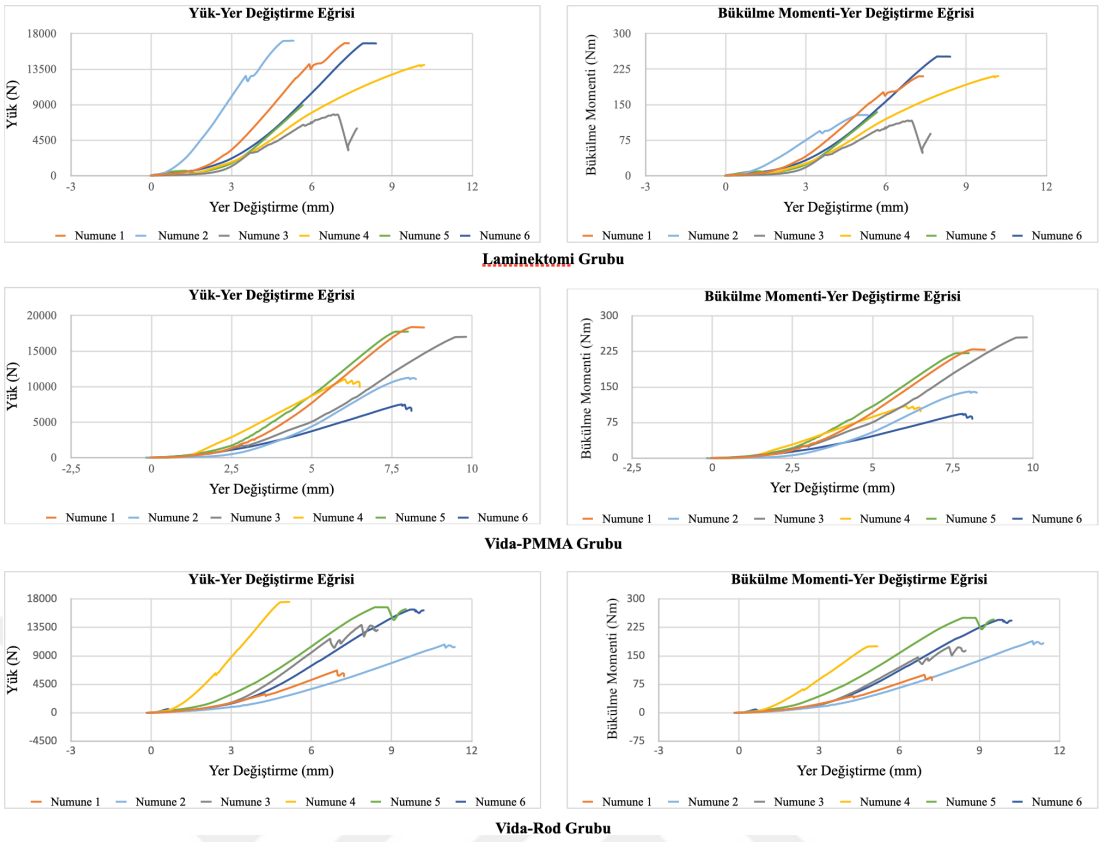
Tablo 4.15. Ortalama hareket açıklığı

Gruplar	Hareket Açıklığı (derece)	Standart Hata
Kontrol	7,6	1
Vida-PMMA	6,6	0,5
Vida-Rod	7,2	0,85

Yapısal bükülme rijitliğinin ortalama değerleri kontrol grubu ile kıyaslandığı zaman, vida-PMMA grubunda %6,4 düşüş, vida-rod grubunda %6,2 artış izlendi. Gruplar arasındaki ortalama rijitlik farkı istatistiksel olarak anlamsız bulundu (p=0.8).

Hareket açıklığının ortalama değerleri kontrol grubu ile kıyaslandığı zaman, vida-PMMA grubunda %13,1 azalma, vida-rod grubunda ise %5,2 azalma izlendi. Gruplar arasındaki ortalama hareket açıklığı farkı istatistiksel olarak anlamsız olarak belirlendi (p=0.69).

Yapısal bükülme rijitliği ve korpus genişliği arasında istatistiksel olarak önemli bir korelasyon olduğu belirlendi (p=0.05) Test sonrasında hiçbir numunede vertebra kırılması, vida gevşemesi, vida kırılması, PMMA veya rodun kırılması gibi makroskopik hasara rastlanılmadı.



Şekil 4.1. Dört noktada bükülme testi sonucunda gruplardan elde edilen yük-yer değiştirme ve bükülme momenti-yer değiştirme eğrileri

4.4. Numuneler Üzerinde Uygulanan İşlem Süreleri

Kontrol grubunda tüm numunelere yapılan laminektomi operasyonu toplamda 50 dakika sürdü. Stabilizasyon gruplarında laminektomi + vida-PMMA fiksasyonu için toplamda 240 dakika, laminektomi + pedikül vida-rod fiksasyonu için toplamda 150 dakika operasyon süresi olduğu belirlendi. Biyomekanik testlerde her bir numune için test süresi 270 dakika sürdü. Test öncesinde numunelerin kalıplama işlemi her biri için 60 dakika olarak ölçüldü.

5. TARTIŞMA

Bu tez çalışmasında 18 köpekten elde edilen torako-lumbar segmentlere vida-PMMA ve vida-rod sistemleri uygulanıp, *in-vitro* biyomekanik olarak karşılaştırılmıştır.

Vertebralara uygulanan fiksasyon tekniği, operasyonun hemen ardından ve sonrasında gelen haftalar içerisinde kaldırma, yatırma, ayağa kalkma ve yürüme gibi hareketler sonucunda hayvan üzerine binen yükleri taşıyabilecek kadar rijit olmalıdır. Bunun yanında, rijit bir fiksasyon ile spinal kanal stenozuna sebep olan büyük kallus oluşumu engellenmelidir (Knell et al., 2011). Fiksasyon sisteminin bozulması, özellikle büyük ırk köpeklerde nörolojik olarak gerilemeye sebep olmaktadır (Knell et al., 2011). Küçük ırk köpeklerde çoğu fiksasyon tekniği başarılı olmaktadır, ancak büyük ve dev ırk köpeklerde oluşan spinal kuvvetlere karşı direnç göstermek için en rijit fiksasyon teknikleri seçilmelidir. Eğer operasyon öncesinde kırığın stabilitesi tam olarak belirlenemezse kırık instabil olarak kabul edilmeli ve yeterli bir stabilizasyon tekniği seçilmelidir (Johnston and Tobias, 2017). Bu tez çalışmasında rutinde rijitliği iyi bilinen vida-PMMA ve pedikül vida-rod sistemlerinin karşılaştırılması tercih edilmiştir. Vidalarda, pinler gibi kesme işlemine gerek olmaması, kesme esnasında implantın hareket etme ve gevşeme riski bulunmamasından dolayı PMMA grubunda pin yerine vida seçilmiştir. Bununla beraber vidalar klinikte daha avantajlıdır, yaygın bir şekilde kullanılır ve vida başları, pinlere kıyasla PMMA'nın tutunabilmesi için daha fazla yüzey alanı oluşturmaktadır (Wheeler and Sharp, 2005).

Beagle ırkı köpekler üzerinde yapılan bir çalışmada yaş ilerledikçe vertebral rijitlikte düşüş olduğu, ayrıca spondilitik lezyonların ve disk dejenerasyonunun da mekanik özellikler üzerinde etkisi olduğu bildirilmiştir (Gillett et al., 1988). Kondrodistrofik ve non-kondrodistrofik köpeklerin disk dejenerasyonunu inceleyen başka bir çalışmada, benzer şekilde yaşın disk dejenerasyonu üzerinde etkisi olduğu, bunun özellikle kondrodistrofik köpekleri etkilediği bildirilmiştir (Bergknut et al., 2011). Bu tez çalışmasının genelini genç hayvanlar oluşturmuştur (ort. 3.4 yaş). Bunun yanında, *in-vitro* testlerde kullanılmak için seçilen hiçbir köpeğin klinik, radyolojik ve BT muayenesinde patolojik bulgulara rastlanılmamıştır. Bu sebeple ırk ve yaşa bağlı şekillenen vertebral değişikliklerden çalışmamızın etkilenmediği kanaatine varılmıştır.

İnsan ve hayvanların spinal biyomekaniğini ve stabilizasyon sistemlerinin vertebralar üzerindeki etkilerini araştırmak için *in-vitro* testler yaygın bir şekilde kullanılmaktadır. Ancak bu testlerin yapısı gereği bazı sınırlamaları bulunmaktadır.

Bunlardan en önemlisi paraspinal kasların vertebral rijitliğe sağladığı katkının göz ardı edilmesidir; çünkü testler vertebral hareket üniteleri üzerinde, yani kolumna vertebralisin en küçük fonksiyonel kısmında uygulanmaktadır (Quint et al., 1998; Hall, 2019). Diseksiyon uygulanan hareket ünitelerindeki kaslar genellikle tamamen uzaklaştırılmaktadır. Tek bir hareket segmenti üzerinde çalışma yapılırken, hiçbir vertebra fizyolojik olarak desteklenmemektedir. Normal bir kolumna vertebralis hareket ettiği zaman, vertebralar ve onları çevreleyen yumuşak dokular bir bütün olarak hareket etmektedir. Bir düzlemde yapılan hareket, vertebranın aynı anda diğer düzlemlerde yaptığı hareket ile modifiye edilmektedir. Örneğin Fryette yasasına göre bir tarafa doğru yapılan lateral bükülme hareketine, eş zamanlı olarak zıt tarafın rotasyonu eşlik etmektedir (DeStefano, 2011). Hayvanlarda da buna benzer şekilde birbirine bağlı hareketler bulunmaktadır; örneğin köpeklerin servikal bölgesindeki aksiyal rotasyona, lateral bükülme kuvvetinin eşlik ettiği, lumbo-sakral bölgedeki fleksiyon-ekstensiyona karşılık ise aksiyal rotasyonun ve lateral bükülmenin eşlik ettiği bilinmektedir (Hofstetter et al., 2009; Zindl et al., 2018). Sağlıklı bireylerde vertebra geometrisinin, yumuşak dokuların ve sinir sisteminin yardımı ile her yöne dengeli hareket sağlanmaktadır. *İn-vitro* biyomekanik testler bu bütüncül hareketliliği ortadan kaldırmakta ve gerçek ile tutarlı olmayan bir model sunmaktadır (Schultz, 1994). Buna karşılık *in-vivo* çalışmalar canlı hayvanlarda gerçek fizyolojik şartları inceleyebilir ve klinik ile en yakın sonuçları verebilir olmasının yanında bu testlerin hem uygulanırlığı hem de etik açıdan birçok zorluğu bulunmaktadır. Bu çalışmalarda testler kırılma noktasına kadar uygulanamadıkları için vertebralara sınırlı düzeyde invaziv girişim yapılabilmektedir. Bununla beraber *in-vivo* şartlarda vertebranın ulaşabileceği limitler kesin olarak bilinmemektedir. Bu sebeple günümüzde *in-vitro* testler hala geçerlililiğini sürdürmeye devam ettiği için bu tez çalışmasında da iki farklı fiksasyon yöntemini karşılaştırmak için *in-vitro* test yöntemi tercih edilmiştir.

Vertebralar üç boyutlu yapılardır ve fizyolojik hareketler esnasında üç boyutlu kompleks yüklere maruz kalmaktadır. *İn-vitro* testler sayesinde vertebranın tek boyuttaki davranışını ve mekaniğini araştırmak mümkündür. Saf bükülme kuvvetleri hareket ünitelerine uygulandığı zaman, yükleme momentinin tüm numune üzerinde sabit şekilde kalması bir avantajdır. *İn-vitro* deneyler önceden detaylı bir şekilde planlanıp, kontrollü ortamlarda vertebraların fonksiyonunu değerlendirmeye olanak vermektedir. Planlama yapılırken hangi segmentlerin kullanılacağı, numunelerin nasıl destekleneceği ve yüklerin nasıl ve ne kadar uygulanacağı belirlenmelidir. Bunun

yanında numunelerin biyomekanik özelliklerinde herhangi bir değişiklik şekillenmemesi için saklama ve test koşulları da önem arz etmektedir (Wilke et al., 1998). Bu tez çalışmasında da Wilke vd. (1998) tarafından bildirilen spinal implantların test kriterleri, hazırlık ve standardizasyon önerilerine sadık kalınmıştır.

Köpeklerin torako-lumbar segmentindeki kırık insidansı diğer bölgelere göre daha yüksek oranda görüldüğü için bu tez çalışması T13-L1 segmenti üzerinde planlanmıştır (Jeffery, 2010; Selcer et al., 1991).

Dört noktada bükülme testi, numunelerin içteki iki yükleme noktası arasında kalan bölümüne saf bir moment uyguladığı için diğer mekanik test yöntemlerinden ayrılmaktadır (Robinson et al., 2015). Diğer yöntemler makaslama gibi istenmeyen başka kuvvetlerin oluşmasına sebep olabilmektedir ve verilerin yorumlanmasını daha zor hale getirebilmektedir. Buna ek olarak, numunenin tetik mekanizması ile doğrudan temas halinde olduğu üç noktada bükülme veya diğer yöntemlerin aksine dört noktada bükülme testi kullanıldığında, temas noktası her zaman çelik silindirler ve kaplar arasındadır ve bu da tekniğin hata riskini azaltmaktadır (Robinson et al., 2015). Dört noktada bükülme testinde iki yükleme noktasına eşit miktarda bükülme momenti uygulanırken, üç noktada bükülme testinde kiriş boyunca çeşitli varyasyonlarda bükülme kuvvetleri meydana gelmektedir (Schultz, 1994). Yukarıda bahsedilen dört noktada bükülme testinin avantajlarından dolayı bu tez çalışmasında bütün numunelere beşerî ve veteriner literatüründe sıklıkla kullanılan dört noktada bükülme testi uygulanmıştır. Testlerin uygulanışı sırasında bir problem ile karşılaşılmamıştır.

Köpeklerin torako-lumbar bölgesinde karşılaşılan baskın kuvvetin, insanlara benzer şekilde fleksiyon-ekstensiyon olduğu ve implantların en çok bu kuvvetler altında zayıfladığı bilinmektedir (Lim et al., 1994). Köpeklerin vertebra anatomisi fleksiyon kuvvetine karşı koymak için oldukça uygun olup fleksiyon-ekstensiyon hareketi köpeklerin yürüyüşünde önemli bir yere sahiptir (Walker et al., 2002). Bu sebeple torako-lumbar bölgede yapılan biyomekanik çalışmaların fleksiyon-ekstensiyon stabilitesi üzerinde yoğunlaştığı görülmektedir (Beer et al., 2020; Garcia et al., 1994; Knell et al., 2011; Sturges et al., 2016; Walter et al., 1986; Walker et al., 2002). Bu tez çalışmasında da dinamik yükleme testlerinde dört noktada bükülme ile fleksiyon-ekstensiyon kuvveti uygulanıp, statik zayıflama testinde ekstensiyon kuvveti uygulanmıştır.

Köpek tarafından atılan her adımda veya vücut hareketleri sonucunda vertebralarda çeşitli derecelerde hareket açıklığı şekillenmektedir. Köpeklerin günlük

adım sayısını pedometreler aracılığıyla ölçen bir çalışmada, orta ve büyük ırk köpeklerin günlük adım sayısının 5,555 ve 39,970 arasında olduğu belirlenmiştir (Warren et al., 2011). Yapılan başka bir çalışmada büyük ırk köpeklerin günlük 21,722 ± 2,182 adım attığı ortaya konulmuştur (Chan et al., 2005). Operasyon sonrası rehabilitasyon döneminde hastaların yoğun fiziksel aktivite yapması beklenmez ancak birkaç günlük kafes istirahati sonrasında hastalar ilerleme kaydedene kadar fizik tedavi sürecinden geçer. Ataksi sonucunda kolumna vertebraliste çok fazla bükülme kuvveti şekillenmektedir (Knell et al., 2011; McAnulty et al., 1986). Nörolojik rehabilitasyon süresinde köpeklerin attığı adım sayısı ve yükleme siklusları henüz bilinmemektedir, ancak sağlıklı köpeklerin günlük olarak attığı binlerce adım sayısı göz önünde bulundurulunca, birkaç hafta süren fizik tedavi süresinde hasta köpeklerin vertebralarına yürütme, kaldırma ve taşıma gibi hareketler sonucunda siklus yüklenmesi devam etmektedir. Dolayısıyla, bu tez çalışmasında vertebral hareket ünitelerine fleksiyon-ekstensiyon yönünde zayıflama yaratmayan 50,000 dinamik siklus uygulanıp, fizik tedavi süreci simüle edildi. Uygulanan siklus yükü, köpeklerin torako-lumbar bölgesinde yapılan diğer *in-vitro* çalışmalara benzer şekilde 3 Nm olarak belirlendi (De Vicente et al., 2013; Knell et al., 2011). Yapılan dinamik testlerin ardından numunelerde zayıflama olana kadar ekstensiyonda statik kuvvet uygulanıp, maksimum rijitlikleri test edildi.

Kuvvet testleri sonucunda implantların yük taşıma kapasiteleri hakkında temel bilgi edinilmektedir. Rijitlik, maruz kalınan yükün ardından bölgede oluşan kalıcı deformasyona ve yer değiştirmeye karşı implantın ne kadar direnç gösterdiğini ifade etmektedir (Garcia et al., 1994). Bu tez çalışmasında zayıflama testleri sonucunda maksimum hareket açıklığı (derece) ve yapısal bükülme rijitliği (Nm^2) değerleri elde edildi. Bu mekanik özellikler klinikte en çok öneme sahip parametrelerdir ve vertebral fiksasyon sistemlerini karşılaştırmak için kullanılmaya uygundur. Çalışmamızda bu sonuçlar üzerinden değerlendirmeler yapılmıştır.

İn-vitro biyomekanik çalışmalarda bazı araştırmacılar destabilizasyon yaratacak bir defekt oluşturmadan çalışmayı sürdürürken, bazıları da çeşitli yöntemlerle defekt oluşturarak instabilite yaratmakta ve implantların rijitliğini bu şekilde karşılaştırmaktadır. Defekt oluşturma yöntemleri arasında intervertebral disk ensizyonu, osteotomi ile kırık oluşturma, belirli yükseklikten ağırlık bırakarak kırık oluşturma, makine yardımıyla kompresyon yaratma, korpektomi, diskektomi ve

laminektomi/hemilaminektomi gibi instabilite yaratan yöntemler bulunmaktadır (Atlas et al., 2003; Diamante et al., 2020; Fakurnejad et al., 2014; Panjabi et al., 2000). Defekt oluşturmanın da doğal olarak bazı zorlukları bulunmaktadır. Bunlardan en önemlisi gerçek hastalarda şekillenen kırık veya instabilite yaratan diğer defektlerin standardize bir şekilde oluşturulmasıdır. Bunun yanı sıra, instabil bir model ile test yapmanın geçerliliği tartışılmıştır (Garcia et al., 1994). Çünkü *in-vivo* şartlarda çevre kaslar, fasiya ve intra-abdominal basınç aracılığı ile yükler paylaşılmaktadır. Ancak buna karşılık bazı araştırmacılar paralizi olan bir hastada ekstra-spinal yapıların yük taşıma kabiliyetlerinin zaten önemli düzeyde azaldığını öne sürmektedir (Garcia et al., 1994). Laminektominin, normal vertebra anatomisini etkilediği ve instabilite yaratabileceği söylenmektedir (Hill et al., 2000; Revés et al., 2012; De Vicente et al., 2013). Eğer kırık bir vertebraya laminektomi yapılırsa, bu instabiliteyi daha da artırmaktadır (Jeffery, 2010). Bu tez çalışmasında hem standardizasyon kolaylığı hem de kliniklerde oldukça sık kullanılan bir yöntem olduğu için laminektomi ile defekt oluşturuldu. Numune boyları arasında farklılıklar olduğu için sabit bir uzunluk ve genişlik ile laminektomi yapmak yerine, iki proc. spinosus arası uzunluk ve iki proc. articularis arası genişlikte lamina uzaklaştırılarak standardizasyon sağlandı.

Vidaların yivli yapısından dolayı kemik kazanımı pinlere göre daha iyidir (Johnson et al., 2005). Pin-PMMA fiksasyonunda pinin kemikten çekilmesi önemli bir zayıflama sebebidir. Ayrıca pinler uygulanırken ve kesilirken şekillenebilen sallanma hareketi ileride pin gevşemesine sebebiyet verebilmektedir (Bagley, 2000). Bu tez çalışmasında pedikül vida-rod sisteminde kullanılan pedikül vidaların kansellöz yapıda olmasından dolayı standardizasyonu korumak için PMMA grubunda da aynı boyutta (Ø3.5mm) kansellöz vida uygulanmıştır.

Vertebra pedikülünde kansellöz kemik miktarı, kortikal kemiğe oranla oldukça fazladır. Uygulanan pedikül vidaların kortikal kemik üzerinde önemli bir kazanımı bulunmamaktadır (Defino and Vendrame, 2001). Bazı yazarlar kortikal vidanın daha geniş iç çapı olduğu için kansellöz vidalara göre makaslama kuvvetine karşı daha iyi direnç gösterebileceğini söylemektedir (Shores and Brisson, 2017). Ancak bilindiği üzere torako-lumbar vertebralarda fleksiyon-ekstensiyon kuvveti maksimum düzeydedir ve bölgeye uygulanan vidalar üzerine binen çekme kuvveti çok fazladır (Johnson et al., 2005). Bu sebeple, çalışmamızda kortikal vidalara göre daha iyi kemik kazanımı sağlayan ve çekme kuvvetine karşı koyan kansellöz vidalar tercih edildi. Çalışmada yapılan statik zayıflama testlerinden sonra kansellöz vidalarda ve pedikül

vidalarda herhangi bir implant kırılmasına veya vida çekilmesine rastlanılmadı. Bu da çalışmamızdaki kansellöz ve pedikül vidaların tutunumlarının yeterli olduğu şeklinde yorumlanmıştır.

Test sonuçları incelendiği zaman, ortalama yapısal bükülme rijitliği değerlerinde en rijit grupların sırasıyla vida-rod, kontrol ve vida-PMMA grubu şeklinde olduğu görülmektedir. Ortalama hareket açıklığı değerlerinde ise en az hareket açıklığına sahip gruplar sırasıyla vida-PMMA, vida-rod ve kontrol grubu olduğu izlenmektedir. Bu sonuçlar matematiksel olarak sıralanmıştır ve gruplar arasında istatistiksel olarak önemli bir fark bulunmamıştır ($p>0.05$). İstatistiksel olarak bir farkın bulunmamasının, numune sayısının az olmasından kaynaklandığı kanısına varıldı. Yük-yer değiştirme ve bükülme momenti-yer değiştirme eğrilerinde grup içindeki numuneler arasında oldukça fazla farklılık olduğu göze çarpmaktadır. Bunun sebebi çevresel koşullara maruz kalma süresi ve köpekler arasındaki bireysel farklılıklar ile açıklanabilir. Kadavra çalışmalarında numuneler üzerinde şekillenen post-mortem değişiklikler oldukça önem arz etmektedir. Saklama koşulları numunelerin yumuşak ve sert dokuları üzerinde olumsuz etkiler yaratabilmektedir (Brandolini et al., 2014). Otoliz sonucunda dokular bozulmakta ve bu sebeple mekanik özellikleri değişmektedir. Bu özellikle uzun süren yüksek sikluslu mekanik testlerde önem arz etmektedir (Costi et al., 2021). Numunelerin dondurulması literatürde tartışmalı bir konudur. Panjabi vd. (1985) yaptıkları çalışmada 232 güne kadar çıkan uzun süreli dondurmanın ve 21 güne kadar uzayabilen test periyodunun vertebral hareket üniteleri üzerinde önemli bir etkisi olmadığını göstermiştir. Yapılan başka bir çalışmada numuneleri -20, -70 ve -196°C'de saklamanın sonuçlar üzerinde önemli fark yaratmadığı belirtilmiştir (Panjabi et al., 1985). Bu tez çalışmasında iki numune 250 gün, diğer tüm numuneler maksimum 180 gün boyunca -20°C'de muhafaza edildi ve her biri için test uzunluğu 5 saatten kısa sürdü. Sonuç olarak gözle görülen bir olumsuzluğa rastlanılmadı.

Yapılacak testler için numunelerin dondurulup çözdürülmesi rutin olarak yapılmaktadır. Domuz vertebralarında yapılan bir çalışmada sadece ilk baştaki dondurmanın kinetik özellikleri değiştirdiğini, ancak daha sonra üç kez yapılan dondurma-çözdürme siklusunun bir etkisi olmadığı gösterilmiştir (Hongo et al., 2008). Tavşan vertebralarında yapılan bir biyomekanik çalışmada, dondurma işleminin son plak kırıklarında artışa ve enerji emiliminde azalmaya sebep olduğu öne sürülmüştür, ancak bahsedilen çalışmada yavaş yükleme hızları yerine yüksek hızda çarpmanın etkileri araştırılmıştır (Dudli et al., 2011). Dondurma-çözdürme sikluslarının

çalışmamızda benzer şekilde uygulanan yavaş yükleme hızları üzerinde etkisi olmadığı kabul görülmektedir. Bu çalışmada her numune yalnızca iki kere dondurma-çözdürme siklusuna maruz kalmıştır. Dolayısıyla, dondurma ve çözdürmenin numuneler üzerindeki etkisi minimum düzeyde olmuştur.

Kääb vd. (1998) yaptıkları çalışmada dondurup çözdürme işlemi sonrasında vida yerleştirilmiş vertebraları 24., 60. ve 84. saatlerde biyomekanik teste tabi tutmuş ve geçen zaman ile çekme kuvveti arasındaki ilişkiyi araştırmıştır. Test sonuçlarına göre süre uzadıkça çekme kuvvetinde düşüş görülse de bunun istatistiksel olarak önem arz etmediği ifade edilmiştir. Domuz ve koyunların hareket segmentleri üzerinde yapılan çalışmalarda 72 saate kadar çevreye maruz kalma sonucunda hareket açıklığında %30-50 kadar artış olduğu, ilk 10-20 saatte ise artışın %10'dan az olduğu söylenmektedir (Costi et al., 2021). Çevresel koşulların numuneler üzerindeki etkileri yüksek ısılarda daha da artmaktadır. Testler 20°C ve 30°C aralığında yapılmalıdır (Wilke et al., 1998). 37°C'de hücrelerdeki otolitik süreçler hızlanmaktadır ve numunenin hazırlık ve test penceresini daraltmaktadır (Costi et al., 2021). Bu tez çalışmasında vertebraların çözdürülmüş haldeyken geçtiği aşamalar (çözdürme süresi, diseksiyon, laminektomi, stabilizasyon, biyomekanik test) yaklaşık 48 saat sürmüştür. Geçen 48 saatin teorik olarak hareket segmentleri üzerindeki etkisi önemli düzeyde olmamaktadır, ancak bu geçen sürecin hiçbir aşamasında numunelerin maruz kaldığı ortam ısısı ölçülmemiştir ve numunelerin otolitik süreci hızlandıran 37°C'ye maruz kalmış olması muhtemeldir. Dolayısıyla bu sürenin çalışmadaki numuneler üzerindeki potansiyel olumsuz etkileri ve test sonuçlarını etkileme olasılığı vardır. Çevre koşullarına en çok süreyle maruz kalan gruplar sırasıyla PMMA, rod ve kontrol grubu olmuştur. PMMA grubunun testler sonucunda en az rijitlikte sonuç vermesi ile en çok çevre koşuluna maruz kalması arasında bir korelasyon olması mümkündür.

Oda sıcaklığında daha fazla sürenin geçmesi ve aynı zamanda PMMA uygulanırken açığa çıkan yüksek ısı sonucunda hücrelerde otoliz şekillenmesi, biyomekanik özellikleri etkilemektedir (Wilke et al., 1998). Ortalama yapısal bükülme rijitliği değerinde, kontrol grubunun, vida-PMMA grubundan daha rijit bulunması beklenmedik bir sonuçtur. Bu sonucu, numuneler arasındaki boyut farkının yanı sıra, cerrahi teknik ve çevre koşulları ile de açıklamak mümkündür. Laminektomi + vida-PMMA uygulaması ve kontrol grubunda yalnızca laminektomi uygulaması karşılaştırıldığı zaman, kontrol grubunun toplam operasyon süresinin 50 dakika olduğu (her bir numune için yaklaşık 9 dakika), vida-PMMA grubunun ise 240 dakika

olduğu (her bir numune için yaklaşık 40 dakika) görülmektedir. Bu da vida-PMMA grubunun, kontrol grubundan daha düşük rijitlikte çıkmasını açıklayabilmektedir.

Köpeklerde cinsiyetin vertebral rijitik üzerindeki etkisi bilinmemektedir. Yapılan bir çalışmada dişi köpeklerin kemik mineral dansitesinin erkeklere kıyasla anlamlı düzeyde fazla olduğu rapor edilmiştir (Hicks et al., 2009). Ancak başka bir çalışmada ise erkek köpeklerin, dişilere kıyasla daha fazla kemik mineral dansitesine sahip olduğu bulunmuş ve bu değerin bireysel kas aktivitelerine göre değişebileceği ifade edilmiştir (Zotti et al., 2004). Köpeklerde cinsiyet ile vertebral rijitlik arasındaki korelasyona dair yetersiz literatür bilgisi bulunmasından dolayı bu tez çalışmasında cinsiyete göre gruplandırma yapılmamıştır. Dansite değerlerinin düşmesi sonucunda vertebra kırığı ve fiksasyon sistemlerinde implant gevşeme veya zayıflama riski arttığı için kemik mineral dansitesi beşerî hekimlikte sıklıkla araştırılmaktadır (Warming et al., 2002; Watts et al., 2004; Wittenberg et al., 1991). İnsanlarda kemik mineral dansitesi yaş ile giderek azalmakta ve osteoporoz meydana gelmektedir. Köpeklerde osteoporoza dair herhangi bir klinik yayın bulunmamaktadır. Beagle ırkı köpeklerde yapılan bir çalışmada ovariektomi ve kalsiyumdan noksan bir diyet uygulanarak osteoporoz modeli yaratılmaya çalışılmıştır. Bu çalışmanın sonucuna göre kemik mineral dansitesinde %20 azalma sonucunda vertebral kansellöz kemiğin mekanik kuvvetinde bir azalma olmadığı ancak %30'a kadar çıkan değerler sonucunda bu düşüşün yaşandığı belirtilmiştir (Nagai and Shindo, 1997). Çalışmamızdaki radyolojik ve BT incelemelerinde hiçbir numunede osteoporoza dair bir bulguya rastlanılmamıştır. Quadrupedal hayvanlarda kemik mineral dansitesi insanlara göre oldukça yüksektir, çünkü aksiyal kuvvetlere daha fazla maruz kalmaktadırlar (Smit, 2002). Yüksek kemik mineral dansitesi sayesinde implant ve kemik tutunumu oldukça iyi orandadır. Bu da quadrupedal hayvanların *in-vitro* testlerinde implant tutunumuyla ilgili faktörleri ortadan kaldırıp, bunun yerine sadece zayıflama sürecine odaklanmayı sağlamaktadır (Wittenberg et al., 1991). Çalışmamızda zayıflama testinden sonra yapılan incelemede implant çekilmesine dair bir bulgu bulunmaması, köpeklerin quadrupedal doğasından dolayı yüksek kemik dansitesine sahip olması ile açıklanabilir. Bunun dışında vidaların tutulumunun iyi olduğu anlaşılmıştır.

Gerçek bir klinik vakada yüksek mineral dansitesi sayesinde yüklere karşı direnç artmakta, implant tutunumu çok iyi olmakta, fiksasyon sisteminin kuvveti artmakta ve ayrıca füzyon daha hızlı şekillenmektedir (Lim et al., 2001; Wittenberg et al., 1991). Bazı yazarlar kemik mineral dansitesi değerlerine göre grup oluşturduğunu bildirmiştir

(Hettlich et al., 2013; Hettlich et al., 2017; Morrison et al., 2016). Çalışmamızda kullanılan numunelerde BT aracılığı ile kemik mineral dansiteleri ölçülmüş ve hasar görmüş veya anormal oranda düşük kemik mineral dansitesine sahip numunelerin çalışmadan çıkartılması hedeflenmiştir. Kemik mineral dansitelerine göre gruplandırma yapılmak yerine, rastgele gruplandırma yapılmıştır.

Bu tez çalışmasında yapısal bükülme rijitliği ve vertebral korpus genişliği arasında korelasyon olduğu belirlenmiştir (p=0.05). Köpek büyüdükçe, korpus genişliği yani vertebral rijitlik de artmaktadır. Vertebral gövdenin moment kolu uzayıp bükülmeye karşı daha fazla direnç sağladığı için bu boyut artışı mekanik avantaj sağlamaktadır. Vertebral hareket ünitelerinin anatomik özellikleri tüm köpeklerde aynı olsa da artan boyut sonucunda ligamentler ve diskler gibi stabilizatör görevi gören yapılar da daha büyük olmakta ve büyük köpeklerde rijitliği daha fazla artırmaktadır (Schultz, 1994). Bu çalışmada kullanılmak için seçilen köpeklerin ağrılığında herhangi bir üst sınır belirlenmemiştir. Korpus genişliği ölçümlerinde gruplar arası istatistiksel olarak önemli fark bulunmasa da çalışmada en hafif köpek 20 kg, en ağır köpek ise 45 kg olarak ölçülmüştür. Bu şekilde önemli ağrılık farkı olan köpekler arasındaki rijitlik farkı da büyük olmakta ve test sonuçlarını önemli ölçüde etkilemektedir. Bunun yanında, çalışmada vida çaplarının standardize olması amacıyla Ø3.5 mm vidalar kullanılmıştır. 20 kilogram olan bir köpek için bu çap yeterli olsa da 45 kilogramlık bir köpek için daha büyük çapta vida gerekmektedir; bu da biyomekanik testlerde iki birey arasında büyük farkların çıkmasına sebep olabilmektedir. Dolayısıyla, çalışmada 20-30 kg gibi birbirine daha yakın ağırlıkta köpeklerin kullanılması ile daha standardize ve doğru sonuçlar alınabilmektedir. Test sonuçlarındaki büyük bireysel farklılıkların ağırlık ile ilişkili olması oldukça muhtemeldir (Schultz, 1994).

İnstabil hale gelen segmentlerde implantlar, hareket açıklığını azalttığı için hareket açıklığı ölçümlerinde hiçbir stabilizasyon yapılmamış olan kontrol grubunun, implant uygulanmış gruplara kıyasla daha yüksek hareket açıklığına sahip olması beklendik bir durumdur (Garcia et al., 1994; Meij et al., 2007; Sturges et al., 2016; Walter et al., 1986; Zindl et al., 2018). Diğer iki grubun ortalamaları karşılaştırılınca, vida-PMMA grubunun en düşük hareket açıklığına sahip olması dikkate değerdir. Her ne kadar yapısal bükülme rijitliğinde en zayıf sonucu verse de hareket açıklığını azaltma konusunda vida-PMMA grubu, insanlarda altın standart halini almış olan vida-rod sisteminden küçük bir farkla da olsa daha iyi bir ortalama sonuç vermiştir. Bunun sebebi PMMA'nın "donut" şeklinde yerleştirilmesi ile açıklanabilir. "Donut"

şekli sayesinde vertebraların sağ ve sol lateral kısmı dorsalden geçirilen PMMA ile birleşmektedir ve bu da büyük olasılıkla hem daha rijit bir sistem ortaya çıkarmakta hem de hareket açıklığını fiziksel bir bariyer görevi görerek azaltmaktadır. Lineer tarzda uygulanan PMMA ile "donut" şeklinin rijitliğini kaşılaştıran bir çalışma bulunmamakta olup bununla beraber PMMA çapı ile sistemin gücünün doğru orantılı olduğu bilinmektedir (Garcia et al., 1994). PMMA ile yapılan vertebral fiksasyonlarda operasyon bölgesinin kapatılmasında yaşanan zorluklar ve operasyon sonrasında bölgedeki kas ve fasiyalarda meydana gelen tansiyonun bilinen bir dezavantaj olduğu bilindiğinden dolayı yine de kullanılan akrilik miktarının minimum düzeyde tutulması önerilmektedir (Garcia et al., 1994). "Donut" şeklinde lineere kıyasla daha fazla PMMA kullanılması bu dezavantajı daha da artırma ihtimalini doğurmaktadır.

Köpeklerin vertebral hareket ünitelerine ve epaksiyal kaslarına binen kompleks *in-vivo* yükler ve bu yüklerin büyüklüğü bilinmemektedir. İnsanlarda yapılan *in-vivo* deneylerden elde edilen biyomekanik modele göre, lumbar hareket üniteleri operasyon sonrasında 400 N ve 700 N arasında aksiyal kompresyon kuvvetine maruz kalmaktadır ve bu kuvvetler bel kasları ile dengelenmektedir (Lim et al., 1994). İnsanlar ve köpekler arasında önemli anatomik farklar olsa da özellikle paralizi olan bir köpek post-operatif süreçte tutulup kaldırıldığı zaman kolumna vertebralis üzerine insanlar ile benzer yükler binmesi muhtemeldir (Walker et al., 2002). Walter vd. (1986) yaptıkları deneyde, köpeğin göğüs kısmından tutulup arka bacakları serbest bir şekilde sallanması durumunda T13 ve kaudalindeki vertebralarda meydana gelen *in-vivo* bükülme momentlerini matematiksel olarak hesaplamıştır. Araştırmacılar vücudun kaudal yarısının (T13-S1) ağırlık merkezinin lumbo-sakral bölge olduğunu ve en büyük bükülmeye maruz kalan segmentin T13-L1 olduğunu belirtmiş ve test ettikleri fiksasyon sistemlerinin yetersiz kaldığını vurgulamışlardır. Bu tez çalışmasında elde ettiğimiz bulgular doğrultusunda fiksasyon sistemleri ve kontrol grubu arasında istatistiksel olarak anlamsız fark bulunmuş, bu da dört vida ile yapılan fiksasyon sistemlerinin sağladığı stabilitenin oldukça yetersiz olduğunu düşündürmüştür.

Kontrol grubu ve fiksasyon sistemleri arasında anlamlı bir farkın bulunmama sebebi implant sayısı ile açıklanabilmektedir. Bu tez çalışmasında kullanılan dört vida ile fiksasyonun yetersiz kalması muhtemeldir. Walker vd. (2002) yaptıkları çalışmada, dört pinli ve sekiz pinli PMMA sistemlerini biyomekanik olarak karşılaştırdıklarında sekiz pinli sistemin önemli derecede daha rijit olduğunu gözlemlemişlerdir. Eksternal fiksatörlerde pin sayısının rijitliği artıran en önemli faktör olduğu bilinmektedir.

Yapılan mekanik çalışmalarda her fragment için iki pin yerine üç pinin kullanılması durumunda aksiyal rijitliğin %66 oranında arttığı, buna bir pin daha eklenip her fragment için 4 pin kullanılması durumunda ise rijitlikte ek olarak %33 artış olduğu bildirilmiştir (Garcia et al., 1994). Ayrıca pin sayısının artırılması ile her pin üzerine binen yük azaltılmakta olup böylece implant çevresinde mikro kırık oluşumunun ve implant gevşemesinin önüne geçilmektedir (Garcia et al., 1994). Bu mekanizma spinal stabilizasyon sistemlerinde de geçerli olmaktadır (Walker et al., 2002). Teoride bu doğru olsa da pratikte vertebra gövdelerinde uzun kemiklere kıyasla implant yerleştirebilecek daha kısıtlı alan vardır. Özellikle vertebra gövdesinde şekillenen kırıklarda kemik kaybı sebebiyle her vertebraya ikiden fazla implant yerleştirmek her zaman mümkün olmamaktadır. Dolayısıyla, fiksasyon sisteminin güçlendirilmesi için daha fazla spinal segment sisteme dahil edilmelidir. İnsanlarda travmaya uğramış veya dejenere olmuş vertebralarda intersegmental fiksasyon kullanılmaktadır (Garcia et al., 1994). Bu tez çalışmasında kontrol grubuna göre vida-PMMA ve vida-rod sistemlerinin arasında istatistiksel olarak bir fark olmaması, gruplardaki numune sayısının azlığı, vida sayısının azlığı, vidaların monokortikal uygulanması ve vida-rod sisteminde rodları birbirine bağlayan köprü implantının kullanılmaması ile açıklanabilmektedir.

Kemik kaynaması için gereken vertebral stabilite ve spinal korda kompresyon yaratmayacak maksimum açılanma miktarları bilinmemektedir. Bu sebeple implantların performansları karşılaştırılırken, klinik veya biyomekanik olarak benzer şekilde test edilen implantlar ile karşılaştırma yapılmalıdır (Selz et al., 2020). Veteriner literatüründe vida-PMMA ve pedikül vida-rod sistemlerini servikal bölgede karşılaştıran bir çalışma yapılmış olup (Marinho et al., 2022), torako-lumbar bölgede iki sistemi karşılaştıran hiçbir çalışmaya rastlanmamıştır. Bunun yanı sıra hiçbir çalışmada post-operatif süreci modellemek amacıyla 50.000 siklus gibi yüksek oranlarda siklus uygulandığı gözlenmemiştir. Farklı teknikler kullanılması sonucu ortaya farklı bulgular çıktığı için diğer çalışmalar ile karşılaştırma yapmak bu açıdan oldukça zordur.

6. SONUÇ

Beşerî hekimliğinde altın standart halini alan pedikül vida-rod sistemi veteriner spinal cerrahiye yeni girmeye başlamıştır. Kedi ve köpeklerin vertebral stabilizasyonu için uzun zamandır vida-PMMA yöntemi altın standart konumundadır. Bu yöntemin en büyük avantajları nispeten ekonomik olması ve çeşitli bölgelerde kolayca uygulanma özgürlüğü sağlamasıdır. Ancak her yöntem gibi bunun da dezavantajları bulunmaktadır. PMMA'nın donma esnasında açığa çıkan yüksek ısılar kontrol edilmezse bölgede doku ölümüne sebebiyet verilmektedir. Bunun yanı sıra, PMMA uygulandıktan sonra ortaya çıkan yüksek ve geniş bir akrilik yapısı sebebiyle hastanın kapatılmasında zorluklar yaşanmakta ve bölgede şekillenen yüksek tansiyona bağlı olarak yara komplikasyonları ve bölgede hassasiyet şekillenmektedir. Pedikül vida-rod sistemi tüm bu dezavantajları ortadan kaldırmakla beraber çalışmamızda PMMA yönteminden daha fazla rijitlik sağlamış olup, bunun yanında poliaksiyal vida başları sayesinde kolay uygulanabilirlik sağlamıştır. Bu yöntemin dezavantajı, veteriner cerrahiye yeni girmesi sebebiyle hem implant üretiminin az sayıda olması hem de PMMA yöntemine kıyasla ekonomik olarak hasta sahipleri için çok daha fazla yük olmasıdır. Ayrıca, vida-PMMA sistemi rutin bir ortopedi seti ile uygulanabilirken, rod sistemi için özelleşmiş bir set gerekmektedir.

Veteriner spinal cerrahide vida-rod sisteminin yeni bir altın standart halini alma potansiyeli bulunmaktadır. Ancak bunun için, var olan fiksasyon yöntemlerinden daha avantajlı olduğunun ortaya konulması gerekmektedir. Daha önce torako-lumbar bölgede vida-PMMA ve vida-rod sistemleri biyomekanik olarak karşılaştırılmamıştır. Bu tez çalışmasında iki yöntem karşılaştırılıp, hem veteriner cerrahlara implant seçimi konusunda hem de gelecekte yapılacak olan biyomekanik çalışmalar için bir rehber oluşturmak amaçlanmıştır.

Kullanılan numuneler arasındaki değişkenler nedeniyle bu çalışmanın sonuçlarını değerlendirmek zordur. Yine de kullanılan implant sistemleri hakkında bir fikir edinmek mümkündür. Testler sonucunda dört vida ila yapılan vida-PMMA ve rod sistemlerinin ideal rijitlikte olmadığı görülmüştür. *İn-vitro* biyomekanik çalışmaların kliniği tamamen yansıtamadığını unutmamak gerekmektedir. Bu çalışmada sadece torako-lumbar bölgedeki baskın yükler olan fleksiyon ve ekstenisyon kuvvetleri test edilmiştir ancak gerçek bir klinik vakada hastanın vertebralarına yüksek miktarda binen kompleks yükler bulunmaktadır. Hastanın travma sonrasında normalde kuvvetleri dengeleyen paraspinal kaslarında da zayıflama olacağı da göz önünde

bulundurulunca, dört vida ile yapılan fiksasyon sisteminin rijitliği yeterli kalmamaktadır. Bu nedenle instabil olduğuna karar verilen kırıklarda en az altı, ideal olarak da sekiz vida kullanılması en güvenli ve rijit yöntem olacaktır. İmplant için uygulama alanı varsa her vertebraya üç vida uygulanarak, eğer yeterli alan bulunamazsa da kraniyal ve kaudal segmentleri sisteme dahil ederek hedef vida sayısına ulaşılabilir. Bunun yanı sıra, vida-rod sistemlerinde köprü implantının kullanılması ile rijitliğin daha da artırılması mümkündür. Seçilen implant çapının, hayvanın boyutuna uygun olduğuna dikkat edilmelidir.

Köpeklerin yüksek oranlardaki kemik mineral dansitesi sayesinde hızlı füzyon şekillenmesi klinikte büyük avantajdır. Bu sebeple her ne kadar pedikül vida-rod sisteminin uygulanabilirliği daha rahat ve hızlı olsa da küçük ırk köpeklerde veya ekonomik durumu el vermeyen hasta sahipleri için vida-PMMA sistemi hala geçerliliğini koruyan bir fiksasyon yöntemidir. Ancak büyük veya dev ırk köpeklerin post-operatif sürecinde maruz kalınan büyük kuvvetlere karşı koyması için bu çalışmada en rijit bulunan pedikül vida-rod sistemi daha uygun olacaktır.

Vida-PMMA ve pedikül vida-rod sistemlerini hem daha fazla vida uygulayarak hem de daha fazla numune sayısı ile karşılaştıran bir çalışma yapılarak iki yöntem arasındaki rijitlik farkı daha net ortaya konulacaktır.

Sonuç olarak;

1. Çalışmamızda veteriner ve beşerî hekimlikte altın standart olan vida-PMMA ve pedikül vida-rod sistemlerinin karşılaştırılması amaçlanmıştır. Test sonuçlarında pedikül vida-rod sistemlerinin üstün sonuçlar vermesi beklenmiştir, ancak diğer gruplar ile aralarında istatistiksel olarak fark ortaya çıkmamıştır.
2. Vida-PMMA sisteminin veteriner spinal cerrahide altın standart olma sebebi kısa segment aralığında rijit bir fiksasyon sağlamasının yanı sıra, temel bir ortopedi seti ile operasyon yapılabilmesi ve ekonomik olarak uygun olmasıdır. Ancak hastanın kapatılmasında güçlük yaşanması, termal nekroz oluşturma riski, enfeksiyon riski, bölgede hassasiyet şekillenmesi ve komplikasyon şekillenmesi durumunda sistemin değiştirilmesinin çok zor olması önemli dezavantajlardır.
3. Vida-rod sistemi, çalışmamızın sonuçlarına göre PMMA sisteminden daha rijit bir fiksasyon sağlarken, akrilik kullanımına bağlı şekillenen tüm dezavantajları ortadan kaldırması ile ön plana çıkmaktadır. Ancak bu sistemin

uygulanabilmesi için özelleşmiş bir set gerekmektedir. Veteriner cerrahiye yeni girmeye başlayan bu implantların oldukça masraflı olması bir dezavantajdır.

4. Biyomekanik çalışmalarda standardizasyon sağlamak oldukça önemlidir. Bu tez çalışması gibi kadavralar ile yapılan deneylerde tam bir standardizasyon sağlamak her zaman mümkün olmamaktadır. Bu sebeple sentetik materyaller ile yapılan deneylerde daha rahat standardizasyon sağlamak mümkündür.
5. Çalışmamız sonucunda vida-PMMA ve vida-rod sistemleri ile kontrol grubu arasında istatistiksel olarak bir fark bulunmamıştır. Vida sayısının altıya, ideal olarak da sekize çıkartılması ile rijitlik artırılabilmektedir. Bunun yanı sıra, numune sayısının az olması istatistik sonuçlarını da etkilemektedir. Gelecekte yapılacak çalışmalarda vida ve numune sayılarının artırılmasına dikkat edilmelidir.
6. Vida-rod grubu ile diğer gruplar arasında istatistiksel bir fark bulunmasa da test sonuçlarında rod sistemi matematiksel olarak en rijit grup çıkmıştır. Bu da sistemin veteriner spinal cerrahide kullanılmasının önerilebileceğini göstermektedir.

KAYNAKLAR

Anderson, G. I. (1988). Polymethylmethacrylate: a review of the implications and complications of its use in orthopaedic surgery. *Veterinary and Comparative Orthopaedics and Traumatology*, 1(02), 74-79.

Atlas, O. K., Dodds, S. D., and Panjabi, M. M. (2003). Single and incremental trauma models: a biomechanical assessment of spinal instability. *European Spine Journal*, 12(2), 205-210.

Auger, J., Dupuis, J., Quesnel, A., and Beauregard, G. (2000). Surgical treatment of lumbosacral instability caused by discospondylitis in four dogs. *Veterinary Surgery*, 29(1), 70-80.

Bagley, R. S. (2000). Spinal fracture or luxation. *Veterinary Clinics of North America: Small Animal Practice*, 30(1), 133-153.

Bali, M. S., Lang, J., Jaggy, A., Spreng, D., Doherr, M. G., and Forterre, F. (2009). Comparative study of vertebral fractures and luxations in dogs and cats. *Veterinary and Comparative Orthopaedics and Traumatology*, 22(01), 47-53.

Barber, J. W., Boden, S. D., Ganey, T., and Hutton, W. C. (1998). Biomechanical study of lumbar pedicle screws: does convergence affect axial pullout strength? *Journal of Spinal Disorders*, 11(3), 215-220.

Barnhart, M. D. and Maritato, K. C. (Eds.). (2018). *Locking Plates in Veterinary Orthopedics*. John Wiley Sons.

Beaver, D. P., MacPhersont, G. C., Muir, P., and Johnson, K. A. (1996). Methyl-methacrylate and bone screw repair of seventh lumbar vertebral fracture-luxations in dogs. *Journal of Small Animal Practice*, 37(8), 381-386.

Beer, P., Knell, S. C., Pozzi, A., and Park, B. H. (2020). Biomechanical comparison of ex vivo lumbar vertebral fracture luxations stabilized with tension band or polymethylmethacrylate in cats. *Veterinary Surgery*, 49(8), 1517-1526.

Beishuizen, R., Reints Bok, T. E., Teunissen, M., van der Veen, A. J., Emanuel, K. S., Tryfonidou, M. A., and Meij, B. P. (2021). Biomechanical effects of a titanium intervertebral cage as a stand-alone device, and in combination with locking plates in the canine caudal cervical spine. *Veterinary Surgery*, 50(5), 1087-1097.

Benzel E. (2001). *Biomechanics of Spine Stabilization*. 3rd ed. New York: Thieme.

Bergknut, N., Auriemma, E., Wijsman, S., Voorhout, G., Hagman, R., Lagerstedt, A. S., and Meij, B. P. (2011). Evaluation of intervertebral disk degeneration in chondrodystrophic and nonchondrodystrophic dogs by use of Pfirrmann grading of images obtained with low-field magnetic resonance imaging. *American Journal of Veterinary Research*, 72(7), 893-898.

Blass, C. E. and Seim, H.B. (1984). Spinal fixation in dogs using Steinmann pins and methylmethacrylate. *Veterinary Surgery*, 13(4), 203-210.

Boekhoff, T. M., Flieshardt, C., Ensinger, E. M., Fork, M., Kramer, S., and Tipold, A. (2012). Quantitative magnetic resonance imaging characteristics: evaluation of prognostic value in the dog as a translational model for spinal cord injury. *Clinical Spine Surgery*, 25(3), E81-E87.

Boos, N. and Webb, J. K. (1997). Pedicle screw fixation in spinal disorders: a European view. *European Spine Journal*, 6(1), 2-18.

Brandolini, N., Cristofolini, L., and Viceconti, M. (2014). Experimental methods for the biomechanical investigation of the human spine: a review. *Journal of Mechanics in Medicine and Biology*, 14(01), 1430002.

Bridwell, K. H. and Gupta, M. (2019). *Bridwell and Dewald's Textbook of Spinal Surgery*. Lippincott Williams Wilkins.

Brisson, B. A. (2010). Intervertebral disc disease in dogs. *Veterinary Clinics: Small Animal Practice*, 40(5), 829-858.

Bruce, C. W., Brisson, B. A., and Gyselinck, K. (2008). Spinal fracture and luxation in dogs and cats. *Veterinary and Comparative Orthopaedics and Traumatology*, 21(03), 280-284.

Bruecker, K. A. (1996). Principles of vertebral fracture management. *Seminars in Veterinary Medicine and Surgery.* Vol. 11, No. 4, pp. 259-272.

Buttermann, G. R., Schendel, M. J., Kahmann, R. D., Lewis, J. L., and Bradford, D. S. (1992). In vivo facet joint loading of the canine lumbar spine. *Spine*, 17(1), 81-92.

Carlson, G. D., Gorden, C. D., Oliff, H. S., Pillai, J. J., and LaManna, J. C. (2003). Sustained spinal cord compression: part I: time-dependent effect on long-term pathophysiology. *The Journal of Bone and Joint Surgery*, 85(1), 86-94.

Carlson, G. D., Minato, Y., Okada, A., Gorden, C. D., Warden, K. E., Barbeau, J. M., and Lamanna, J. C. (1997). Early time-dependent decompression for spinal cord injury: vascular mechanisms of recovery. *Journal Of Neurotrauma*, 14(12), 951-962.

Carmouche, J. J., Molinari, R. W., Gerlinger, T., Devine, J., and Patience, T. (2005). Effects of pilot hole preparation technique on pedicle screw fixation in different regions of the osteoporotic thoracic and lumbar spine. *Journal of Neurosurgery*: *Spine*, 3(5), 364-370.

Chan, C. B., Spierenburg, M., Ihle, S. L., and Tudor-Locke, C. (2005). Use of pedometers to measure physical activity in dogs. *Journal of the American Veterinary Medical Association*, 226(12), 2010-2015.

Chang, Y., Dennis, R., Platt, S. R., and Penderis, J. (2007). Magnetic resonance imaging of traumatic intervertebral disc extension in dogs. *Veterinary Record*, 160(23), 795-799.

Chatzistergos, P. E., Sapkas, G., and Kourkoulis, S. K. (2010). The influence of the insertion technique on the pullout force of pedicle screws: an experimental study. *Spine*, 35(9), E332-E337.

Cho, W., Cho, S. K., and Wu, C. (2010). The biomechanics of pedicle screw-based instrumentation. *The Journal of Bone and Joint Surgery*. 92(8), 1061-1065.

Colter, S. and Rucker, N. C. (1988). Acute injury to the central nervous system. *Veterinary Clinics of North America: Small Animal Practice*, 18(3), 545-563.

Costi, J. J., Ledet, E. H., and O'Connell, G. D. (2021). Spine biomechanical testing methodologies: the controversy of consensus vs scientific evidence. *JOR Spine*, 4(1), e1138.

Cotterill, P. C., Kostuik, J. P., D'angelo, G., Fernie, G. R., and Maki, B. E. (1986). An anatomical comparison of the human and bovine thoracolumbar spine. *Journal of Orthopaedic Research*, 4(3), 298-303.

Craven, T. G., Carson, W. L., Asher, M. A., and Robinson, R. G. (1994). The effects of implant stiffness on the bypassed bone mineral density and facet fusion stiffness of the canine spine. *Spine*, 19(15), 1664-1673.

Crisco 3rd, J. J., and Panjabi, M. M. (1991). The intersegmental and multisegmental muscles of the lumbar spine. A biomechanical model comparing lateral stabilizing potential. *Spine*, 16(7), 793-799.

Daftari, T. K., Horton, W. C., and Hutton, W. C. (1994). Correlations between screw hole preparation, torque of insertion, and pullout strength for spinal screws. *Journal of Spinal Disorders*, 7(2), 139-145.

Dai, L. Y., Chen, W. H., and Jiang, L. S. (2008). Anterior instrumentation for the treatment of pyogenic vertebral osteomyelitis of thoracic and lumbar spine. *European Spine Journal*, 17(8), 1027-1034.

De Vicente, F., Bernard, F., Fitzpatrick, D., and Moissonnier, P. (2013). In vitro radiographic characteristics and biomechanical properties of the canine lumbar vertebral motion unit after lateral corpectomy, mini-hemilaminectomy and hemilaminectomy. *Veterinary and Comparative Orthopaedics and Traumatology*, 26(01), 19-26.

Defino, H. L., Rosa, R. C., Silva, P., Shimano, A. C., de Paula, F. J. A., and Volpon, J. B. (2012). Mechanical performance of cylindrical and dual-core pedicle screws after repeated insertion. *Spine*, 37(14), 1187-1191.

Defino, H. and Vendrame, J. (2001). Role of cortical and cancellous bone of the vertebral pedicle in implant fixation. *European Spine Journal*, 10(4), 325-333.

Delamarter, R. B., Sherman, J., and Carr, J. B. (1995). Pathophysiology of spinal cord injury. Recovery after immediate and delayed decompression. *The Journal of Bone and Joint Surgery*. 77(7), 1042-1049.

Demir, T. and Basgül, C. (2015). *The Pullout Performance of Pedicle Screws*. Springer International Publishing.

DeStefano, L. A. (2011). *Greenman's Principles of Manual Medicine*. Lippincott Williams Wilkins.

DeTora, M. and Kraus, K. (2008). Mechanical testing of 3.5 mm locking and non-locking bone plates. *Veterinary and Comparative Orthopaedics and Traumatology*, 21(04), 318-322.

Diamante, G. A. C., Marinho, P. V. T., Zani, C. C., and Arias, M. V. (2020). Ex-vivo evaluation of the three-column concept in canine thoracolumbar fractures. *Arquivo Brasileiro de Medicina Veterinária e Zootecnia*, 72, 1221-1230.

Dimar, J. R., Glassman, S. D., Raque, G. H., Zhang, Y. P., and Shields, C. B. (1999). The influence of spinal canal narrowing and timing of decompression on neurologic recovery after spinal cord contusion in a rat model. *Spine*, 24(16), 1623.

Dudli, S., Haschtmann, D., and Ferguson, S. J. (2011). Prior storage conditions and loading rate affect the in vitro fracture response of spinal segments under impact loading. J*ournal of Biomechanics*, 44(13), 2351-2355.

Early, P., Mente, P., Dillard, S., and Roe, S. (2015). In vitro biomechanical evaluation of internal fixation techniques on the canine lumbosacral junction. *PeerJ*, 3, e1094.

Fakurnejad, S., Scheer, J. K., Patwardhan, A. G., Havey, R. M., Voronov, L. I., and Smith, Z. A. (2014). Biomechanics of thoracolumbar burst fractures: methods of induction and treatments. *Journal of Clinical Neuroscience*, 21(12), 2059-2064.

Feeney, D. A. and Oliver, J. E. (1980). Blunt spinal trauma in the dog and cat: insight into radiographic lesions. *Journal American Animal Hospital Association*.

Fehlings, M. G. and Perrin, R. G. (2006). The timing of surgical intervention in the treatment of spinal cord injury: a systematic review of recent clinical evidence. *Spine*, 31(11S), S28-S35

Fingeroth, J. and Thomas, W. (Eds.). (2015). *Advances in Intervertebral Disc Disease in Dogs and Cats*. John Wiley Sons.

Fossum, T. W. (2018). *Small Animal Surgery*. Elsevier Health Sciences

Funkquist, B. (1970). Decompressive laminectomy in thoraco-lumbar disc protrusion with paraplegia in the dog. *Journal of Small Animal Practice*, 11(7), 445-451.

Gaines Jr, R. W. (2000). The use of pedicle-screw internal fixation for the operative treatment of spinal disorders. *The Journal of Bone and Joint Surgery*, 82(10), 1458.

Garcia, J. N. P., Milthorpe, B. K., Russell, D., and Johnson, K. A. (1994). Biomechanical study of canine spinal fracture fixation using pins or bone screws with polymethylmethacrylate. *Veterinary Surgery*, 23(5), 322-329

Gemmill, T. J. and Clements, D. N. (2016). *BSAVA Manual of Canine and Feline Fracture Repair and Management*. British Small Animal Veterinary Association.

Gillett, N. A., Gerlach, R., Cassidy, J. J., and Brown, S. A. (1988). Age-related changes in the beagle spine. *Acta Orthopaedica Scandinavica*, 59(5), 503-507.

Goel, V. K. and Gilbertson, L. G. (1997). Basic science of spinal instrumentation. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, (335), 10-31.

Goytan, M., Jeanneret, B., Magerl, F., and Williamson, M. J. (1997). *AO ASIF Principles in Spine Surgery*. Springer Science & Business Media.

Grasmueck, S. and Steffen, F. (2004). Survival rates and outcomes in cats with thoracic and lumbar spinal cord injuries due to external trauma. *Journal of Small Animal Practice*, 45(6), 284-288.

Greene, J. E. (1951). Surgical intervention for paraplegia due to herniation of the nucleus pulposus. *The North American Veterinarian*, 32(6), 411-412.

Hall, S. J. (2019). *Basic Biomechanics*, 8e. McGraw-Hill.

Hansen, H. J. (1952). A pathologic-anatomical study on disc degeneration in dog: With special reference to the so-called enchondrosis intervertebralis. *Acta Orthopaedica Scandinavica*, 23(sup11), 1-130.

Hauerstock, D. (2000). *Telemetric Measurement of Compressive Loads in The Sheep Lumbar Spine*. Master thesis, McGill University, Quebec.

Hettlich, B. F., Allen, M. J., Pascetta, D., Fosgate, G. T., and Litsky, A. S. (2013). Biomechanical comparison between bicortical pin and monocortical screw/polymethylmethacrylate constructs in the cadaveric canine cervical vertebral column. *Veterinary Surgery,* 42(6), 693-700.

Hettlich, B. F., Fosgate, G. T., and Litsky, A. S. (2017). Biomechanical comparison of 2 veterinary locking plates to monocortical screw/polymethylmethacrylate fixation in canine cadaveric cervical vertebral column. *Veterinary Surgery*, 46(1), 95-102.

Hicks, D. G., Pitts, M. J., Bagley, R. S., Vasavada, A., Chen, A. V., Wininger, F. A., and Simon, J. C. (2009). In vitro biomechanical evaluations of screw-bar–polymethylmethacrylate and pin-polymethylmethacrylate internal fixation implants used to stabilize the vertebral motion unit of the fourth and fifth cervical vertebrae in vertebral column specimens from dogs. *American Journal of Veterinary Research*, 70(6), 719-726.

Hofstetter, M., Gédet, P., Doherr, M., Ferguson, S. J., and Forterre, F. (2009). Biomechanical analysis of the three-dimensional motion pattern of the canine cervical spine segment C4–C5. *Veterinary Surgery*, 38(1), 49-58.

Hongo, M., Gay, R. E., Hsu, J. T., Zhao, K. D., Ilharreborde, B., Berglund, L. J., and An, K. N. (2008). Effect of multiple freeze–thaw cycles on intervertebral dynamic motion characteristics in the porcine lumbar spine. *Journal of Biomechanics*, 41(4), 916-920.

Horne Jr, T. R., Powers, R. D., and Swaim, S. F. (1977). Dorsal laminectomy techniques in the dog. *Journal of the American Veterinary Medical Association*, 171(8), 742-749.

Izzo, R., Guarnieri, G., Guglielmi, G., and Muto, M. (2013). Biomechanics of the spine. Part I: spinal stability. *European Journal of Radiology*, 82(1), 118-126.

Jacobs, R. R., Nordwall, A., and Nachemson, A. (1982). Reduction, stability, and strength provided by internal fixation systems for thoracolumbar spinal injuries. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, (171), 300-308.

Jeanneret, B. and Magerl, F. (1994). Treatment of osteomyelitis of the spine using percutaneous suction/irrigation and percutaneous external spinal fixation. *Journal of Spinal Disorders*, 7(3), 185-205.

Jeffery, N. D. (2010). Vertebral fracture and luxation in small animals. V*eterinary Clinics: Small Animal Practice*, 40(5), 809-828.

Johnson, A. L., Houlton, J. E., and Vannini, R. (2005). *AO Principles of Fracture Management in The Dog and Cat*. Georg Thieme Verlag.

Johnson, P., Beltran, E., Dennis, R., and Taeymans, O. (2012). Magnetic resonance imaging characteristics of suspected vertebral instability associated with fracture or subluxation in eleven dogs. *Veterinary Radiology & Ultrasound*, 53(5), 552-559.

Johnston, S. A. and Tobias, K. M. (2017). *Veterinary Surgery: Small Animal Expert Consult*. Elsevier Health Sciences.

Kääb, M. J., Putz, R., Gebauer, D., and Plitz, W. (1998). Changes in cadaveric cancellous vertebral bone strength in relation to time: a biomechanical investigation. *Spine*, 23(11), 1215-1219.

Kabins, M. B. and Weinstein, J. N. (1991). The history of vertebral screw and pedicle screw fixation. *The Iowa Orthopaedic Journal*, 11, 127.

Kelley, B. S. (2007). *An Introduction to Biomechanics: Solids And Fluids, Analysis and Design*. Ann Biomed Eng 35, 1643–1644

Kim, C. W., Perry, A., and Garfin, S. R. (2005). Spinal instability: the orthopedic approach. *Seminars in Musculoskeletal Radiology* (Vol. 9, No. 01, pp. 77-87). Thieme Medical Publishers.

Kim, Y. E. and Goel, V. K. (1990). Effect of testing mode on the biomechanical response of a spinal motion segment. *Journal of Biomechanics*, 23(3), 289-291.

King, D. (1944). Internal fixation for lumbosacral fusion. *The American Journal of Surgery*, 66(3), 357-361.

Knell, S. C., Bürki, A., Hurter, K., Ferguson, S. J., and Montavon, P. M. (2011). Biomechanical comparison after in vitro laminar vertebral stabilization and vertebral body plating of the first and second lumbar vertebrae in specimens obtained from canine cadavers. *American Journal of Veterinary Research*, 72(12), 1681-1686.

Kolata, R. J. and Johnston, D. E. (1975). Motor vehicle accidents in urban dogs: a study of 600 cases. *Journal of the American Veterinary Medical Association*, 167(10), 938-941.

Krag, M. H., Beynnon, B. D., Pope, M. H., and Decoster, T. A. (1988). Depth of insertion of transpedicular vertebral screws into human vertebrae: effect upon screw-vertebra interface strength. *Journal of Spinal Disorders*, 1(4), 287-294.

Kuklo, T. R., Potter, B. K., Polly Jr, D. W., and Lenke, L. G. (2005). Monaxial versus multiaxial thoracic pedicle screws in the correction of adolescent idiopathic scoliosis. *Spine*, 30(18), 2113-2120.

La Rosa, G., Conti, A., Cardali, S., Cacciola, F., and Tomasello, F. (2004). Does early decompression improve neurological outcome of spinal cord injured patients? Appraisal of the literature using a meta-analytical approach. *Spinal Cord*, 42(9), 503-512.

Lim, T. H., Goel, V. K., Weinstein, J. N., and Kong, W. (1994). Stress analysis of a canine spinal motion segment using the finite element technique. *Journal of Biomechanics*, 27(10), 1259-1269.

Lim, T. H., Kwon, H., Jeon, C. H., Kim, J. G., Sokolowski, M., Natarajan, R., and Andersson, G. B. (2001). Effect of endplate conditions and bone mineral density on the compressive strength of the graft–endplate interface in anterior cervical spine fusion. *Spine*, 26(8), 951-956.

Limb, D., Shaw, D. L., and Dickson, R. A. (1995). Neurological injury in thoracolumbar burst fractures. *The Journal of Bone and Joint Surgery*. 77(5), 774-777.

Lorenz, M. D., Coates, J., and Kent, M. (2010). *Handbook of Veterinary Neurology-E-Book*. Elsevier Health Sciences.

Luque, E. R. (1982). Segmental spinal instrumentation for correction of scoliosis. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, (163), 192-198.

Maiman, D. J. and Pintar, F. A. (1992). Anatomy and clinical biomechanics of the thoracic spine. *Clinical Neurosurgery*, 38, 296-324.

Maiman, D. J., Pintar, F. A., Yoganandan, N., Reinartz, J., Toselli, R., Woodward, E., and Haid, R. (1992). Pull-out strength of Caspar cervical screws. *Neurosurgery*, 31(6), 1097-1101.

Marinho, P. V., Ferrigno, C. R., da Costa, R. C., Pereira, C. A., Rego, M. A., Bregadioli, T., and Paes, F. (2022). Comparison of Cervical Stabilization with Transpedicular Pins and Polymethylmethacrylate versus Transvertebral Body Polyaxial Screws with or without an Interbody Distractor in Dogs. *Veterinary and Comparative Orthopaedics and Traumatology*. *35*(05), 289-297

Marsell, R. and Einhorn, T. A. (2011). The biology of fracture healing. *Injury*, 42(6), 551-555.

McAfee, P.C., Bohlman, H.H., Ducker, T., and Eismont, F.J. (1986) Failure of stabilization of the spine with methylmethacrylate. A retrospective analysis of twenty-four cases. *The Journal of Bone and Joint Surgery,* 68, 1145–1157.

McAnulty, J. F., Lenehan, T. M., and Maletz, L. M. (1986). Modified segmental spinal instrumentation in repair of spinal fractures and luxations in dogs. *Veterinary Surgery*, 15(2), 143-149.

McKee, W. M. (1990). Spinal trauma in dogs and cats: a review of 51 cases. *The Veterinary Record*, 126(12), 285-289.

McKee, W. M. and Downes, C. J. (2008). Vertebral stabilisation and selective decompression for the management of triple thoracolumbar disc protrusions. *Journal of Small Animal Practice*, 49(10), 536-539.

Meij, B. P., Suwankong, N., Van der Veen, A. J., and Hazewinkel, H. A. (2007). Biomechanical flexion–extension forces in normal canine lumbosacral cadaver specimens before and after dorsal laminectomy–discectomy and pedicle screw–rod fixation. *Veterinary Surgery*, 36(8), 742-751.

Meij, B., Tellegen, A., Willems, N., and Tryfonidou, M. (2014). Pedicle Screw-Rod Fixation for Treatment of Lumbosacral Intervertebral Disc Degeneration in Dogs with Low Back Pain. *Global Spine Journal*, 4(1_suppl), s-0034.

Misenhimer, G. R., Peek, R. D., Wiltse, L. L., Rothman, S. L., and Widell Jr, E. H. (1989). Anatomic analysis of pedicle cortical and cancellous diameter as related to screw size. *Spine*, 14(4), 367-372.

Morrison, E. J., Litsky, A. S., Allen, M. J., Fosgate, G. T., and Hettlich, B. F. (2016). Evaluation of three human cervical fusion implants for use in the canine cervical vertebral column. *Veterinary Surgery*, 45(7), 901-908.

Müller-Gerbl, M., Putz, R., and Kenn, R. (1992). Demonstration of subchondral bone density patterns by three-dimensional CT osteoabsorptiometry as a noninvasive method for in

vivo assessment of individual long-term stresses in joints. *Journal of Bone and Mineral Research*, 7(S2), S411-S418.

Mummaneni, P. V., Haddock, S. M., Liebschner, M. A., Keaveny, T. M., and Rosenberg, W. S. (2002). Biomechanical evaluation of a double-threaded pedicle screw in elderly vertebrae. *Clinical Spine Surgery*, 15(1), 64-68.

Murshidah, M. A., Lau, S. F., Ikhwan, S. A., and Shafie, I. N. F. (2021). A Retrospective Study of Vertebral Fracture and Luxation in Dogs Presented to University Veterinary Hospital, Universiti Putra Malaysia in 2015 to 2017. *Pertanika Journal of Tropical Agricultural Science*, 44(3).

Mutlu, Z., Devecioglu, Y., Demirutku, A., Aktas, M., Eravci, E., and Duzgun, O. (2011). The use of polyaxial pedicle screw for the fusion of lumbar vertebra in sheeps. *Journal of Animal and Veterinary Advances*, 10(9).

Nagai, S. and Shindo, H. (1997). Mechanical strength of bone in canine osteoporosis model: Relationship between bone mineral content and bone fragility. *Journal of Orthopaedic Science*, 2(6), 428-433.

Nagler, J. (2019). *Failure Mechanics of Multi Materials Laminated Systems Review Analysis-Based Project*. School of Mechanical Engineering, University of Tel Aviv.

Nel, J. J., Kat, C. J., Coetzee, G. L., and van Staden, P. J. (2017). Biomechanical comparison between pins and polymethylmethacrylate and the SOP locking plate system to stabilize canine lumbosacral fracture-luxation in flexion and extension. *Veterinary Surgery*, 46(6), 789-796.

Nordin, M. (2020). *Basic Biomechanics of the Musculoskeletal System*. Lippincott Williams & Wilkins.

Özak, A., Yardımcı, C., Nisbet, H.Ö. and İnal, K.S., (2018). Treatment of Traumatic Thoracal Instability with Pedicle Screw-Rod Fixation System in a Dog. *Kafkas Üniversitesi Veteriner Fakültesi Dergisi*, 24(4), 627-630.

Panjabi, M. M. (1977). Experimental determination of spinal motion segment behavior. *Orthopedic Clinics of North America*, 8(1), 169-180.

Panjabi, M. M. and Hoffman, H., Kato, Y., and Cholewicki, J. (2000). Superiority of incremental trauma approach in experimental burst fracture studies. *Clinical Biomechanics*, 15(2), 73-78.

Panjabi, M. M., Krag, M., Summers, D., and Videman, T. (1985). Biomechanical time-tolerance of fresh cadaveric human spine specimens. *Journal of Orthopaedic Research*, 3(3), 292-300.

Patterson, R. H. and Smith, G. K. (1992). Backsplinting for treatment of thoracic and lumbar fracture/luxation in the dog: principles of application and case series. *Veterinary and Comparative Orthopaedics and Traumatology*, 5(04), 179-187.

Platt, S. R. and Olby, N. J. (2014). *BSAVA Manual of Canine and Feline Neurology (No. Ed. 4)*. British Small Animal Veterinary Association.

Platt, S. and Garosi, L. (2012). *Small Animal Neurological Emergencies*. CRC Press.

Poad, L., Mielke, B., Ruiz De Alejos Blanco, L., Llabres-Diaz, F., and De Decker, S. (2021). External spinal fixation of a lumbar fracture in a dog. *Veterinary Record Case Reports*, 9(4), e199.

Progin, A., Voumard, B., Friker, B., and Forterre, F. (2021). Biomechanical evaluation of two dorsal and two ventral stabilization techniques for atlantoaxial joint instability in toy-breed dogs. *American Journal of Veterinary Research*, 82(10), 802-810.

Quint, U., Wilke, H. J., Shirazi-Adl, A., Pamianpour, M., Löer, F., and Claes, L. E. (1998). Importance of the Intersegmental Trunk Muscles for the Stability of the Lumbar Spine: A Biomechanical Study: In Vitro. *Spine*, 23(18), 1937-1945.

Roy-Camille, R., Saillant, G., and Mazel, C. H. (1986). Plating of thoracic, thoracolumbar, and lumbar injuries with pedicle screw plates. *The Orthopedic clinics of North America*, *17*(1), 147-159.

Reardon, R., Bailey, R., Walmsley, J., Heller, J., and Lischer, C. (2009). A pilot in vitro biomechanical comparison of locking compression plate fixation and kerf-cut cylinder fixation for ventral fusion of fourth and fifth equine cervical vertebrae. *Veterinary and Comparative Orthopaedics and Traumatology*, 22(05), 371-379.

Redding RW. (1951). Laminectomy in the dog. *American Journal of Veterinary Research*, 12:123-128.

Riedinger, B., Bürki, A., Stahl, C., Howard, J., and Forterre, F. (2015). Biomechanical evaluation of the stabilizing function of three atlantoaxial implants under shear loading: a canine cadaveric study. *Veterinary Surgery*, 44(8), 957-963.

Robinson, S. T., Svet, M. T., Kanim, L. A., and Metzger, M. F. (2015). Four-point bending as a method for quantitatively evaluating spinal arthrodesis in a rat model. *Comparative Medicine*, 65(1), 46-50.

Rossi, G., Stachel, A., Lynch, A. M., and Olby, N. J. (2020). Intervertebral disc disease and aortic thromboembolism are the most common causes of acute paralysis in dogs and cats presenting to an emergency clinic. *Veterinary Record*, 187(10), e81-e81.

Rouse, G. P. and Miller, J. I. (1975). The use of methylmethacrylate for spinal stabilization [Surgical techniques]. *Journal American Animal Hospital Association*.

Ruland, C. M., McAfee, P. C., Warden, K. E., and Cunningham, B. W. (1991). Triangulation of pedicular instrumentation. A biomechanical analysis. *Spine*, 16(6 Suppl), S270-6.

Saengthong, A. D., Akatvipat, A., and Boonyayatra, S. (2022). Vertebral fracture and dislocation patterns, location of injuries, and 6-month clinical outcomes in cats: A retrospective study. *Veterinary Integrative Sciences*, 20(2), 405-417.

Sandman, K. M., Smith, C. W., Harari, J., Marretta, S. M., Pijanowski, G. J., and Schaeffer, D. J. (2002). Comparison of pull-out resistance of Kirschner wires and Imex™ miniature interface fixation half pins in polyurethane foam. *Veterinary and Comparative Orthopaedics and Traumatology*, 15(01), 18-22.

Schendel, M. J., Dekutoski, M. B., Ogilvie, J. W., Olsewski, J. M., and Wallace, L. J. (1995). Kinematics of the canine lumbar intervertebral joint. An in vivo study before and after adjacent instrumentation. *Spine*, 20(23), 2555-2564.

Schultz, K. S. (1994). *Biomechanics of the Canine Thoracolumbar Spine in Lateral Bending.* Doctoral dissertation, Virginia Tech.

Scott, H., Marti, J., and Witte, P. (2021). "The Spine–Fractures and Dislocations". In *Feline Orthopaedics* (s. 259-275). CRC Press.

Selcer, R. R., Bubb, W. J., and Walker, T. L. (1991). Management of vertebral column fractures in dogs and cats: 211 cases (1977-1985). *Journal of the American Veterinary Medical Association*, 198(11), 1965-1968.

Selz, J., Voumard, B., and Forterre, F. (2020). Comparison of the biomechanical performance of a customized unilateral locking compression plate with and without an intervertebral spacer applied to the first and second lumbar vertebrae after intervertebral diskectomy in canine cadaveric specimens. *American Journal of Veterinary Research*, 81(12), 915-921.

Shires, P. K., Waldron, D. R., Hedlund, C. S., Blass, C. E., and Massoudi, L. (1991). A biomechanical study of rotational instability in unaltered and surgically altered canine thoracolumbar vertebral motion units. *Progress in Veterinary Neurology*.

Shores, A. (1992a). Fractures and luxations of the vertebral column. *Veterinary Clinics of North America: Small Animal Practice*, 22(1), 171-180.

Shores, A. (1992b). Spinal trauma: pathophysiology and management of traumatic spinal injuries. *Veterinary Clinics of North America: Small Animal Practice*, 22(4), 859-888.

Shores, A. and Brisson, B. A. (Eds.). (2017). *Current Techniques in Canine and Feline Neurosurgery*. John Wiley Sons.

Silva, P., Rosa, R. C., Shimano, A. C., and Defino, H. L. (2013). Effect of pilot hole on biomechanical and in vivo pedicle screw–bone interface. *European Spine Journal*, 22(8), 1829-1836.

Simpson, S. A., Syring, R., and Otto, C. M. (2009). Severe blunt trauma in dogs: 235 cases (1997–2003). *Journal of Veterinary Emergency and Critical Care*, 19(6), 588-602.

Skinner, R., Maybee, J., Transfeldt, E., Venter, R., and Chalmers, W. (1990). Experimental pullout testing and comparison of variables in transpedicular screw fixation. A biomechanical study. *Spine*, 15(3), 195-201.

Slatter, D. H. (Ed.). (2003). *Textbook of Small Animal Surgery, 3rd ed*. Philadelphia: Elsevier health sciences.

Smit, T. H. (2002). The use of a quadruped as an in vivo model for the study of the spine–biomechanical considerations. *European Spine Journal*, 11(2), 137-144.

Smith, G. K. and Walter, M. C. (1988). Spinal decompressive procedures and dorsal compartment injuries: comparative biomechanical study in canine cadavers. *American Journal of Veterinary Research*, 49(2), 266-273.

Smith, T. J. (1991). In vitro spinal biomechanics. Experimental methods and apparatus. *Spine*, 16(10), 1204-1210.

Smolders, L. A., Voorhout, G., van de Ven, R., Bergknut, N., Grinwis, G. C., Hazewinkel, H. A., and Meij, B. P. (2012). Pedicle screw-rod fixation of the canine lumbosacral junction. *Veterinary Surgery*, 41(6), 720-732.

Steinmetz, M. P., Berven, S., and Benzel, E. C. (Eds.). (2021). *Benzel's Spine Surgery E-Book: Techniques, Complication Avoidance, and Management*. Elsevier Health Sciences.

Sturges, B. K., Kapatkin, A. S., Garcia, T. C., Anwer, C., Fukuda, S., Hitchens, P. L., and Stover, S. M. (2016). Biomechanical comparison of locking compression plate versus positive profile pins and polymethylmethacrylate for stabilization of the canine lumbar vertebrae. *Veterinary Surgery*, 45(3), 309-318.

Swaim, S. F. and Vandevelde, M. (1977). Clinical and histologic evaluation of bilateral hemilaminectomy and deep dorsal laminectomy for extensive spinal cord decompression in the dog. *Journal of the American Veterinary Medical Association*, 170(4), 407-413.

Tellegen, A. R., Willems, N., Tryfonidou, M. A., and Meij, B. P. (2015). Pedicle screw-rod fixation: a feasible treatment for dogs with severe degenerative lumbosacral stenosis. *BMC Veterinary Research*, 11(1), 1-13.

Teunissen, M., Van Der Veen, A. J., Smit, T. H., Tryfonidou, M. A., and Meij, B. P. (2017). Effect of a titanium cage as a stand-alone device on biomechanical stability in the lumbosacral spine of canine cadavers. *The Veterinary Journal*, 220, 17-23.

Torg, J. S., Pavlov, H., O'Neill, M. J., Nichols III, C. E., and Sennett, B. (1991). The axial load teardrop fracture: a biomechanical, clinical, and roentgenographic analysis. *The American Journal of Sports Medicine*, 19(4), 355-364.

Trotter, E. J. and Brasmer, T. H. (1975). Modified deep dorsal laminectomy in the dog. *The Cornell Veterinarian*, 65(3), 402-427.

Turner, W. D. (1987). Fractures and fracture-luxations of the lumbar spine: A retrospective study in the dog. *The Journal of the American Animal Hospital Association*.

Vaccaro, A. R. and Garfin, S. R. (1995). Pedicle-screw fixation in the lumbar spine. *JAAOS-Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons*, 3(5), 263-274.

Vaccaro, A. R. and Madigan, L. (2002). Spinal applications of bioabsorbable implants. *Journal of Neurosurgery: Spine*, 97(4), 407-412.

Viguier, E., Petit-Etienne, G., Magnier, J., Diop, A., and Lavaste, F. (2002). Mobility of T13-L1 after spinal cord decompression procedures in dogs (an in vitro study). *Veterinary Surgery*, 31, 297.

Wagner, P. C., Bagby, G. W., Grant, B. D., Gallina, A., Ratzlaff, M., and Sande, R. O. N. (1979). Surgical stabilization of the equine cervical spine. *Veterinary Surgery*, 8(1), 7-12.

Walker, T. M., Pierce, W. A., and Welch, R. D. (2002). External fixation of the lumbar spine in a canine model. *Veterinary Surgery*, 31(2), 181-188.

Walter, M.C., Smith, G.K. and Newton, C.D., (1986). Canine lumbar spinal internal fixation techniques a comparative biomechanical study. *Veterinary Surgery*, 15(2), 191-198.

Warming, L., Hassager, C., and Christiansen, C. (2002). Changes in bone mineral density with age in men and women: a longitudinal study. *Osteoporosis International*, 13(2), 105-112.

Warren, B. S., Wakshlag, J. J., Maley, M., Farrell, T. J., Struble, A. M., Panasevich, M. R., and Wells, M. T. (2011). Use of pedometers to measure the relationship of dog walking to body condition score in obese and non-obese dogs. *British Journal of Nutrition*, 106(S1), S85-S89.

Watine, S., Cabassu, J. P., Catheland, S., Brochier, L., and Ivanoff, S. (2006). Computed tomography study of implantation corridors in canine vertebrae. *Journal of Small Animal Practice*, 47(11), 651-657.

Watts, N. B., Cooper, C., Lindsay, R., Eastell, R., Manhart, M. D., Barton, I. P., and Adachi, J. D. (2004). Relationship between changes in bone mineral density and vertebral fracture risk associated with risedronate: greater increases in bone mineral density do not relate to greater decreases in fracture risk. *Journal of Clinical Densitometry*, 7(3), 255-261.

Wheeler, J. L., Lewis, D. D., Cross, A. R., and Sereda, C. W. (2007). Closed fluoroscopic-assisted spinal arch external skeletal fixation for the stabilization of vertebral column injuries in five dogs. *Veterinary Surgery*, 36(5), 442-448.

Wheeler, S. J. and Sharp, N. J. (2005). *Small Animal Spinal Disorders, Diagnosis and Surgery. 2nd ed*. Mosby-Wolfe Publishers.

White AA III and Panjabi MM. (1990) *Clinical Biomechanics of the Spine. 2nd ed. Baltimore*, MD: Lippincott Williams Wilkins

Wilke, H. J., Kettler, A., Wenger, K. H., and Claes, L. E. (1997). Anatomy of the sheep spine and its comparison to the human spine. *The Anatomical Record: An Official Publication of the American Association of Anatomists*, 247(4), 542-555.

Wilke, H. J., Wenger, K., and Claes, L. (1998). Testing criteria for spinal implants: recommendations for the standardization of in vitro stability testing of spinal implants. *European Spine Journal*, 7(2), 148-154.

Wittenberg, R. H., Shea, M., Swartz, D. E., Lee, K. S., White 3rd, A. A., and Hayes, W. C. (1991). Importance of bone mineral density in instrumented spine fusions. *Spine*, 16(6), 647-652.

Wong, W. T. and Emms, S. G. (1992). Use of pins and methyl-methacrylate in stabilisation of spinal fractures and luxations. *Journal of Small Animal Practice*, 33(9), 415-422.

Wood, K. B., Schendel, M. J., Pashman, R. S., Buttermann, G. R., Lewis, J. L., Ogilvie, J. W., and Bradford, D. S. (1992). In vivo analysis of canine intervertebral and facet motion. *Spine*, 17(10), 1180-1186.

Zimmerman, M. C., Vuono-Hawkins, M., Parsons, J. R., Carter, F. M., Gutteling, E., Lee, C. K., and Langrana, N. A. (1992). The mechanical properties of the canine lumbar disc and motion segment. *Spine*, 17(2), 213-220.

Zindl, C., Litsky, A. S., Fitzpatrick, N., and Allen, M. J. (2018). Kinematic behavior of a novel pedicle screw-rod fixation system for the canine lumbosacral joint. *Veterinary Surgery*, 47(1), 114-124.

Zotti, A., Isola, M., Sturaro, E., Menegazzo, L., Piccinini, P., and Bernardini, D. (2004). Vertebral mineral density measured by dual-energy X-ray absorptiometry (DEXA) in a group of healthy Italian boxer dogs. *Journal of Veterinary Medicine Series A*, 51(5), 254-258.

ÖZ GEÇMİŞ

Mustafa Acaroğlu, Kıbrıs 20 Temmuz Fen Lisesi'ni bitirdikten sonra Yakın Doğu Üniversitesi Veteriner Hekimliği bölümünden 08.06.2018 tarihinde ikincilik derecesiyle mezun oldu. 2019 yılında OMÜ Veteriner Fakültesi Cerrahi Ana Bilim Dalı Doktora programına girdi. Temel ilgi alanı nöroloji/nöroşirurji olan Mustafa Acaroğlu, iyi derecede İngilizce bilmektedir. Hobileri arasında tüplü ve serbest dalış başta olmak üzere doğa sporları bulunmaktadır.

İletişim Bilgileri

ORCID ID : 0000-0003-4105-9052

Yayınlar:

1. Acaroğlu, M, Ayhan, S. "Bir Kangal Melezinde Hemivertebra Olgusu ve Sağaltımı". *IV. International Health Sciences and Life Congress,* p:652-658, 8-10 Nisan, Burdur, 2021.

2. Acaroğlu, M, Adıyaman O, Önyay T, Yardımcı C, Özak, A. "Bir Fransız Bulldog'da Kolesteotomaya Bağlı Vestibüler Sendrom Olgusu ve Sağaltımı". *V. International Health Sciences and Life Congress,* p:1174-1181, 10-12 Mart, Burdur, 2022

3. Yardımcı C, İnal KS, Özbakır BD, Göl M, Bağatır E, Yılmaz MS, Abadan S, Semerci Z, **Acaroğlu M**: Patellar luksasyon ırk predispoziyonları, Petinfo Cerrahi Köşesi, Ocak 2021.

4. Yardımcı C, İnal KS, Özbakır BD, Göl M, Bağatır E, Yılmaz MS, Abadan S, Semerci Z, **Acaroğlu M**: Kedilerde mandibula kırıkları, Petinfo Cerrahi Köşesi, Şubat 2021.

5. Yardımcı C, İnal KS, Özbakır BD, Göl M, Bağatır E, Yılmaz MS, Abadan S, Semerci Z, **Acaroğlu M**: Kedi ve K.peklerde Görülen "Beyaz Göz" Hastalıklarında Doğru Tanı, Petinfo Cerrahi Köşesi, Mart 2021.

6. Yardımcı C, İnal KS, Özbakır BD, Göl M, Bağatır E, Yılmaz MS, Abadan S, Semerci Z, **Acaroğlu M**: Temporomandibular luksasyon, Petinfo Cerrahi Köşesi, Nisan 2021.

Kazanılan Ödüller, Teşvikler ve Burslar

1. En iyi poster bildiri ödülü: Semerci, Z, **Acaroğlu, M**, Göl, M, Yardımcı C. "Göğüs Travması Tanısı Konulan Kedi ve Köpeklerin Klinik Değerlendirilmesi (2017-2019)". I. Uluslararası Veteriner Ortopedi ve Travmatoloji Kongresi, 4-6 Ekim, Antalya, 2019