

**T.C.
DOKUZ EYLÜL ÜNİVERSİTESİ TIP FAKÜLTESİ
ORTOPEDİ VE TRAVMATOLOJİ A.B.D.**

**KISA SEGMENT POSTERİOR SEGMENTAL
ENSTRUMENTASYONDA KIRIK SEVİYESİNE UYGULANAN VİDA
BOYUTUNUN BİYOMEKANİK ETKİSİ**

DR. Selahaddin AYDEMİR

UZMANLIK TEZİ

**İZMİR
Aralık-2023**

**T.C.
DOKUZ EYLÜL ÜNİVERSİTESİ TIP FAKÜLTESİ
ORTOPEDİ VE TRAVMATOLOJİ A.B.D.**

**KISA SEGMENT POSTERİOR SEGMENTAL
ENSTRUMENTASYONDA KIRIK SEVİYESİNE UYGULANAN VİDA
BOYUTUNUN BİYOMEKANİK ETKİSİ**

DR. Selahaddin AYDEMİR

UZMANLIK TEZİ

**Danışman Öğretim Üyesi
Doç. Dr. Ahmet KARAKAŞLI**

**İZMİR
Aralık-2023**

TEŞEKKÜR

Asistanlık eğitimim süresince tüm tecrübeleri ve bilgilerini asistanlarla paylaşan hocalarım başta anabilim dalı başkanımız Doç. Dr. Lokman KEHRİBAR olmak üzere, Prof. Dr. R. Haluk BERK, Prof. Dr. İ. Halit PINAR, Prof. Dr. Vasfi A. KARATOSUN, Prof. Dr. Mustafa H. ÖZKAN, Prof. Dr. M. Can KOŞAY, Prof. Dr. Ömer AKÇALI, Prof. Dr. Mehmet ERDURAN, Doç. Dr. Onur HAPA, Doç. Dr. Ahmet KARAKAŞLI, Doç. Dr. Onur BAŞÇI ve Dr. Öğr. Gör. Onur GÜRSAN'a teşekkürlerimi sunarım. Kliniğimizden yakın zamanda ayrılmış ve birlikte çalışma fırsatı bulduğum Prof. Dr. Hasan Havıtcıoğlu, Prof. Dr. M. Hasan TATARİ, Prof. Dr. Kadir Bacakoğlu ve Doç. Dr. İsmail Safa Satoğlu'na teşekkür ederim.

Tez çalışmam süresince yoğun iş temposu içinde bana gösterdiği ilgi ve yardımlarından dolayı tez danışmanım Doç. Dr. Ahmet Karakaşlı'ya tekrardan teşekkürlerimi sunarım. Klinik çalışma olarak yola çıktığımız bu projede Prof. Dr. Ömer AKÇALI, Doç. Dr. A. Murat Öztürk ve Uzm. Dr. Onur Süer'e desteklerini her zaman hissettirdikleri için teşekkür ederim. Biyomekanik ölçümler için R. Buğra HUSEMOĞLU'na yardımlarından dolayı teşekkür ederim. İstatistik analiz için Celal Bayar Üniversitesi Halk Sağlığı Anabilim Dalından Ast. Dr. Yunus Özkaya'ya yardımlarından dolayı teşekkür ederim.

Hayatımda her anımda yanımda olup bana destek ve yardımlarını esirgemeyen sevgili annem Zahide AYDEMİR, babam Dindar AYDEMİR, kardeşim Ramazan AYDEMİR'e ve kız arkadaşım Fatmanur GÜÇLÜ'ye teşekkür ederim.

Ayrıca asistanlık eğitimim boyunca beraber çalıştığım tüm asistan arkadaşlarıma, servis ve ameliyathane hemşire, teknisyen ve personeline gösterdikleri dostluk ve yardımdan dolayı teşekkürlerimi sunarım.

Dr. Selahaddin Aydemir

2023

İÇİNDEKİLER

İÇİNDEKİLER.....	i
TABLolar LİSTESİ	iii
GRAFİKLER LİSTESİ	iv
ŞEKİLLER LİSTESİ.....	v
ÖZET.....	vii
ABSTRACT	ix
1.GİRİŞ	1
2.GENEL BİLGİLER.....	3
2.1.Torakolomber Bileşke Kırıklarında Epidemiyoloji ve Etiyoloji	3
2.2.Torakolomber Omurga Anatomisi ve Biyomekaniği	3
2.2.1 Torakolomber Omurga Anatomisi	3
2.2.1.1. Omurlar	4
2.2.1.2. Omurlararası eklemler.....	7
2.2.1.2.1. Intervertebral disk	7
2.2.1.2.2. Bağlar	8
2.2.2. Torakolomber Bileşke Travmalarının Biomekaniği	9
2.3. Torakolomber Bileşke Kırıklarında Klinik ve Radyolojik Değerlendirme	11
2.3.1. Torakolomber Bileşke Kırıklarında Klinik Değerlendirme	11
2.3.1.1. İlk Değerlendirme ve Acil Tedavi.....	11
2.3.1.2. Acil Servis Değerlendirmesi	12
2.3.1.3. Hikâye ve Fizik Muayene	12
2.3.2. Torakolomber Bileşke Kırıklarında Radyolojik Değerlendirme.....	14
2.3.2.1. X- Ray Görüntüleme	14
2.3.2.2. Bilgisayarlı Tomografi (BT) Görüntüleme	18
2.3.2.3. Manyetik Rezonans Görüntüleme (MRG)	19
2.4. Torakolomber Sınıflandırma Sistemleri ve Tarihçesi	21
2.5. Torakolomber Vertebra Kırıklarında Tedavi Yönetimi	30
2.5.1.Torakolomber Vertebra Kırıklarında Konservatif Tedavi Yöntemleri	31
2.5.1.1. Spinal Ortez-Korse Uygulamalar	32
2.5.1.2. Fizyoterapi ve Manuel Terapi	36
2.5.1.3. Kapalı Redüksiyon ve Vücut Açılması	36

2.5.1.4. Farmakoterapi	36
2.5.2. Torakolomber Vertebra Kırıklarında Cerrahi Tedavi Yöntemleri	37
2.5.2.1 Torakolomber Bileşke Kırıklarında Açık Cerrahi Tedavi.....	37
2.5.2.1.1. Torakolomber Vertebra Kırıklarında Cerrahi Tedavisinde Posterior Yaklaşım Tekniği ve Segment Seçimi	38
2.5.2.2. Torakolomber Vertebra Kırıklarında Perkütan Stabilizasyon	39
2.5.2.3. Torakolomber Bileşke Kırıklarında Vertebroplasti ve Kifoplasti.....	40
3. MATERYAL VE METHOD	42
3.1. Numune Hazırlığı ve Deneysel Kırık Modelinin Oluşturulması.....	42
3.2. Cerrahi Teknik.....	46
3.3. Biyomekanik Testler	48
3.3.1. Nötral Aksiyel Yüklenme Testleri	48
3.3.2. Fleksiyon/Ekstansiyon, Lateral Bending Testleri	49
3.3.3. Aksiyal Torsiyon Testler	51
3.4. İstatiksel Analizler.....	52
4.BULGULAR	53
5.TARTIŞMA	59
6.SONUÇLAR	64
7.KAYNAKLAR.....	65

TABLolar LİSTESİ

Tablo-1. Kas Gücü Skalası	13
Tablo-2. Denis'e göre omurga kırıkları sınıflaması ve alt tipleri	22
Tablo-3. McAfee sınıflaması.....	23
Tablo-4. Torakolomber Yaralanma Sınıflandırması ve Yaralanma Şiddet Skoru	25
Tablo-5. Modifiye Torakolomber Yaralanma Sınıflandırması ve Yaralanma Şiddet Skoru ..	26
Tablo-6. AOSpine torakolomber yaralanma sınıflandırma skorlaması (TLAOSIS).....	29
Tablo 7. Tüm Gruplar için tanımlayıcı veriler	54
Tablo-8. Kısa segment posterior segmental enstürmante uygulanan 3 grubun birbiriyle olan ilişkisi	56
Tablo-9. Grup içi sağ ve sol lateral bending hareketleri arasındaki farkı gösteren istatistiksel tablo	58

GRAFİKLER LİSTESİ

Grafik-1. Aksiyal yüklenme, Fleksiyon/Ekstansiyon, Sağ/Sol bending hareketlerinde yer değiştirme miktarı	55
Grafik-2. Aksiyal rotasyonda sistemin başarısızlığa uğradığı andaki yer değiştirme miktarı	55



ŞEKİLLER LİSTESİ

Şekil-1. Lomber omurga bileşenlerini gösteren çizim.....	5
Şekil-2. Omurga gövdesinin iç yapısını gösteren çizim	6
Şekil-3. İntervertebral disk gösteren çizim.....	7
Şekil-4. İntervertebral disk halkası ve lamelar yapıyı gösteren çizim.....	8
Şekil-5. Spinal omurga bağ yapılarını şematize eden çizim	9
Şekil-6. Bulbokavernöz refleksi gösteren çizim	13
Şekil-7. American Spinal Injury Association (ASIA) Şemasını gösteren çizim	14
Şekil-8. X-ray’de spinöz prosesler arasındaki mesafe farkını gösteren görüntü	15
Şekil-9. Sagittal indeks ölçümünü gösteren çizim	16
Şekil-10. Cobb açısını ölçmek için doğru tekniğin şematik örneği	17
Şekil-11. Anterior korpus yükseklik kaybı yüzdesinin hesaplanması	17
Şekil-12. Üç farklı düzlemde torakolomber kırığın BT görüntüsü.....	18
Şekil-13. BT kesitlerinde boş faset görünümü.....	19
Şekil-14. Omurganın manyetik rezonans anatomisi	20
Şekil-15. Denis’in 1983 yılında tanımladığı 3 kolon teorisi.....	21
Şekil-16. AOSpine sınıflamasına göre torakolomber omurga kırıklarının morfolojik özellikleri.....	28
Şekil-17. Torakolomber Çelik Balenli Bez Korse	33
Şekil-18. CASH Korsesi	33
Şekil-19. Jewett Hiperekstansiyon Korsesi.....	34
Şekil-20. Cowhorn TLSO	35
Şekil-21. Steindler Ortez.....	35
Şekil-22. Torakolomber Sakral Ortez (TLSO)	36
Şekil-23 Posterior ligamentöz kompleksin (A4 M1) bozulması ile tam bir patlama kırığının bilgisayarlı tomografi taraması ve ayrıca postoperatif düz film radyografileri	38
Şekil-24. Perkütan pedikül vida-rod sistemi ile enstrumantasyonu	40
Şekil-25. Kifoplasti esnasında sement verilirken floroskopi altında PA ve lateral görüntü	41
Şekil-26. T10-L5 seviyesinde diseke edilen koyun omurgası	42
Şekil-27. T12-L2 seviyesinde PVC potlarla fikse edilmiş omurga	43
Şekil-28. 3D klavuz eşliğinde gerçekleştirilen osteotomi	44

Şekil-29. Düşen kütle modeliyle deneysel kırık oluşturma	45
Şekil-30. L1 seviyesinde oluşturulan deneysel kırık modelinin BT görüntüsü	46
Şekil-31. Koyun L1 vertebraında pedikül-corpus uzunluğu ve pedikül çapının ölçümü.....	46
Şekil-32. 2.Grup ve 3.Grup intermediate vida boylarının bir arada gösterimi	47
Şekil-33. Fikse edilen koyun omurgalarının aksiyel yüklenme testinde yerleşimi.....	49
Şekil-34. Fleksiyon/Ekstansiyon Testi.....	50
Şekil-35. Lateral Bending Testi	50
Şekil-36. Nötral Yüklenme, Fleksiyon/Ekstansiyon, Lateral Bending deplasman verilerinin test cihazında görünümü.....	50
Şekil-37. Fikse edilen koyun omurgalarının aksiyel rotasyon cihazında yerleşimi.....	51
Şekil-38. Aksiyal rotasyon testinde maksimum kuvvetteki uzama verilerinin test cihazında görünümü.....	52

ÖZET

Giriş ve Amaç: Torakolomber bileşke kırıklarının kısa segment posterior segmental enstrumentasyon ile tedavisinde kırık seviyesine uygulanan pedikül vidası biyomekanik ve klinik olarak stabiliteye önemli katkı sağlamaktadır. Kırık seviyesine uygulanan ideal vida boyutu hakkında ise literatürde net bir bilgi bulunmamaktadır. Bu çalışmanın amacı torakolomber vertebra kırıklarının cerrahi tedavisinde uygulanan kısa segment posterior enstrumentasyonda kırık vertebraya yerleştirilen pedikül vida boyutunun biyomekanik açıdan stabiliteye etkisini değerlendirmektir.

Materyal ve Method: Çalışmada 21 adet taze koyun kadavra torakolomber omurgası kullanılmıştır. 21 kadavra rastgele seçilerek 3 gruba ayrıldı. L1 seviyesinde düşen kütle modeli ile deneysel instabil torakolomber kırık modeli oluşturulmuştur. Her numune T12-L2 seviyesi korunacak şekilde proksimalden ve distalden alçı ile potlanmıştır. 1. Grupta intermediate vidasız, 2. Grupta vertebra korpus uzunluğunun %50'sini geçmeyecek uzunlukta (20mm) intermediate vida, 3. Grupta ise vertebra korpus uzunluğunun %70'ini geçecek uzunlukta (30mm) intermediate vidalı kısa segment posterior segmental enstrumentasyon uygulanmıştır. Fikse edilen her bir numuneye elektromekanik aküatör ile (10 kN AG-X; Shimadzu, Kyoto, Japan) aksiyel nötral yüklenme, fleksiyon/ekstansiyon, lateral bending ve aksiyel rotasyon testi uygulanmış ve uzama miktarları kaydedilmiştir. Verilerin dağılımını değerlendirmek için Shapiro-Wilk testi; bağımsız gruplarda Kruskal Wallis testi ve Mann Whitney U testi; bağımlı gruplarda Wilcoxon İşaretli Sıra testi kullanılmıştır.

Bulgular: Stabil olmayan patlama kırıklarından sonra L1'e vida yerleştirilmesinin, sistemin stabilitesini geleneksel kısa segment posterior enstrumentasyon tekniğine kıyasla aksiyel yüklenme, fleksiyon/ekstansiyon, lateral bending ve aksiyel rotasyon yönlerinde anlamlı derecede iyileştirdiği görüldü. L1'e eklenen kısa veya uzun pedikül vidasının kısa segment posterior enstrumente iki sistem arasında ise aksiyel yüklenme, fleksiyon/ekstansiyon, lateral bending ve aksiyel rotasyon yönlerinde ise istatistiksel açıdan

anlamalı derecede bir fark gözlenmedi ($G1 < G2 = G3$). Grup içi sağ ve sol lateral bending hareketlerinde farklılıklar olmasına rağmen istatistiksel anlamalı bir fark yoktur.

Sonuç: Koyun kadavra modelinde kırık seviyesine vida eklenmesi, kısa segment posterior segmental enstrumantasyonda biyomekanik açıdan stabiliteye katkıda bulunmaktadır. Kırık seviyesine uygulanan pedikül vida uzunluğunun vertebra corpusunun %50'inden daha az kısmına ilerlemesi ile %70'inden daha derine ilerlemesi benzer biyomekanik stabilite sağlamaktadır. Daha uzun boyutta bir pedikül vidasının kırık fragmanlarını deplese etme riski mevcut olup kırık fragmanları içinde biyolojik olmayan bir metaryal iyileşmeyi olumsuz yönde etkileyecektir.



ABSTRACT

Introduction and Purpose: In the treatment of thoracolumbar junction fractures using short segment posterior segmental instrumentation, the pedicle screw applied to the fracture level significantly enhances biomechanical and clinical stability. There is no clear information in the literature about the ideal screw size applied to the fracture level. The aim of this study is to evaluate the effect of the pedicle screw size placed on the fractured vertebra on biomechanical stability in short segment posterior instrumentation applied in the surgical treatment of thoracolumbar vertebral fractures.

Material and Method: 21 fresh sheep cadaver thoracolumbar spines were used in the study. 21 cadavers were randomly selected and divided into 3 groups. An experimental unstable thoracolumbar fracture model was created with the falling mass model at the L1 level. Each sample was cast proximally and distally to preserve the T12-L2 level. Short segment posterior segmental instrumentation was applied in 3 different ways. Separate groups comprised the study: in the 1st group, without intermediate screws, in the 2nd group, with an intermediate screw of a length not exceeding 50% of the vertebral body length (20 mm), and in the 3rd group, with an intermediate screw of a length not exceeding 70% of the vertebral body length (30 mm). Axial neutral loading, flexion/extension, lateral bending and axial rotation tests were applied to each fixed sample with an electromechanical actuator (10 kN AG-X; Shimadzu, Kyoto, Japan) and the results were recorded. Shapiro-Wilk test to evaluate the distribution of data; Kruskal Wallis test and Mann Whitney U test in independent groups and Wilcoxon Signed Rank test in dependent groups was used.

Results: It was observed that screw placement in L1 after unstable burst fractures significantly improved the stability of the system in axial loading, flexion/extension, lateral bending and axial rotation directions compared to the traditional short segment posterior instrumentation technique. No statistically significant difference was observed between the two systems in the axial load, flexion/extension, lateral bending and axial rotation directions of the short or long pedicle screw added to L1 and the short segment posterior instrument ($G1 < G2 = G3$). Although there are differences in right and left lateral bending movements within the group, there is no statistically significant difference.

Conclusion: Adding screws to the fracture level in the sheep cadaver model contributes to biomechanical stability in short segment posterior segmental instrumentation. Proceeding the length of the pedicle screw applied to the fracture level into shorter than 50% or longer than 70% of vertebral corpus provides similar biomechanical stability. Also, there is a risk that a longer pedicle screw will displace the fracture fragments and a non-biological material within the fracture fragments will negatively affect healing.



1. GİRİŞ

Omurga kırıkları toplumda yaygın olarak görülen ve ciddi mortalite ve morbiditeye neden olan bir kırık tipidir (1,2). En sık görülen omurga yaralanmaları ise torakolomber bileşke kırıklarıdır (T11-L2) (1). Yüksek enerjili travma sonrası (örn. motor kazası, yükten düşme vb.) meydana gelir. Sert ve kifotik bir torasik omurgadan hareketli ve lordotik bir lomber omurgaya geçiş, torakolomber bölgeyi (T10-L2) bu yaralanma sürecine karşı daha savunmasız hale getirir.

Vertebra kırıklarının sınıflandırılmasında AO (Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen) tarafından açıklanan sınıflama kullanılmaktadır (3). Torakolomber Yaralanma Sınıflandırması ve Şiddet skoru (TLICS) tedaviye karar vermek için kullanılır (4). Skoru 4'ün üzerinde olan hastalara cerrahi tedavi önerilir. TLISC skoru=4 olan gri bölgede dahi cerrahi önerilir (5). Tedavisi halen tartışmalı olmakla birlikte cerrahi planlanan hastalarda anterior, posterior ve kombine yaklaşımlar kullanılmaktadır.

Posterior yaklaşım, 3 kolon fiksasyonuna izin veren, anterior yaklaşımın komplikasyonlarından uzak, ameliyat süresini ve kan kaybını azaltan güvenli bir operasyon sağlar (6-8). Radyolojik sonuçlar kombine yaklaşım kadar iyi olmasa da uzun dönem sonuçlarda kombine yaklaşımla eşdeğer bulunmuştur (9). Posterior füzyonun kısa mı yoksa uzun segment mi olacağını belirlemek perioperatif cerrahin sorumluluğundadır. Posterior uzun segment enstrumantasyon daha stabil fiksasyon ve takipte daha az korreksiyon kaybı sağlamasına rağmen, birden fazla segmenti kapsadığı için hareketli vertebra sayısını azaltmakta, daha uzun operasyon süresine ve daha fazla kan kaybına neden olmaktadır. Posterior kısa segment enstrumantasyonda ise daha kısa operasyon süresi ve daha az kan kaybı sağlarken, korreksiyon kaybı ve spinal kanalın yetersiz iyileşmesi gibi yan etkiler de bildirilmiştir (10-12). Ancak, kısa segment enstrumantasyonda kırık vertebranın pedikül vidası ile tespitinin spinal stabiliteyi önemli ölçüde iyileştirebileceği ve stresi azaltabileceği birçok biyomekanik (13-17) ve klinik (18-20) çalışma ile göstermiştir. Kırık vertebranın kısa segment fiksasyonuna kırık seviyesinin dahil edilmesi, uzun segment enstrumantasyona benzer şekilde kifozun düzeldiği ve sagittal hizalamanın korunduğu gösterilmiştir (19).

Literatüre baktığımızda kırık vertebrada; kırık olmayan vertebradaki vidalara kıyasla daha kısa boyutta vidalama (21), aynı boyutta vidalama (22), poli-eksenli ara vidalar ve mono-eksenli ara vidalar gibi çok farklı teknik kullanılmıştır. (20,23).

Torakolomber vertebral kırıkların cerrahi tedavisinde kısa segment fiksasyonu ile hareketli segment korunsa da en önemli sorun cerrahide elde edilen redüksiyonun uzun dönem takiplerde kaybıdır. Ameliyatta ara vidaların kullanılması ile sistemin rijitliği artırılabilir ve uzun dönem takiplerde redüksiyon kaybının önüne geçilebilir. Ancak literatürde kırık vertebraya konulacak vidanın boyutu konusunda fikir birliği yoktur.

Bu çalışmanın amacı torakolomber vertebra kırıklarının cerrahi tedavisinde uygulanan kısa segment posterior enstrumantasyonda kırık vertebra üzerine yerleştirilen pedikül vida boyutunun biyomekanik açıdan değerlendirmektir.

2. GENEL BİLGİLER

2.1.Torakolomber Bileşke Kırıklarında Epidemiyoloji ve Etyoloji

Torakolomber bileşke kırıkları, vertebral kolonun en sık görülen yaralanmasıdır. Bunun altında yatan patofizyoloji, nispeten immobil torasik omurgadan dinamik lomber omurgaya geçişteki artan biyomekanik streştir (24,25). İlk kez Stagnara tarafından tarif edilen ve bileşke kabul edilen bu T10-L2 bölgesi, travmadan en çok etkilenen bölgedir (25,26). Künt travmalı hastalarda görülme insidansı %6,9'dur. Torakolomber bileşke kırıklarının en sık nedenleri motorlu araç kazaları (%36,7 ile en sık) ve yüksekten düşmelerdir (%31,7 ile 2. sıklıkta) (27). Erkek/kadın oranı 1,4:1'dir (28). Torakolomber bölge kırıkları en sık görülme yaşı 35'dir (25,26). Burst/AO tip A3 fraktürleri (%39,5) en çok görülen kırık morfolojisidir (27).

Çocuklarda torakolomber kırıklar nadirdir ve tüm omurga kırıklarının %2'si kadardır. Bazı serilerde insidans %5-34 arasında bildirilmiştir. Çocuklarda en sık sebep yüksekten düşme ve bunların %25'inde komplet defisit görülür ve %20'sinde cerrahi gerekir (29).

Yaşlı hastalarda osteoporozla bağlı en sık torakolomber bileşke kırıkları görülür. Yaşlılarda bu bölge kırıkları düşük enerjili travmalara sekonder gerçekleşir ve hastaların çoğunun (%77) tanısında mobilizasyonları yeterlidir. Yaşlı hastalardaki kompresyon kırıklarında insidans yaşa ve cinsiyete bağlı olarak değişmekle birlikte postmenopozal kadınların 50 yaşından sonra %25'ini ve 80 yaşına kadar %40'ını etkilemektedir (30,31).

Bu bölge kırıkları genellikle hastalarda ciddi tıbbi, sosyal ve mali sonuçlara yol açar ve önemli mortalite-morbidite nedenlerindendir. Bu kırıkların %27'sinde kalıcı nörolojik defisitler görülür (27). Kalıcı nörolojik defisitler, konus medüllaris ya da kauda ekuina liflerinin basısı veya direkt yaralanmasına bağlı olarak gelişebilir ve bu durum acil değerlendirme ve müdahale gerektirir (32).

2.2.Torakolomber Omurga Anatomisi ve Biyomekaniği

2.2.1 Torakolomber Omurga Anatomisi

Omurganın hareketliliği, segmentasyonu ile kolaylaştırılır. Omurga 29 omurdan (servikal, torasik, lomber ve sakral) oluşur ve doğumda sagittal düzlemde C (kifotik) şeklindedir. Koronal düzlemde düzdür ve öyle kalmalıdır. Çocuk baş kontrolünü geliştirip

yürümeye başladıkça servikal lordoz ve lomber lordoz gelişir. Sagittal profil, büyüme sırasında gelişmeye devam eder (33).

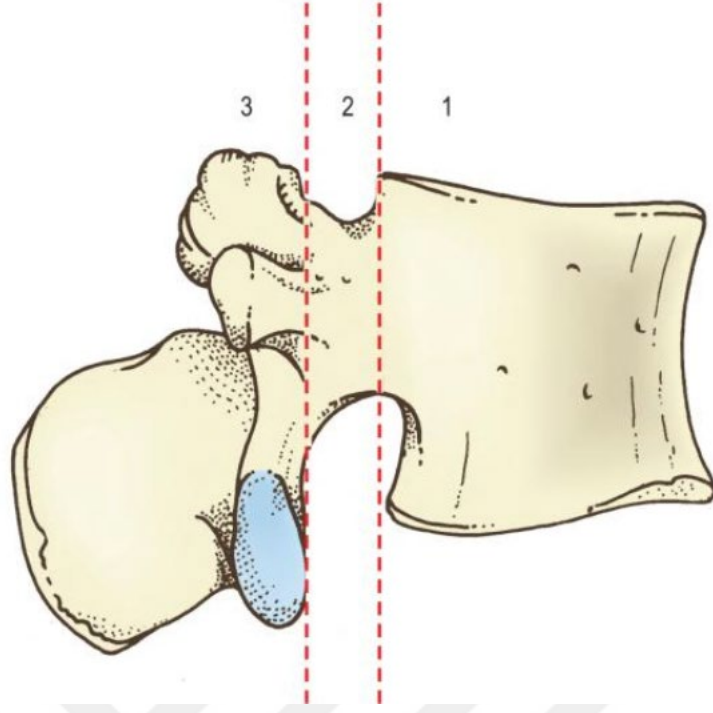
Torasik omurga kifozunun derecesi değişir ve 10–40° aralığında normal olduğu rapor edilir (Cobb'un T5 omurunun üst uç plakası ile T12'nin alt uç plakası arasındaki ölçümü). T12'nin üst uç plakası ile S1'in üst uç plakası arasında ölçülen lomber lordoz, 40–60° aralığında normal olarak tanımlanır (34).

Ayakta dururken, ağırlık merkezi S1 omurunun ventralinde yer aldığından, vertebral kolon öne eğilme momentleri oluşturan yerçekimi kuvvetlerine tabidir. Bu, posterior ligamentöz kompleks ve gerilim yüklü paraspinal kas sistemi ile vertebral cisimler boyunca önemli kompresif kuvvetler oluşturur. Omur gövdesi boyunca olan kırıklar, dönme eksenini, etkilenen segment seviyesinde posteriora kaydırarak, dönme merkezinden olan mesafesini artırır. Bu, omurgaya etki eden eğilme momentini artırır ve potansiyel instabiliteye katkıda bulunan arka kasların ve bağların kaldıraç kolunu kısaltır.

Göğüs kafesi ve sternum, spinal stabilite konseptinde genellikle 4. kolon olarak tanımlanan sternum ile torasik segmentin genel direncini güçlendirir. Bu nispeten sert torasik ve hareketli lomber omurga arasındaki geçiş bölgesi olan torakolomber bileşke yaralanmalara karşı özellikle hassastır.

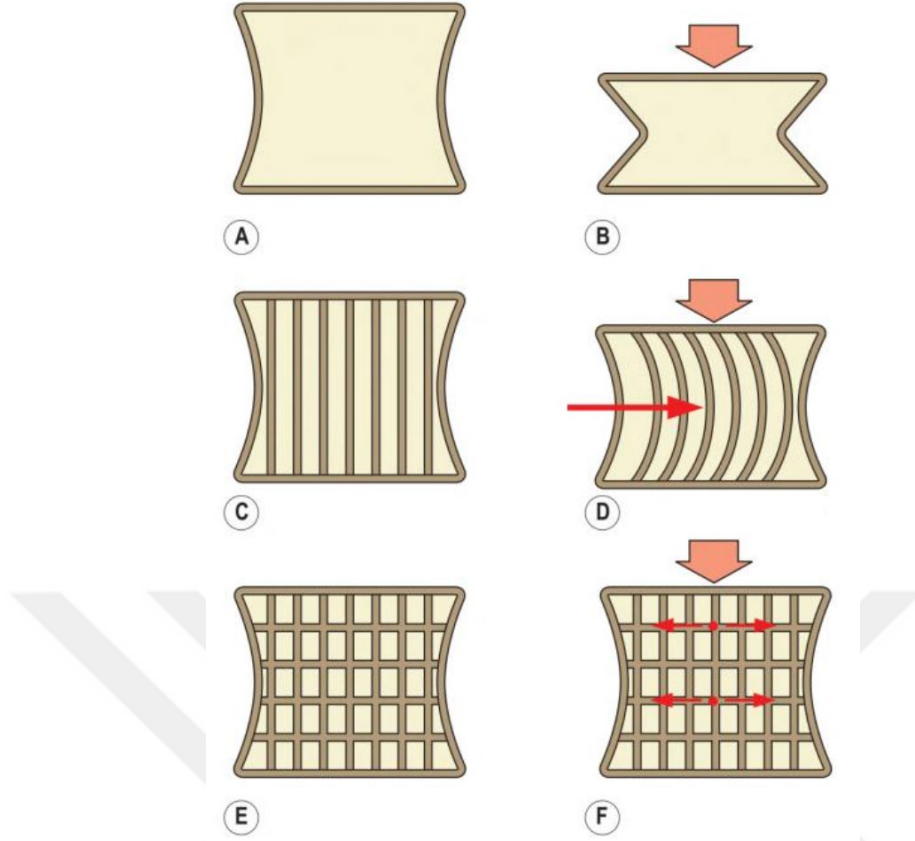
2.2.1.1. Omurlar

Torakolomber omur üç bileşene ayrılabilir: Corpus, pediküller ve posterior elemanlar (Şekil 1). Vertebral boyut, her üç düzlemde de kraniyalden kaudala doğru artar.



Şekil-1: Lomber omurga bileşenleri. 1-Corpus, 2- Pediküller, 3-Posterior elemanlar. Orijinal kitaptan alınmıştır (35).

Gövde, sıkıştırma yüklerine dayanacak şekilde uyarlanmıştır. Dış kabuğu kortikal kemik olan süngerimsi kemikten oluşur. Sonlu elemanlar analizi, vertebraya mekanik özelliklerini veren şeyin trabekül mikro mimarisi olduğunu ve kortikal kabuğun daha az önemli olduğunu öne sürer. Bir basitleştirme olarak, iç trabekülün yatay çapraz kirişlerle bağlanan dikey yük taşıyan payandalar halinde düzenlendiği ve tek veya döngüsel yüklemde deformite ve arızaya karşı genel dirence eklendiği düşünülebilir (Şekil 2) . Böyle bir yapı, statik yüklere daha iyi direnecek olan katı bir bloğa kıyasla dinamik yüklere karşı daha iyi direnç sağlar.



Şekil-2: Omurga gövdesinin iç yapısı – dikey destekler sıkıştırmaya, yatay kirişler ise gerilime karşı direnç göstererek yük taşıma kapasitesini artırır. Orijinal kitaptan alınmıştır (35).

Omurganın posterior elemanları, laminalar, pars artikularis, transvers ve spinöz proceslerdir. Birbirini takip eden iki vertebranın eklem süreçleri faset eklemlerde bağlanır. Torasik omurgada, eklem yüzeyleri nispeten koronal olarak hizalanmıştır, bu da bir dereceye kadar fleksiyon ve rotasyona izin verir, ancak öne doğru kaymaya karşı direnç gösterir. Lomber omurgada, bu eklem yüzeyleri daha dik ve sagittal olarak hizalanmıştır, bu da bir dereceye kadar fleksiyon ve ekstansiyonu mümkün kılar ancak rotasyonu ve öne kaymayı engeller. Her iki tarafta süperior ve inferior artiküler sürecin arasındaki lamina parçasına pars interartikularis denir. Pars, dikey olarak yönlendirilmiş lamina ile yatay pedikülün kesişim noktasında bulunur. Pars, önemli bir bükülme kuvvetine maruz kalır ve sıklıkla bir stres kırığına (spondiolizis nedenlerinden biri) yol açar (35).

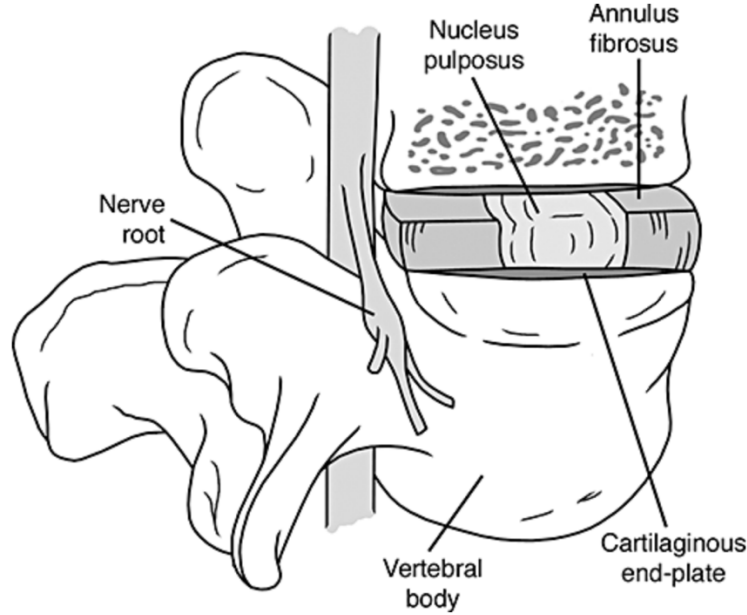
Transvers ve spinöz procesler onlara bağlı kasların ve bağların işlevini artıran kaldıraç kolları sağlar (35-37).

2.2.1.2. Omurlararası eklemler

Ardışık iki bel omuru, üç eklem aracılığıyla eklemlenir. Omurlar arası disk corpuslar arasında yerleşir . Diğer iki zigapofizyal eklemler veya faset eklemler; bir vertebranın üst artiküler çıkıntısının yukarıdaki omurun alt eklem çıkıntılarıyla eklemlenmesiyle oluşur.

2.2.1.2.1. İntervertebral disk

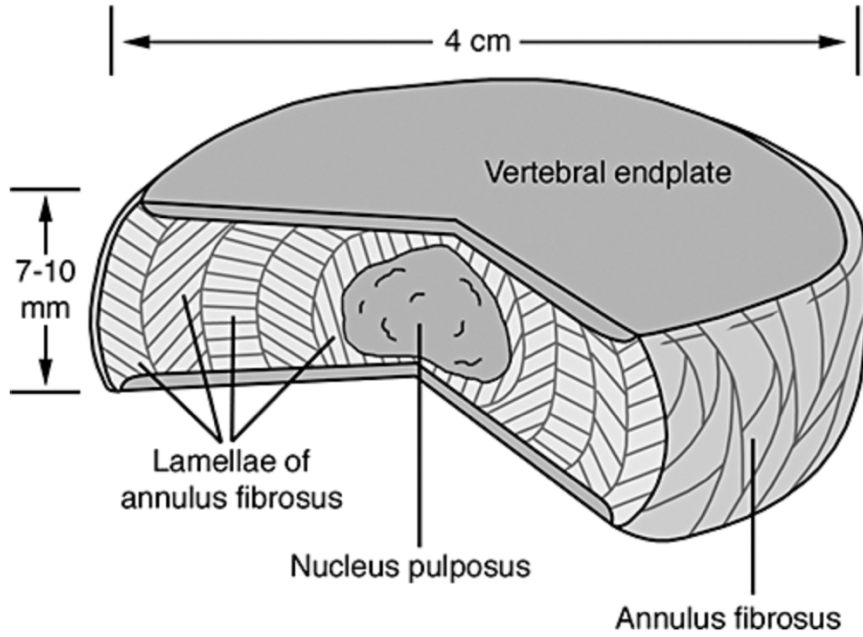
Vertebral disk, yükü ardışık iki omur arasında aktarır, aralarında sallanma hareketlerine izin verir. Her intervertebral diskin, nükleus pulposus olarak bilinen daha jelatinimsi bir merkezi, onu çevreleyen annulus fibrosus olarak adlandırılan kalın bir fibröz kıkırdak halkasından oluşan karmaşık yapısı ve alt ve üst and-platelere bağlanan kıkırdak dokusu mevcuttur (Şekil-3).



Şekil-3: İntervertebral disk

Nükleus, basınç altında kolayca deforme olabilen ancak nispeten sıkıştırılamaz bir yastık oluşturan yarı sıvı bir küttür. Halka, oldukça organize kollajen lifleri içeren 10-20 katmandan (lamel) oluşur. Lameller, nükleusu çevreleyen eş merkezli halkalar halinde düzenlenmiştir. Posteriorunda lameller daha incedir ve daha sıkı bir şekilde paketlenmiştir, halkanın bu kısmı geri kalanından daha incedir. Bir katmanın içindeki lifler paraleldir ve omur eksenine yaklaşık olarak 65-70° eğimlidir (bir katmanda sağa, diğer katmanda ise sırasıyla sola). Bu nedenle her iki katmandaki lifler paralel ve bitişik katmandaki liflerle karşılaştırırken yaklaşık olarak 60° açıyla kesişir (Şekil-4). Bu yapı nükleusun şok emici olarak hareket

etmesine olanak sağlarken, annulus diğer her türlü hareketi; kayma, çekme, fleksiyon/ekstansiyon ve rotasyonu engeller. Bu tür bir organizasyon, yüksek yükleme hızlarında vertebral cisimler arasındaki yük transferini yavaşlatabilir ve bir dereceye kadar koruma sağlayabilir (33). Halka, kıkırdak vertebral uç plakaları ile güçlü bir bağlantıya sahiptir. Uç plakalar, omur gövdelerine zayıf bir şekilde tutturulmuştur; vücuttan disk ayrımının gerçekleşebileceği yer burasıdır.



Şekil-4: İntervertebral disk halkası ve lamelar yapı

2.2.1.2.2. Bağlar

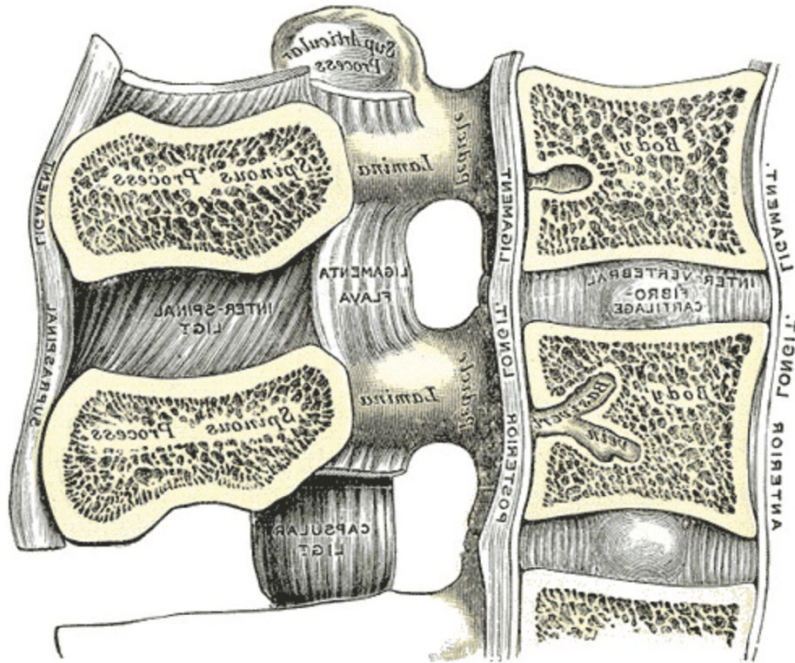
Anterior longitudinal ligament (ALL): ALL, vertebral cisimlerin ön yüzünün kemiğine veya üstteki periost içine giren paralel liflerden oluşur. ALL, vertebral gövdelerin ön uçlarının dikey olarak ayrılmasına ve lomber omurganın öne eğilmesine direnir.

Posterior longitudinal ligament (PLL): PLL, vertebral gövdelerin arka yüzleri üzerinde dar bir bant oluşturur, ancak her bir intervertebral diskin arka yüzü üzerinde yanal olarak genişler. Derin lifler kısadır ve iki diske kadar uzanır. Daha uzun, yüzeysel lifler beş omur kadar uzanır. Bu bağ, vücudun arka kısımlarının ayrılmasına direnmeye yardımcı olur ve hareketi, birkaç bitişik omur üzerinde etkilidir.

Posterior elemanların bağları: ligamentum flavum , interspinöz bağlar, supraspinöz bağlar ve bir dereceye kadar faset eklemlerin kapsülü arka eleman grubuna aittir. Flavum, iki ardışık omuru birleştiren kısa, kalın, eşleştirilmiş bir yapıdır. Stabilite sağlamada nispeten minimal bir mekanik rol oynar.

İnterspinöz bağ, birbirini izleyen iki spinöz süreci kapsar ve geleneksel olarak bunların ayrılmasına karşı hareket ettiği algılanmıştır. Bununla birlikte, kollajen liflerinin önemli bir kısmı, yayılmış süreçlere neredeyse paralel olarak ilerlediğinden, bu işlev sorgulanmaktadır.

Supraspinöz bağ, spinöz süreçlerin üst uçlarına yüzeysel olarak uzanır. Büyük ölçüde paraspinal kaslardan gelen tendinöz liflerden oluşur ve bu nedenle gerçek bir bağ değildir. Çapraz bağlar, transforaminal bağlar ve mamillo-aksesuar bağlar gerçek anlamda bağ yapıları değildir ve minimal bir mekanik rol oynarlar. Daha çok dorsal bölgede kompartman boşluklarını bölen septalar gibi davranırlar.



Şekil-5: Gray's Anatomi'den spinal omurga bağ yapılarını şematize eden alınmış görüntü

2.2.2. Torakolomber Bileşke Travmalarının Biyomekaniği

Vertebralar, yük taşıyan korpus yapısı, harekete izin veren veya kısıtlayan faset eklemleri ve disk yapısı, pasif direnç gösteren ligamentöz yapılar ve aktif hareket sağlayan kas yapıları ile kompleks bir mekanik yapıdır. Spinal cerrahi pratik uygulamaları arasında, doğru

tanı ve tedavi uygulayabilmesi için biyomekanik disiplinin temel kurallarını bilmesi gerekmektedir.

Kinematik: Vertebranın bir bölgesinin veya tamamının fizyolojik sınırlar içerisindeki hareketini belirtir.

Fonksiyonel Spinal Ünite (FSU): Komşu iki vertebra, etrafındaki tüm yumuşak dokular ile hareket segmentini (FSU) oluşturur. Bir hareket segmenti vertebranın en temel birimidir.

Translasyon: Daha çok kaymayı tarif eder. Sabit bir noktaya göre bütünsel olarak aynı yönde yapılan harekettir. Ölçüm birimi mm'dir. Rotasyon: Sabit bir noktaya göre aynı yönde bütünsel yapılan harekettir.

Nötral Zon: Nötral pozisyondan vertebranın direnç gösterdiği maksimum pozisyona kadar vertebranın yer değiştirme hareketini tanımlar.

Elastik Zon: Nötral zonun sonundan, hareket yelpazesinin sonuna kadar vertebranın yer değiştirme hareketini tanımlar.

Hareket Yelpazesi (range of motion ROM): Bir spinal segmentte aynı düzlemdeki fizyolojik iki hareketin toplamıdır.

Rotasyonun anlık eksen: Herhangi bir segment rotasyona uğradığı zaman hiç hareket etmeyen bir eksenidir.

Servikal, torakal ve lomber vertebraların dizilişi, segmental yapıları, yetmezlik mekanizmaları, biyomekanik özellikleri, patolojik süreçleri farklılıklar göstermektedir. Bu farklılıklar nedeniyle patolojik süreçlerdeki yaralanma mekanizmaları ve yaralanma tipleri de farklılıklar içerir. Vertebra yaralanmalarının büyük kısmı anatomi ve biyomekanik özellikler sebebiyle torakolomber bileşke bölgesinde meydana gelmektedir. Göğüs kafesi tarafından desteklenen, hareket aralığı sınırlı kifotik torakal vertebra ile, daha mobil lordotik lomber vertebra arasında ki biyomekanik farklılıklarından dolayı travma oluşturan durumların en sık hasar verdiği bölgedir. Böylelikle travmalar sonucunda izole minör kompresyon yaralanmalarından instabil çevresel ligamentöz yapıların yaralanmasına kadar farklı yaralanmalar oluşabilir.

Omurganın temel biyomekanik işlevi, vücut parçaları arasında hareket sağlamak, yük taşımak ve omurilik ve sinir köklerini korumaktır. Bu işlevlerin etkileşimi, omurga stabilitesinin aşağıdaki tanımı içinde açıklanır: "Stabil bir omurga, fizyolojik yük altında

normal hareketini koruyabilen, başlangıçta veya sonradan nörolojik eksiklik, ciddi deformite ve engelleyici ağrı olmadan sağlam hareket yapabilen bir omurgadır." (39).

Omurga stabilizasyon sistemi, Panjabi tarafından önerildiği gibi üç birbirine bağımlı alt sistemden oluşur. Pasif kas-iskelet alt sistemi omurgayı oluşturan omurlar, intervertebral diskler, faset eklem bağlantıları, eklem kapsülleri, omurga bağları ve kasların pasif mekanik özelliklerini içerir. Aktif kas-iskelet alt sistemi, omurga sütununu çevreleyen kas ve tendonlardan oluşur. Nöral ve geri bildirim alt sistemi, bağlarda, tendonlarda ve kaslarda bulunan mekanoreseptörler ile nöral kontrol merkezlerini içerir. Normal koşullarda, omurga hareketlerinin fizyolojik aralıklarında ve normal omurga yükleriyle birlikte, üç alt sistem yüksek derecede uyumlu ve optimize edilmiştir. Bir sistemdeki işlev bozukluğu, belirli sınırlar içinde, diğer sistem tarafından telafi edilebilir. Ancak işlev bozukluğu bu sınırları aşarsa, akut veya kronik sorunlar ortaya çıkabilir ve bu durum doğrudan instabilitenin doğrudan sonucu ve tanımı olur (37,39,40).

Omurga içindeki istikrarsızlık daha iyi anlaşılabilmesi için nispeten yeni bir kavram olan "nötral zon" (NZ) tanıtılmıştır. Nötral bölge, minimal iç pasif direncin var olduğu intervertebral hareket aralığının başlangıç kısmı veya oranı olarak tanımlanır. Nöral ve aktif sistemler, fizyolojik koşullar altında bu aralıkta çoğu stabiliteyi sağlar. Hareket devam ettiğinde, pasif sistemin devreye girmesi sertliği artırır ve potansiyel yer değiştirme azalır. Bu, elde edilebilir hareket aralığının elastik kısmıdır.

Aktif/nöral sistemler işlevsiz hale geldiğinde ve pasif sistemdeki bozulma başladığında, nötral bölge önemli ölçüde artar. Bu dirençsiz hareketin artan kısmı, etkilenen segmentin genel hareket aralığından daha fazla istikrarsızlıkla ilişkili görünmektedir. Başka bir deyişle, nötral bölge fizyolojik aralığın önemli ölçüde üzerine çıktığında ve stabilizasyon sistemleri sertleşmeyi sağlayamadığında instabilite beklenir (39).

2.3. Torakolomber Bileşke Kırıklarında Klinik ve Radyolojik Değerlendirme

2.3.1. Torakolomber Bileşke Kırıklarında Klinik Değerlendirme

2.3.1.1. İlk Değerlendirme ve Acil Tedavi

Torakolomber omurga kırıklarında ilk müdahale kaza yerinde başlar. Eşlik eden yaralanmalar nedeniyle ciddi önlemler gereklidir. Hava yolunun açık olup olmadığı, solunum ve kan dolaşımı kontrolü, kanama kontrolü gibi acil ilk yardım yapılırken olası vertebra kırığı

nedeni ile servikal bölgeye kolar uygulanmalı, hasta düz bir zeminde yatırılmalı ve hareket ettirilmemelidir. Çoklu travmalı hastalar ve şuuru kapalı yaralılar aksi kanıtlanana dek omurga kırığı varmış gibi kabul edilmelidir. Sedyeye alırken gövde yuvarlanarak alınmalı, hasta aynı anda kaldırılmalıdır (41). Usulüne uygun yapılmayan immobilizasyon ve taşıma nedeniyle %25 hastada nörolojik kötüye gidiş saptanmaktadır (42).

2.3.1.2. Acil Servis Değerlendirmesi

Hastanede bradikardi, hipotansiyon ve hipovolemisi olan hastalarda acil şok tedavisine başlanmalıdır. Bu durumda nörojenik şoku, hipovolemik şoktan ayırmak önemlidir. Nörojenik şokta aşırı sıvı yükleme, akciğer ödemine sebebiyet verebilir. Çoklu travmalı hastaların % 24'üne torakolomber kırık eşlik ettiği akıldan çıkarılmamalı, diğer müdahalelerde omurga koruyucu davranışlar gösterilmelidir (43).

2.3.1.3. Hikaye ve Fizik Muayene

Omurga kırığı şüphesi olan yaralıların oldukça büyük bir bölümü yüksek enerjili travmadır. Bu tür travmalar sonucunda omurgaya çeşitli yön ve büyüklükte kuvvet ve momentler etki eder.

Hastanın bilinci açıksa hastadan, açık değilse yakınlarından yaralanmanın nasıl olduğu ile ilgili ayrıntılı bilgi alınmalıdır. Boyunluk yerleştirdikten, hasta tıbben stabilize edildikten ve eğer varsa ekstremitte kırıkları atellendikten sonra hasta kontrollü olarak çevrilip daha sonra omurgaya odaklanılabilir. Bilinci açık olan bir hastada, dikkatli bir motor, duyu ve refleks muayenesi yapılmalıdır. Bilinçsiz hastada nörolojik muayene, ikinci değerlendirmeye bırakılabilir. Nörolojik değerlendirme hastanın yan döndürülerek posterior muayenesi ile başlar. Hastanın sırtındaki yumuşak doku önce inspeksiyon sonra da palpasyonla muayene edilmeli, ekimoz, gap, krepitasyon, açık yara, fokal hassasiyetler, dizilim bozukluğu ve basamaklanma not edilmelidir. Hastanın sırtındaki bir ekimoz, vertebra kırığı olan seviye, göğüsteki bir ekimoz ise kırığın bir emniyet kemeri kırığı olabileceği yolunda bize bilgi verir. Ne yazık ki, yarıya yakın hastada ek spinal yaralanma atlanmakta ve ortalama 50 günlük bir süre sonrasında fark edilmektedir (42).

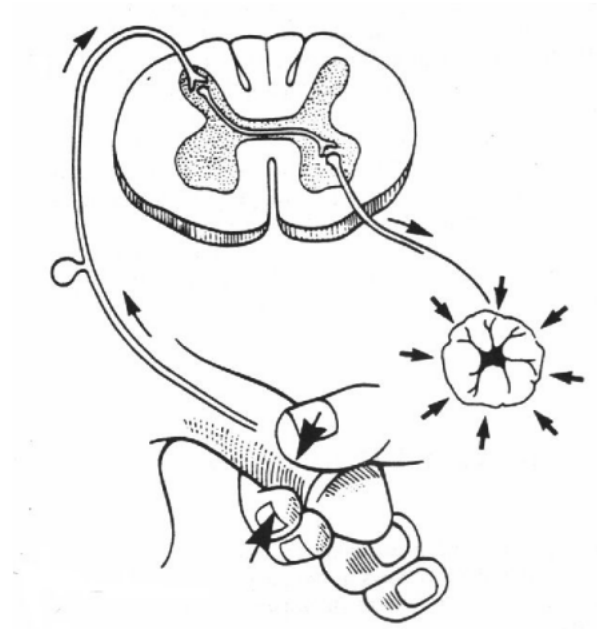
Nörolojik muayene ve kayıtları tam ve eksiksiz yapılmalıdır. Hastanın ilk durumunun değerlendirilmesi ve ilerleme olup olmadığının ortaya konulması hem tıbbi açıdan hem de

hukuki açıdan çok önemlidir. Nörolojik muayenede kuvvet, duyu ve reflekslere mutlaka bakılmalıdır. Kas gücü skalasına göre motor muayene yapılır ve kaydedilir (Tablo 1).

Kas Gücü Skalası	
Motor derece	Muayene Kriterleri
5	Tam dirence karşı koyabilme
4	Kısmi dirence karşı koyabilme
3	Yer çekimine karşı koyabilme
2	Yer çekimsiz ortamda hareket edebilme
1	Görünür kontraksiyon
0	Kontraksiyon yok

Tablo-1: Kas Gücü Skalası

Sıkça kullanılan “spinal şok” tanımlaması tüm omurilik işlevlerinin yitimine bağlı ortaya çıkan gevşek felç durumudur. Genellikle yaralanma seviyesinin altında kuvvet duyu ve refleks kaybı söz konusudur. Kesin muayene spinal şok döneminin sonunda yapılabilir ki bu genellikle 48 saatte sona erer. Spinal şokun sona erdiği ancak omurilik kökenli reflekslerin (Örn; Bulbokavernöz refleks) geri dönmesi ile anlaşılır (Şekil-6).



Şekil-6: Bulbokavernöz refleks; penisin sıkılması, idrar sondasının çekilmesiyle anal sfinkter kasılır.

Yapılan nörolojik muayenenin kaydedilmesi kontrol muayeneleri ile karşılaştırma ve medikolegal yönlerden çok önemlidir. Bu amaçla ASIA (American Spinal Cord Injury Association) kayıt formunun kullanılması önerilmektedir (Şekil-7) (44).

Patient Name _____

Examiner Name _____ Date/Time of Exam _____

ASIA AMERICAN SPINAL INJURY ASSOCIATION **STANDARD NEUROLOGICAL CLASSIFICATION OF SPINAL CORD INJURY** **ISCS**

MOTOR
KEY MUSCLES (scoring on neither side)

	R	L
C5	☐	☐
C6	☐	☐
C7	☐	☐
C8	☐	☐
T1	☐	☐

UPPER LIMB TOTAL (MAXIMUM) ☐ + ☐ = ☐ (25) (25) (50)

Comments: _____

SENSORY
KEY SENSORY POINTS

0 = absent
1 = impaired
2 = normal
NT = not testable

Any anal sensation (Yes/No) ☐ ☐

PIN PRICK SCORE (max: 112)

LIGHT TOUCH SCORE (max: 112)

NEUROLOGICAL LEVEL
The most caudal segment with normal function

COMPLETE OR INCOMPLETE?
Incomplete - Any sensory or motor function in S4-S5

ASIA IMPAIRMENT SCALE

ZONE OF PARTIAL PRESERVATION
Caudal to level of partially preserved segments

SENSORY R L ☐ ☐

MOTOR R L ☐ ☐

This form may be copied freely but should not be altered without permission from the American Spinal Injury Association.

2.3.2. Torakolomber Bileşke Kırıklarında Radyolojik Değerlendirme

2.3.2.1. X- Ray Görüntüleme

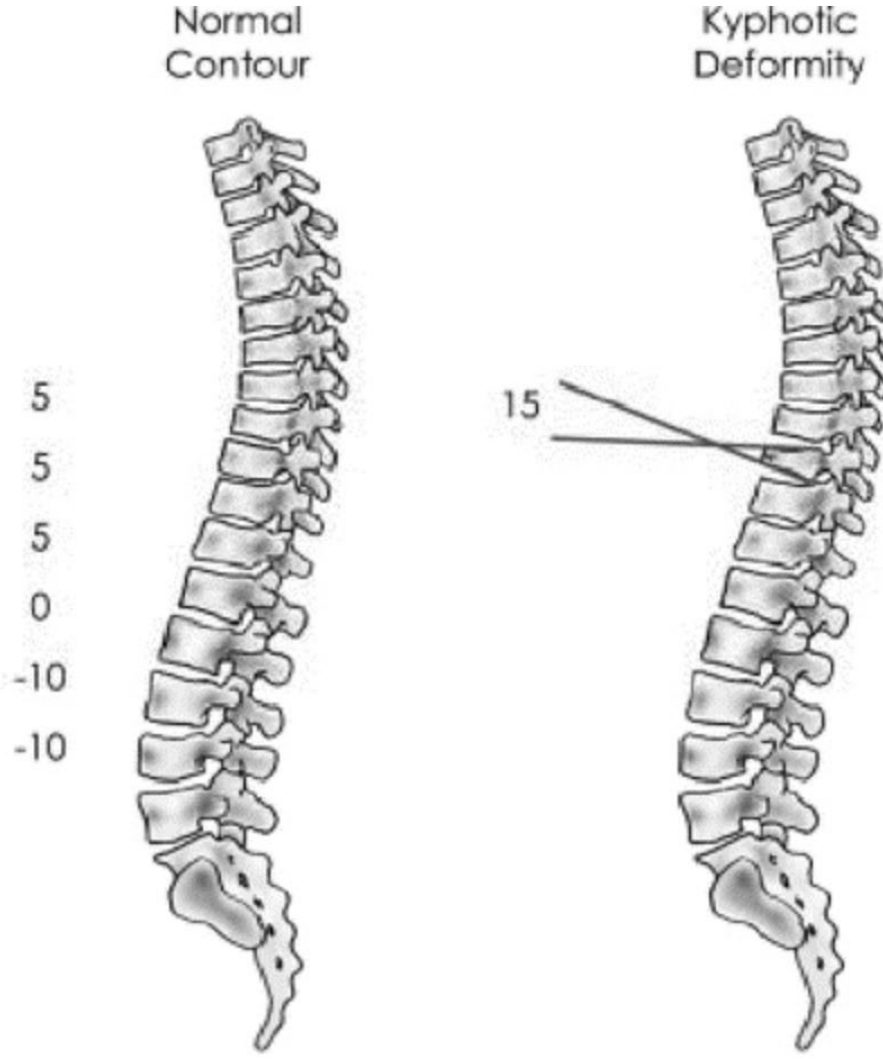
Torakolomber yaralanma şüphesi taşıyan hastanın radyolojik incelemesi düz radyogramlar ile başlar. Torakolomber bileşke bölgesinin kırıklarının sıklığı göz önüne alınarak bu bölgenin en uygun koşullarda görüntülenmesi tanı gecikmelerini engelleyecektir. A-P ve lateral iki yönlü elde edilen görüntülerde dizilim, omur yükseklikleri, pediküller arası mesafe, faset eklem ilişkileri, spinöz çıkıntılar ve birbirleriyle olan ilişkileri dikkatlice değerlendirilmelidir. A-P görüntülerde spinöz prosesler arasındaki mesafe farkının 7 mm'den fazla olması posterior bağ bütünlüğünün bozulmuş olduğunun dolaylı göstergesidir (Şekil-8).

Boyun-sırt geçiş bölgesi ve üst sırt omurlarının görüntülenmesi zorluk arz edebilir. Yüzücü pozisyonunda grafler görüntü kalitesini arttırabilir.



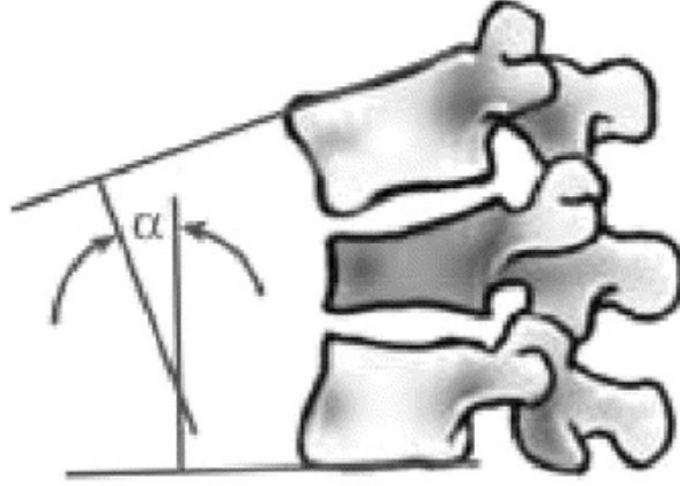
Şekil-8: Spinöz prosesler arasındaki mesafe farkının bu düzeyde fazla olduğu ve 7 mm'nin üzerinde olduğu dikkati çekmektedir.

Genel anlamda, torakolomber yan grafler tanıda daha yardımcıdır. Torakolomber kırıklarda sagittal deformiteyi değerlendirmek için Cobb açısı, Gardner segmental deformitesi, sagittal indeks ve vertebral cisim translasyonu gibi yöntemler literatürde açıklanmıştır (45,46). Kamalaşma olan vertebranın üst ve alt son plakları arasındaki kifotik deformite açısının, normal kontur açısından olan farkı sagittal indeks (SI) açısını verir. Normal kontur açıları torakal omurgalarda 5° , torakolomber kavşakta 0° , lomber omurgalarda -10° olarak değerlendirilir (Şekil-9) (24).



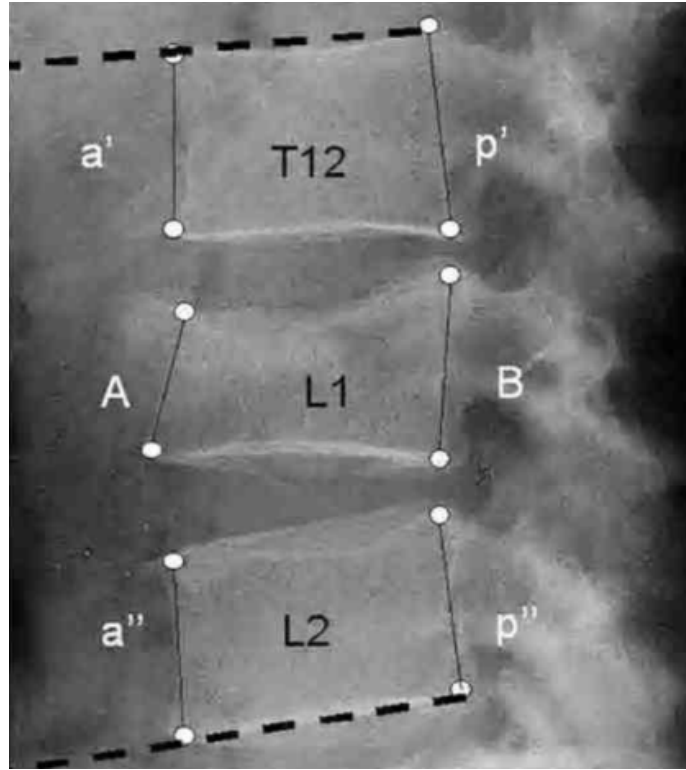
Şekil-9: *Farcy ve ark* tarafından önerilen sagittal indeks kavramı. Sagittal indeks, başlangıç değerlerinin yaralı seviyede ölçülen segmental kifozdan çıkarılmasıyla elde edilir (47).

Lokal Kifoz Açısı (LKA), Cobb metodu ile ölçülür. Buna göre kırık olan vertebranın üstündeki yaralanmamış olan vertebranın üst end plate hizasından çizilen çizgi ile altındaki yaralanmamış olan vertebranın alt end plate hizasından çizilen çizgi arasında oluşan açının Cobb yöntemi ile ölçülmesi ile elde edilir (Şekil-10) (45).



Şekil-10: Cobb açısını ölçmek için doğru tekniğin şematik örneği

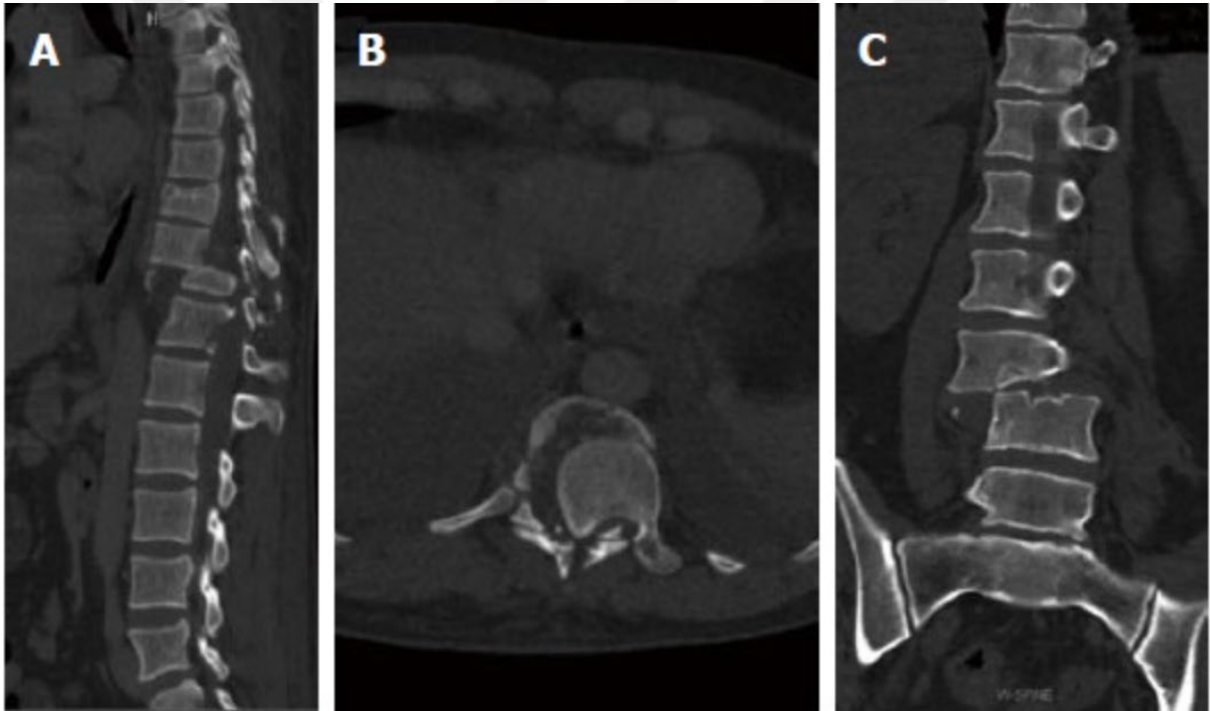
Vertebral korpus yükseklik kaybı yüzdesi, kırık vertebra yüksekliğinin, bir üstteki ve bir alttaki yaralanmamış olan vertebraların yüksekliklerinin ortalamasına bölünmesi ile elde edilir ve yüzde olarak ifade edilir (Şekil-11) (48). Posterior vertebra korpusu hattındaki bir kırılma sagittal translasyonel bir deformiteyi gösterir.



Şekil-11: Anterior korpus yükseklik kaybı yüzdesinin hesaplanması: $A/[(a'+a'')/2] \times 100$ (48)

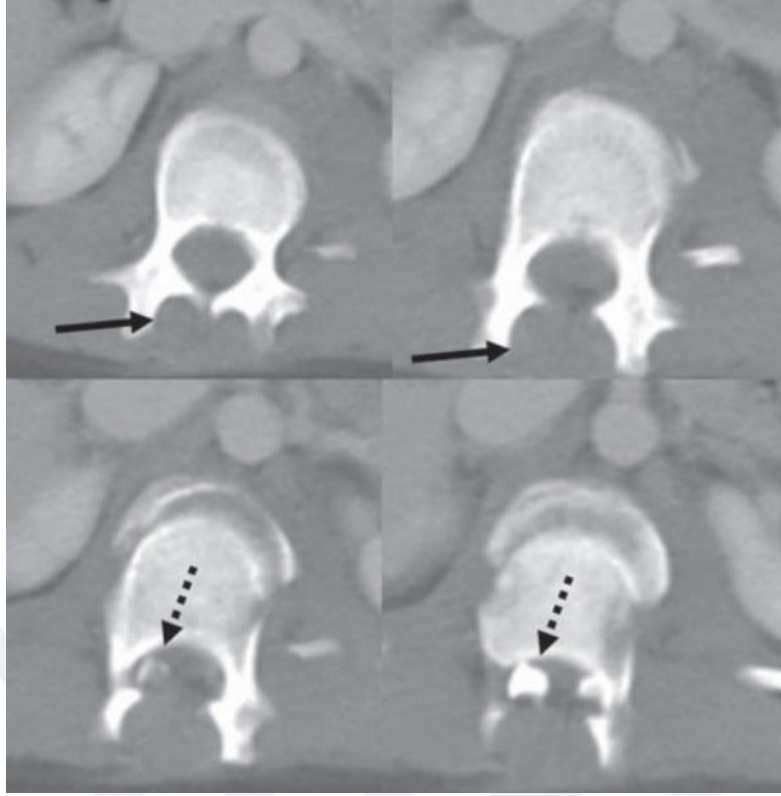
2.3.2.2. Bilgisayarlı Tomografi (BT) Görüntüleme

BT, torakolomber yaralanmalarda kemik yapının değerlendirilmesinde daha çok bilgi sağlar. BT, aynı zamanda spinal kanalın izlenmesi ve kanal içi parça olup olmadığının görülmesi açısından yararlıdır. Spinal BT taraması çoklu yaralanması olan hastalarda hem göğüs hem abdomen hem de torakolomber omurganın değerlendirilmesinde standart tanı protokolü içine alınmıştır (48,49). BT görüntüleri 0,6 mm'lik en ince kolimasyon kullanılarak elde edilir ve görüntüler hem kemik hem de yumuşak doku algoritmaları kullanılarak yeniden oluşturulur. Son analiz ve raporlama için BT görüntüleri her üç düzlemde ve hem yumuşak doku hem de kemik penceresinde görüntülenir. Aksiyel görüntülerde gözden kaçabilen translasyon, rekonstrüksiyon BT ile yakalanabilir (50). Bu görüntüler ayrıca spinal kanalın değerlendirilmesinde de yararlıdır (Şekil-12).



Şekil 12: Sagittal BT görüntüsü (A), Aksiyel BT görüntüsü (B) ve Koronal BT görüntüsü (C), B’de kırık sonrasında kanal içine kaçmış fragmanlar görülmekte

BT aynı zamanda faset eklemlerdeki çıkık ve posterior elemanlardaki kırıkların gösterilmesinde de yardımcıdır. Burst kırıklarında lamina kırıkları dura yırtıklarına ve sinir kökü sıkışmalarına neden olabilir (51,52). Faset çıkığında, "boş" veya "çıplak faset" olarak adlandırılan bulgu ile tanı konulabilir (Şekil-13). Çift vertebral cisim görülmesi, omurgadaki çıkığı gösterir (48).

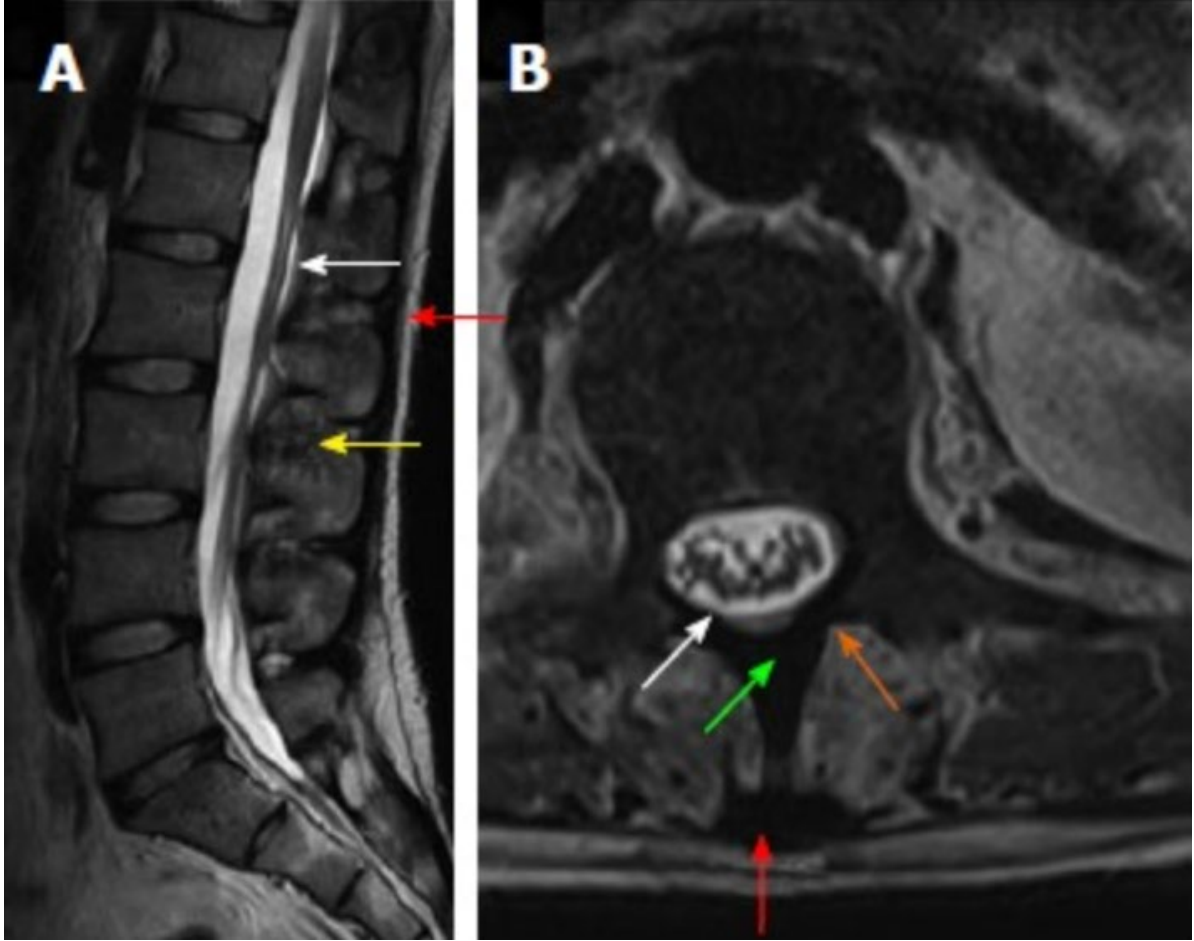


Şekil 13: BT kesitlerinde boş faset görünümü. Kalın ok faset ilişkisinin bozulduğunu, kesikli ok ise alt omurun yukarı faset ekleminin kilitlenmiş bir şekilde kanal içinde yer aldığını göstermektedir.

2.3.2.3. Manyetik Rezonans Görüntüleme (MRG)

Manyetik rezonans görüntüleme (MRG), arka bağ kompleksi, omurilik, intervertebral diskler ve bitişik kaslar gibi yumuşak doku yapılarındaki yaralanmaların tanımlanması için tercih edilen yöntemdir (Şekil-3). Omurga travması için MR protokolü, sagittal T1W, sagittal T2W ve sagittal STIR görüntülerinin yanı sıra lokalize eksenel görüntülemeyi (T1W ve Gradient Echo) içerir. STIR sekansı, yumuşak doku yaralanmalarının saptanmasına yardımcı olurken, gradyan eko sekansı, prognostik anlamı olan kordun hemorajik kontüzyonunun belirlenmesine yardımcı olur (53). Omurilik yaralanması olduğuna inanılan herhangi bir hasta, mümkün olan en erken fırsatta MR görüntüleme incelemesini hak eder. MR görüntüleme, kord lezyonunun yerini, kapsamını, ciddiyetini ve ayrıca kord sıkışmasının nedenini belirleme yeteneğine sahiptir (54). Görülen çeşitli omurilik yaralanmaları arasında hemorajik kontüzyon, hemorajik olmayan kontüzyon, epidural hematomla kompresyon, kemik parçası veya fıtıklaşmış disk materyali ve kordonun tam olarak kesilmesi yer alır (55). Spinal hematomlardan

epidural yerleşimli olanlar en yaygın olanlarıdır. Hematomun preoperatif tanısall lokalizasyonu, özellikle epidural ve subdural hematomların bir arada bulunmasıyla komplike olan vakalarda, dura veya araknoidi açma ihtiyacı konusunda cerrahı bilgilendirir. MR görüntüleme ayrıca prognostik de yardımcı olur. Nörolojik iyileşme, hemorajik kontüzyonu veya kord kesisi olan hastalarda, basit kord ödemi veya hemorajik olmayan kontüzyonu olan hastalara göre genellikle zayıftır (56, 57).



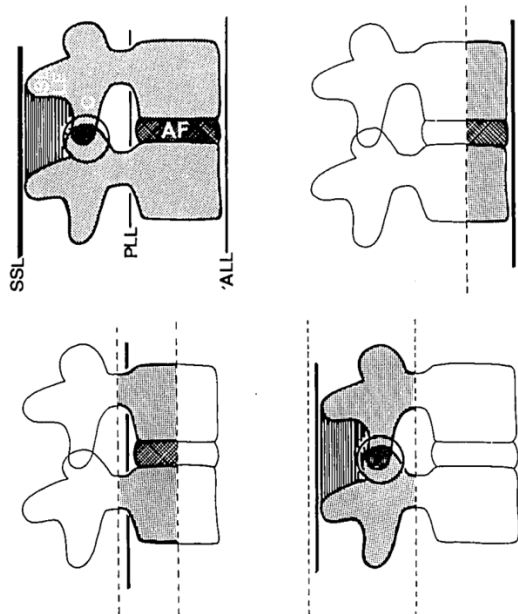
Şekil-14: Omurganın manyetik rezonans anatomisi. T2 ağırlıklı sagittal manyetik rezonans (MR) görüntüsü (A) ve T2 ağırlıklı aksiyal MR görüntüsü (B). İşaretli oklar; ligamentum flavum (beyaz ok), interspinöz bağ (sarı ok) supraspinöz bağ (kırmızı ok), spinöz proces (yeşil ok) lamina (turuncu ok) arka bağ kompleksini göstermektedir (53).

2.4. Torakolomber Sınıflandırma Sistemleri ve Tarihçesi

Watson-Jones Sınıflaması Torakolomber kırıklar morfolojik özelliklerine göre ilk kez 1938 tarihinde Watson-Jones tarafından; basit kama kırıkları, devamlılık gösteren kırıklar ve kırıklı çıkıklar olarak üç grupta sınıflandırılmıştır (58).

Radyolojik bulgular ve 2 kolon teorisine dayanan ilk modern sınıflandırma 1963 yılında Holdsworth tarafından yapılmıştır (59). Temel olarak fleksiyon, fleksiyon rotasyon, ekstansiyon ve kompresyondan oluşan 4 primer tip zedelenme mekanizması tariflemiştir. Bu tanımlama daha sonra stabil ve instabil kırıklar olarak revize edilmiştir. 1970 yılında Holdsworth patlama kırığını arka duvarın hasarlandığı kompresyon kırığı olarak tanımlamış ve ilk mekanik sınıflamayı önermiştir.

1983'te Denis, torakolomber yaralanmaları olan 412 hastayı temel alan bir omurga sınıflandırma sistemi tanımlamıştır. Torakolomber omurganın bu klasik yapısal tanımını omurgayı 3 kolona ayırır: anterior kolon (anterior longitudinal ligamentten omur gövdesinin anterior üçte ikisine kadar), orta kolon (omur gövdesinin arka üçte birlik kısmından ve intervertebral diskten arka uzunlamasına bağ boyunca) ve posterior kolon (posterior longitudinal ligamentin arkasındaki tüm yapılar) (60,61).



Şekil-15: Denis'in 1983 yılında tanımladığı 3 kolon teorisi; Orijinal makaleden (60)

Denis sınıflaması patlama kırıklarını, vertebra gövdesinin aksenal yük altında hem ön hem de orta kolonun bozulması olarak tanımlamıştır (60). Açıklanan yaralanma mekanizması, sıkı aksenal kompresyondan, anterior veya lateral fleksiyon bileşeni ile aksenal kompresyona kadar değişmektedir. Torakolomber kırıkları temelde majör ve minör kırıklar olarak ikiye ayrılmaktadır. Majör kırıklar ise çökme kırıkları, burst kırıkları, emniyet kemeri tipi yaralanmalar ve kırıklı çıkıklar olarak 4 alt gruba ayrılmıştır. Daha sonra her bir kırık tipini toplam 16 alt tipe ayırmıştır (Tablo-2).

Denis'e göre omurga kırıkları ve alt tipleri sınıflaması	
Kompresyon Kırığı	
Tip A	Anterior kolon koronal split kırık
Tip B	Anterior kolon superior uç plak kırığı
Tip C	Anterior kolon inferior uç plak kırığı
Tip D	Uç plakların sağlam olduğu anterior korteks kırığı
Burst	
Tip A	Her iki uç plak ve arka duvarı içeren kırık
Tip B	Superior uç plak ve arka duvarı içeren kırık
Tip C	İnferior uç plak ve arka duvarı içeren kırık
Tip D	Rotasyonun eşlik ettiği burst kırığı
Tip E	Her iki uç plak ve arka duvarı içeren lateral burst kırığı
Emniyet kemeri tipi	
Tip A	Tek seviyeli osseöz yaralanma
Tip B	Tek seviyeli ligamentöz yaralanma
Tip C	Orta kolonun osseöz tutulumun olduğu iki seviyeli yaralanma
Tip D	Orta kolonun ligamentöz tutulumun olduğu iki seviyeli yaralanma
Kırıklı-çıkık	
Tip A	Rotasyon ve fleksiyon
Tip B	Makaslama yaralanması
Tip C	Fleksiyon-distraksiyon yaralanması

Tablo-2: Denis'e göre omurga kırıkları sınıflaması ve alt tipleri

Denis'in sınıflaması sonrası aynı yıl McAfee bilgisayarlı tomografi (BT) incelemeleri sonrası aksiyel yüklenme, aksiyel distraksiyon ve translasyondan oluşan 3 tip travma tanımlamıştır (62). PLK bütünlüğünün instabilitedeki önemine vurgu yapan 3 kolon temelli bir sınıflamadır. Buna bağlı olarak; kama kompresyon, stabil patlama kırığı, instabil patlama kırığı, şans (chance) kırığı, fleksiyon-distraksiyon, translasyon kırıklarından oluşan 6 tip klinik kırık mevcuttur (Tablo-3).

McAfee sınıflaması	
1	Kama-kompresyon kırıkları: Anterior kolon izole kırığı, stabil
2	Stabil burst kırıklar: Posterior elemanlarda bütünlük kaybı olmadan kompresyon etkisi ile anterior ve orta kolon kırığı, stabil
3	Unstabil burst kırıklar: Posterior kolon etkilenmesi ile birlikte kompresyon etkisi ile anterior ve orta kolon kırığı, instabil
4	Fleksiyon distraksiyon yaralanmaları: Anterior kolona kompresyon etkisi ile orta ve posterior kolonda gerilme
5	Şans kırıkları: Anterior longitudinal ligamana fleksiyon etkisi ile vertebra korpusunda horizontal avulsiyon yaralanması
6	Translasyonel kırıklar: 3 kolonun da kırılması ile nöral kanalın bütünlüğünün bozulması, instabil

Tablo-3: McAfee sınıflaması

Denis ve Mc Afee sınıflamaları arasındaki en önemli fark, patlama kırıklarının Denis tarafından orta kolonu tuttuğu için instabil, McAfee tarafından ise posterior kolon lezyonu olmadığı için stabil kabul edilmesidir. Mc Afee'ye göre unstabil kırıklar ise; ilerleyici nörolojik defisit varlığı, %50'den fazla yükseklik kaybı, faset eklem subluksasyonu ve inkomplet nörolojik defisit ile birlikte BT'de kanal içi parça varlığında düşünülmektedir. Bu sınıflamada posterior elemanlardaki hasar burst fraktürünün stabilitesini belirler. Bu sınıflamalar, 2 bitişik sütunu içeren bir yaralanmanın kararsız kabul edildiği basit bir sınıflandırma sistemidir; bununla birlikte, spinal stabilite anlayışımız ve mevcut çok sayıda tedavi seçeneği geliştikçe, basitliği, özellikle birçoğu ameliyatsız olarak tedavi edilebilen torakolomber patlama kırıkları durumunda, ameliyatlı ve ameliyatsız tedaviye ilişkin rehberlik sağlamasını engellemiştir (63,64).

1994'te Mager ve arkadaşları torakolomber kırıkların hiyerarşik bir sınıflandırmasını sunarak yaralanmaları mekanizmalarına ve takip eden patomorfolojilerine göre 3 tipe ayırdı. Bugünkü AO sınıflamasının temelini oluşturan bu sınıflamada her kırık 3 ana yaralanma türünden birinde sınıflandırılır: kompresyon (A tipi), distraksiyon (B tipi) veya rotasyonel (C tipi) (65). Bu sistem içinde kırıklar, kırığın spesifik morfolojik özelliklerine göre sayısal gruplara ayrıldı; öyle ki, artan kırık tipi (A→B→C) ve alt tipi (sayısal), artan yaralanma şiddetini ifade etmektedir. Bu sistem, Denis'in stabilite kavramının üç sütununa dayanmasına rağmen, 53 alt tipe sahip olması nedeniyle birçok cerrah tarafından aşırı karmaşık olarak görülmekte, sonuç olarak gözlemciler arasında tatmin edici olmayan bir güvenilirlik sağlaması nedeniyle herhangi bir nesnel tedavi algoritmasına dahil edilmesi zorlaşmaktadır. (60,66)

Torakolomber kırıkların karmaşık morfolojik özelliklerini ve genel omurga stabilitesindeki etkilerini birleştirme girişiminde 2005 yılında TLICS (Thoracolumbar Injury Classification and Severity Score) tanıtıldı (67). TLICS, omurga travması uzmanlarının iletişimde ve klinik karar vermede önemli gördüğü bilgilere dayanmaktadır. TLICS sistemi, üç ana yaralanma özelliğine odaklanır: kırık morfolojisi, posterior ligamentöz kompleksin bütünlüğü ve hastanın nörolojik durumu. Her bir yaralanma özelliği, sayısal değerlere sahip alt gruplara ayrılmıştır. Bu, yaralanma şiddetinin ve omurga stabilitesi üzerindeki etkilerinin objektif bir değerlendirmesini sağlar. Her kategori için 1 ile 4 puan atanır ve puanların toplamı, yaralanma şiddetini belirlemek ve tedavi önerilerini yönlendirmek için kullanılır (Tablo-4). 3 puan veya daha az alan yaralanmalar genellikle non-operatif tedaviyi gösterirken, 5 puan veya daha fazla alan yaralanmalar cerrahi bir yaklaşım gerektirdiğini gösterir. 4 puan alan yaralanmalar ise tedavi kararını cerrah ve ekibine bırakır. Bu sınıflandırma sistemi, torakolomber patlama kırıklarının yönetiminde cerrahi karar vermeye yardımcı olur ve tedaviye rehberlik eder. TLICS sistemi, yaralanmanın ciddiyetini değerlendirme ve tedavi seçeneklerini belirleme konusunda güvenli ve tutarlı bir yaklaşım sunar.

Torakolomber Yaralanma Sınıflandırması ve Yaralanma Şiddet Skoru		
Kategori	Parametre	Puan
Morfolojik özellikler	Kompresyon kırığı	1
	Patlama kırığı	2
	Translasyonel veya rotasyonel zedelenme	3
	Distraksiyon zedelenmeleri	4
Posterior Ligamentöz Yapının bütünlüğü	Bütünlük sağlam	0
	Şüpheli zedelenme	2
	Aşıkaz zedelenme	3
Nörolojik tablo	Defisit yok	0
	Sinir kökü zedelenmesi	1
	Kord/ konus yaralanması (komplet)	2
	Kord/ konus yaralanması (inkomplet)	3
	Kauda Equina yaralanması	3

Tablo-4: Torakolomber Yaralanma Sınıflandırması ve Yaralanma Şiddet Skoru

Torakolomber kırıkların TLICS skorlaması ile tedavi planlamasında tespit edilen aksaklıkları gidermek amacı ile 2015 yılında Park ve arkadaşları, mevcut TLICS sınıflamasını özellikle PLK hasarı ve her tip kompresyon ve patlama kırıkları için yeterince kapsayıcı ve güvenilir olmadığı savından yola çıkarak modifiye etmişlerdir (68). Bu yeni sınıflamada kompresyon ve burst kırıkları çökme miktarı ve kanal daralma miktarına göre yeniden puanlandırılmış, ayrıca posterior ligament kompleks hasarı, yumuşak doku ve kemik dokuda görülen tutulum artışına göre farklı puanlandırılmıştır (Tablo-5). TLICS sınıflamasında PLK'nın interspinöz genişleme olmadığı durumlarda intakt kabul edildiğini ancak intakt PLK'da yaygın ödem, kemik yapıda düzensizlikler ve ligamentum flavum ya da duranın bütünlüğünde bozulma olmayacağını ve aynı zamanda MRG'de anormal kontrastlanma izlenmeyeceğini belirterek ek puanlamalar getirmişlerdir. Sonuçta; mTLICS skorlamasının, TLICS skorlamasına göre cerrahi tedavi öngörmede daha kullanışlı olduğunu, tekrar edilebilirliği iyi düzeyde olduğunu bildirmiş ve mTLICS skorlamasının, TLICS skorlamasının hatalarını düzelttiğini öne sürmüşlerdir (69).

Modifiye Torakolomber Yaralanma Sınıflandırması ve Yaralanma Şiddet Skoru		
Değişkenler	Parametre	Puan
Morfolojik özellikler	Kompresyon kırığı, çökme <%50	1
	Kompresyon kırığı, çökme ≥%50	2
	Burst kırığı, çökme < %50 ve spinal stenoz < %50	2
	Burst kırığı, çökme ≥ %50 ve spinal stenoz ≥ %50	3
	Translasyon/rotasyon yaralanması	3
	Distraksiyon	4
Posterior	Sağlam	0
Ligamentöz	Fokal ödem veya MRG'de PLK yumuşak dokusunda artmış tutulum	1
Yapının bütünlüğü	Fokal ödem veya MRG'de faset eklem veya spinöz çıkıntı kemik dokusunda artmış tutulum	2
	PLK devamlılığının kesin bozulması	3
Nörolojik tablo	Sağlam	0
	Sinir kökü hasarı	2
	Kord, konus medullaris tam olmayan yaralanması	3
	Kord, konus medullaris tam yaralanması 2	2
	Kauda Equina yaralanması	3

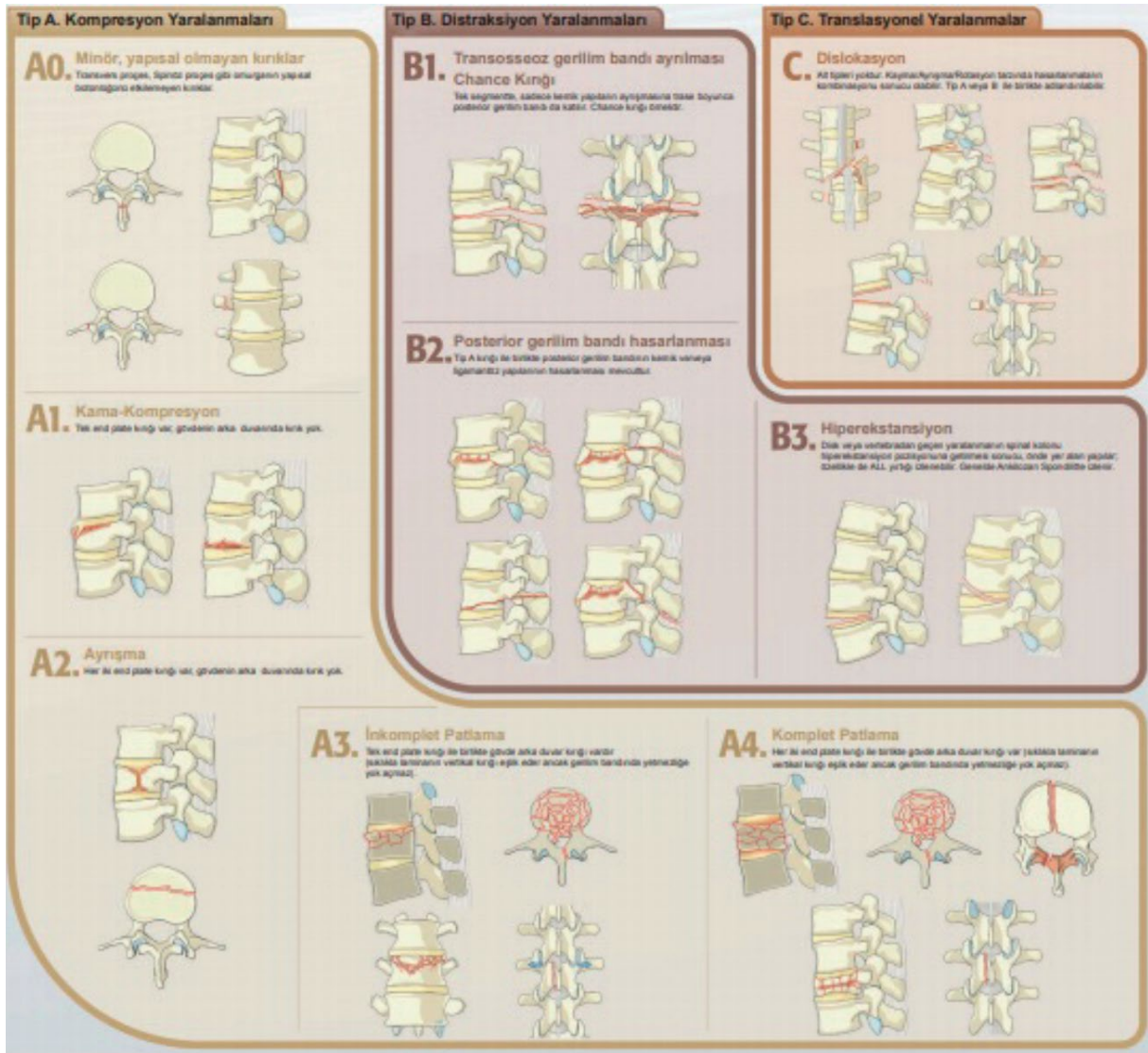
Tablo-5: Modifiye Torakolomber Yaralanma Sınıflandırması ve Yaralanma Şiddet Skoru

TLICS (Thoracolumbar Injury Classification and Severity Score), torakolomber yaralanmalar için objektif klinik karar vermeye yardımcı olan bir sınıflandırma sistemidir. Ancak, bu sistem manyetik rezonans görüntülemeye (MRG) dayandığı için PLC bütünlüğünün belirlenmesi için eleştirilmiştir (70,71). Ayrıca TLICS bölgesel girdilere dayandığından dünya çapındaki tedavi önerilerini tam olarak temsil etmeyebilir.

Son zamanlarda, AOSpine Travma Bilgi Forumu adlı akademik omurga cerrahlarından oluşan bir grup, revize edilmiş bir AOSpine yaralanma sınıflandırma sistemi geliştirmekle görevlendirilmiştir (72). Bu cerrahlar, geniş deneyimlerine dayanarak yeni bir torakolomber yaralanma sınıflandırma sistemi oluşturmak için bir süreç kullanarak çalıştılar. Bu süreç, yüzlerce toplantı ve değerlendirme oturumu içermiş ve 750'den fazla omurga travması üzerinde çalışılmıştır. Sonuç olarak, AOSpine TL sistemi geliştirilmiştir (73).

AOSpine TL sistemi, kırığın morfolojik sınıflandırması ve hastanın nörolojik değerlendirmesi ile ilgili hastaya özel faktörleri içerir. Kırıklar içim, hiyerarşik Magerl

morfolojik sınıflandırma sistemini basitleştiren bir torakolomber yaralanma sınıflandırma sistemi geliştirdiler. Tip A (kompresyon yaralanmaları), Tip B (dislokasyon/rotasyon olmaksızın posterior veya anterior komplekslerin hasarlanması), ve Tip C (dislokasyon/rotasyon ile birlikte tüm komplekslerin hasarlanması) olmak üzere üç farklı morfolojiye ayrılır (Şekil-16). Nörolojik değerlendirme basitleştirilmiş ve hasta durumunu yansıtacak şekilde güncellenmiştir. Yeni hasta modifiye edicileri olan M1 ve M2, cerrahın tedavi kararına yardımcı olmak için kullanılır. M1, PLC'de belirsiz hasara sahip kırıkları tanımlamak için kullanılırken, M2 hastaya özgü komorbiditeyi (ankiozan spondilit, osteopeni/osteoporoz, romatolojik durumlar, yanıklar, vb) belirtmek için kullanılır. Her kategori için puan sistemi oluşturulmuş olup, 3 veya daha düşük bir toplam puan ameliyatsız tedaviyi önerirken, 6 veya daha fazla bir puan operatif müdahaleyi önerir. 4 veya 5 puan "belirsizdir" ve karar verme işlemi tedavi eden cerrahın takdirine bırakılmıştır (Tablo-6). Bu şekilde, AOSpine TL sistemi TLICS sistemine göre daha gelişmiş bir yaklaşım sunmaktadır.



Şekil-16: AO Spine sınıflamasına göre torakolomber omurga kırıklarının morfolojik özellikleri

“

AOSpine torakolomber yaralanma sınıflandırma skorlaması (TLAOSIS)		
Kırık Morfolojisi		Puan
A0	Omurganın yapısal bütünlüğünü bozmayan yaralanma (spinöz veya transvers çıkıntı kırığı)	0
A1	Arka duvarı etkilemeyen tek bir uç plağı tutan kırık	1
A2	Arka duvarı etkilemeyen ve her iki uç plağı tutan kırık	2
A3	Arka duvarı tutan ve tek bir uç plağı tutan kırık (inkomplet burst)	3
A4	Arka duvarı tutan ve her iki uç plağı tutan kırık (komplet burst)	5
B1	Komplet kemiksel tansiyon bandı yaralanması (kemiksel chance kırığı)	5
B2	Posterior tansiyon bandı yaralanması	6
B3	Anterior tansiyon bandı yaralanması	7
C	Vertebral cismin translasyonuna neden olan yaralanma	8
Nörolojik Durum		
N0	Nörolojik yaralanma yok	0
N1	İyileşmiş geçici nörolojik yaralanma	1
N2	Sinir kökü hasarı	2
N3	İnkomplet spinal kord veya kauda ekina sendromu	4
N4	Komplet spinal kord yaralanması	4
Nx	Güvenilir nörolojik muayene mümkün değil	3
Hastaya Özgü Niteleyiciler		
M1	PLK bütünlüğü net değil	1
M2	Hastaya özgü tedaviyi etkileyecek durumlar (örn; ankilozan spondilit)	0

Tablo-6: AOSpine torakolomber yaralanma sınıflandırma skorlaması (TLAOSIS)

TLICS, PLC bütünlüğünü ve hastanın nörolojik durumunu birleştirdiği için övülse de , sınıflandırma sistemi "herkese uyan tek beden" yaklaşımı nedeniyle eleştirilmiştir. Örneğin, patlama kırığı olan nörolojik olarak sağlam hastayla ilgili tartışmalar vardır. TCLIS algoritması uygulandığında, böyle bir hasta 2 puan alır (PLC tutulumu olmadığında) ve bu nedenle ameliyatsız olarak yönetilir. Bununla birlikte, AOSpine sisteminde nörolojik olarak sağlam bir hastada tam patlama kırığı (A4) 5 puan alır ve hastayı belirsiz kategoriye yerleştirerek tedavi eden cerrah tarafından daha yakından değerlendirilmesini sağlar. Geçici bir nörolojik defisit (N1) bildirilmişse, hasta 6 puan alır ve kesin olarak ameliyat kategorisine yerleştirir. Bu

tanımlama önemlidir, çünkü nörolojik olarak intakt torakolomber patlama kırıklarının ameliyat dışı tedavisindeki en büyük endişe, spinal instabiliteye bağlı takiplerde nörolojik defisit gelişimidir. Sonuç olarak, AOSpine sistemi, tam ve tam olmayan patlama kırıkları arasındaki ayrımı yapmanın yanı sıra hastanın nörolojik sorunlarını tanımlayarak cerraha daha fazla bilgi sağlamaktadır. Bu şekilde, nörolojik olarak sağlam hastaların tedavi kararları daha iyi bir şekilde değerlendirilebilmektedir.

Sonuç olarak; günümüzde torakolomber travmaların tedavisinde bölgelere göre cerrahlar arasında değişkenlikler vardır. Bunun bir nedeni de küresel ölçekte kabul edilebilir bir sınıflandırma sisteminin yokluğudur. Geçmişteki sınıflandırma sistemleri, iki veya üç kolon stabilite, yaralanma mekanizması veya özgül kemiksel yaralanma tipine dayanmaktaydı. Daha yakın tarihteki sınıflandırmalar, yaralanmanın morfolojisini, PLK bütünlüğünü ve hastanın nörolojik durumunu da değerlendirmektedir. En son olarak yapılan TLAOSIS sınıflandırmasında ise; spinal kolonun morfolojik yapısı, yetmezlik modelleri, nörolojik durum ve tedavi niteleyicileri gibi klinik özellikler dikkate alınmaktadır. Gözlemciler arası ve gözlemciler içi güvenilirliği birçok çalışmada ispatlanan TLAOSIS sınıflandırması, cerrahlar arası iletişim, tedavi planlaması ve akademik amaçlar için kullanılabilir.

2.5. Torakolomber Vertebra Kırıklarında Tedavi Yönetimi

Omurga travması sonrası gelişen kırıklar en sık torakolomber bileşke (T10-L2) bölgesinde görülür (74). Torakolomber vertebra kırıkları yüksek enerjili travmalarda yaygındır ve sıklıkla diğer organ yaralanmaları da eşlik eder. Torakolomber bölge kırıkları hafif sırt ağrısından felç, deformite, fonksiyon kaybı gibi yıkıcı sekillere neden olabilir (74-76). Bu sebeplerden dolayı uygun tedavi yönetimi çok önemlidir. Omurga Travması Çalışma Grubu torakolomber yaralanmanın optimal tedavi yaklaşımının seçiminde önemli bir rol oynayan biyomekanik özellikleri göz önünde bulundurmakla birlikte, üç ana yaralanma özelliğini en önemli olarak belirlemiş ve bunların büyük ölçüde birbirinden bağımsız olduğunu tespit etmiştir. Bu özellikler; yaralanma morfolojisi, nörolojik durum ve posterior bağ kompleksinin bütünlüğüdür (77). Mevcut özellikler TLAOSIS felsefesini de oluşturmakta olup, TLAOSIS skoru 4'ün altındaki olgularda cerrahi dışı tedavi, 5'in üzerindeki olgularda erken cerrahi tedavi önerilmektedir. Toplam TLAOSIS skoru 4 ve 5 puan olanlar hastalar için ise kişiselleştirilmiş karar alınması önerilmiş ve karar alırken cerrahın ve hastanın değişkenlerinin göz önüne alınması sonrasında cerrahi veya cerrahi dışı tedavilerden uygun olanının seçilmesi gerekliliği

belirtilmiştir (78). Posterior bağ ve posterior kolonun sağlam olduğu; anterior kolonda oluşan ve hiperfleksiyona bağlı gelişen kompresyon kırıkları stabil olarak kabul edilir ve genellikle konservatif yöntemlerle tedavi edilirler. Posterior bağ hasarlanması ile birlikte posterior kolon ve orta kolonu içine alan; nörolojik defisite yol açan kırıklar instabil olarak kabul edilip genellikle cerrahi olarak tedavi edilir. Torakolomber bölge kırıklarında cerrahi veya konservatif tedavinin üstünlüğü konusunda kesin görüş birliği yoktur (79-83). Bu nedenle, bu nispeten yaygın sorunla karşılaşıldığında en etkili tedavi seçeneklerinin farkında olmak tedavi eden doktorun görevidir (84).

2.5.1.Torakolomber Vertebra Kırıklarında Konservatif Tedavi Yöntemleri

Stabil torakolomber omurga kırıklarının tedavisinde konservatif yöntemlerin kullanılması gerektiği konusunda birçok yazar tarafından fikir birliği bulunmaktadır. Nörolojik defisit olmayan stabil kırıklar, Denis'in sınıflamasındaki minör vertebra kırıkları, vertebra cisim yükseklik kaybının % 50'den az olduğu kırıklar, sagittal indeksi 20'nin altındaki kompresyon tipi kırıkları, santral osteoporotik kırıklar, vertebra arkusu sağlam ve potansiyel nörolojik defisit riski olmayan burst kırıkları, cerrahi kontrendikasyon (girişim yapılacak bölgede yanık ya da cilt hasarı; hemodinamik instabilite, ciddi kafa yaralanması, aktif sepsis, eşlik eden ciddi hastalıklar) durumları konservatif tedavi endikasyonlarını oluşturur (85).

Konservatif tedaviler yatak istirahati, fizyoterapi, spinal korseler ve alçıyla ilişkili kapalı redüksiyonu kapsar; ancak literatürde daha iyi bir konservatif tedavi olduğuna dair kanıt yoktur (86). Şu anda korse, ameliyattan sonra bile torakolomber kırığın konservatif tedavisinin temel bir parçasıdır. Korse kullanımının torakolomber kırık üzerine etkileri konusunda bazı çalışmalar olmasına rağmen, korse kullanımının hastalara faydasının olup olmadığı tartışmalıdır. Osteoporotik kompresyon kırıklarının tedavisinde de korsenin rolünü belirlemek için daha ileri çalışmalara ihtiyaç vardır (87-90). Korseler, kırık vertebrayı stabilize etmeye, ağrıyı gidermeye ve disk içi basıncı azaltmaya yardımcı olur (91). Ayrıca vertebra kırığı olan hastaların hastaneye yatış süresini azaltmaya da yardımcı olurlar. Ayrıca bu durum için uygun maliyetli bir müdahale olduğu bildirilmiştir. Ancak korse kullanımının vertebral kolonu stabilize etmede, kırıkla ilişkili deformiteleri azaltmada ve ağrıyı azaltmada etkili bir yöntem olduğu hâlen tartışmalıdır (92-94). Spinal korse kullanımının mobilizasyon aşamasında subjektif semptomları azalttığı gösterilmiştir, ancak kifotik deformiteyi önlemede anlamlı bir etkisi olmamıştır (92,95).

2.5.1.1. Spinal Ortez-Korse Uygulamalar

Spinal ortezler genellikle deformiteyi düzeltmek ve önlemek, vertebra segmentlerindeki aksiyel yüklenmeyi azaltarak stabilizasyonu sağlamak, ağrıyı azaltmak, hareketi ve fonksiyonu kısıtlamak amaçlı kullanılırlar. Kuvvetlerden iki tanesi bir yönden, bir tanesi de bunlara zıt yönden olacak şekilde 3 nokta prensibi vardır. Buradaki temel amaç immobilizasyon sağlamak ve desteklemektir.

Torakal ortezler pelvis ve omuzlar arasında fiksasyon ile torakal bölgeyi kısıtlar. Gövde ve intervertebral hareketi kısıtlar, omurgayı destekler. İntervertebral diskler üzerine ve vertebralar üzerine düşen yükü azaltır. Abdominal kompresyon ile lomber lordozu azaltır. Hangi amaç için kullanılırsa kullanılsın, hangi malzemeden üretilirse üretilsin spinal ortezlerin temelini pelvik bantlar veya pelvik korseler oluşturur.

Korse, özellikle yaşlı popülasyonda risksiz değildir. Korsenin sert dokusundan kaynaklanan bası yaraları, dekübit ülserlerine ve ardından yumuşak doku enfeksiyonlarına neden olabilir. Bu nedenle, korse işlemi sınırlı bir süre için yapılmalı ve hastalar aşağıda belirtilen komplikasyonlardan herhangi biri için sürekli olarak izlenmelidir.

Torakolomber Çelik Balenli Bez Korse: Vertebra kırıkları, kifoz, postoperatif immobilizasyon amaçlı kullanılır. Tekstil ile çelik balen karması olan çoğunlukla fabrikasyon ürünlerdir. Ayarlanabilir ortezler olup kişinin vücut yapısına göre ayarlanmalıdır (Şekil-17).

CASH (Cruciform Anterior Spinal Hiperekstansiyon) Korsesi: Abdominal kompresyon olmadan 3 nokta basınç sistemini kullanır. Kompresyon fraktürlerinde kullanılır. Önde sternum üstü, altta pubis, arkada sırt ortası petler mevcuttur. Hafif ancak kullanımı zordur. Uçlarında pedleri bulunan artı (cruciform) şeklindeki tek bir anterior metal çerçeveden oluşur. Giyip çıkarma Jewett korseden daha kolaydır (Şekil-18).



Şekil-17: Torakolomber Çelik Balenli Bez Korse



Şekil-18: CASH Korsesi

Jewett Hiperekstansiyon Korsesi: Fleksiyonu önlemek için dizayn edilmiştir. Osteoporoz ve anterior kompresyon kırığı tedavilerinde kullanılır. Kifoza azaltıcıları saptanmamıştır. Stabil olmayan kırıklarda önerilmez. Metal bir anterior ve lateral çerçeveden oluşur. Çerçevelere bağlı iki lateral, bir sternal, bir suprapubik, bir posterior torakolomber ped bulunur. Torakal bölge vertebra travmalarında fleksiyon-ekstansiyon hareketlerinin 3 nokta prensibine göre sternum, pubis, abdominal ve dorsalden torakolomber destekle orta derecede kontrol eder. Hazır malzeme de olsa kişiye özel ayarlanması gereken ortezlerdir. Kifoz gibi omurganın sagittal deformasyonlarında kullanılır (Şekil-19).



Şekil-19: Jewett Hiperekstansiyon Korsesi

Cowhorn Torakolomber Sakral Ortez (TLSO): İnterskapular bandın öne ve yukarıya uzanması ve eklenen subklavikular pedler dışında Taylor-Knight korsesine benzer. Torakal ve üst lomber omurgada gövde rotasyonu ve fleksiyonu kısıtlar (Şekil-20).

Steindler Ortez: Arthur Steindler tarafından geliştirilen ve spinal kolonun tam immobilizasyonunu sağlayan bir TLSO'dur. Çift pelvik bant üzerine inşa edilen ortezin bir çift paravertebral, bir çift midaksiller ve bir çift parasternal dikine çelik çubuğu bulunur. Paravertebral çubuklar spina skapulalar altında uzanan transvers çubukla birleşir. Paravertebral çubukları kesen, spina skapulalar altında uzanan transvers çubuk anteriorda klavikulaların 3 cm altında sona erer ve yönleri larinkse doğrudur. Torakal vertebraları ilgilendiren travmatik, enfeksiyöz veya tümoral nedenli lezyonlarda; postoperatif füzyon, kifoz, kompresyon kırığı, osteoporoz, burst kırığı, spinal stenoz, laminektomi sonrasında kullanılan ve vertebral kolonu tam immobilize edici bu ortezlerle gövde hareketleri tümüyle kısıtlanır (Şekil-21).



Şekil-20. Cowhorn TLSO



Şekil-21. Steindler Ortez

Torakolomber Sakral Ortez (TLSO): Omurgadaki kırıklarda, vücudu saran omurga hareketlerini kısıtlayan ortezlerdir. Lomber ve torakolomber travmalarda, postop dönemde gövdenin fleksiyon, ekstansiyon, lateral eğilimi, tam kontrolünü ve immobilizasyonunu sağlar. En sık kullanılan tipi Boston korsesidir. Kolaltı korse olarak da adlandırılır. Lomber veya torakolomber bileşkesindeki skolyotik eğriliklerde kullanılırlar. Tamamıyla plastikten üretilir ve hastanın vücuduna tam olarak oturacak şekilde kişiye özel üretilir. Elbisenin altına giyilebilir ve genelde fark edilmez (Şekil 22).



Şekil-22. Torakolomber Sakral Ortez (TLSO)

2.5.1.2. Fizyoterapi ve Manuel Terapi

Vertebra kırığı olan hastalarda primer tedaviye ek olarak uygulanabilir. Osteoporotik hastalarda yapılan bir çalışmada kırık komplikasyon oranını ve ağrıyı önemli ölçüde azalttığı belirtilmiştir (96). Uygulanan izometrik egzersizler kas boyutunda bir artışa neden olmaktadır. Manuel terapi, sıcak ve soğuk gibi fizik tedavi uygulamaları, ultrason, elektroterapi ve manyetik alan gibi alternatif tedavi türleri, akupunktur ile ilgili kanıta dayalı yeterli çalışma mevcut değildir.

2.5.1.3. Kapalı Redüksiyon ve Vücut Alçılması

1932 yılında Böhler, ilk kez ekstansiyon alçısı ile vertebra kırıklarının tedavisini önerdi (97,98). Kapalı redüksiyon ve alçılama, spinal kord tutulumu olmayan seçilmiş torakolomber kırıklarda güvenilir bir tedavi seçeneği olabilir.

2.5.1.4. Farmakoterapi

Çok az kanıt vardır. Torakolomber kırıklarda uygulanan tedavi yönteminden bağımsız olarak zamanla ağrı azalma beklenir (99)

- Non opioid ilaçlar

Non Steroid Antiinflatuvar İlaçlar (NSAİ), Coxibler (COX-2 selektif inhibitörler) kullanılabilir. Hasta yaşı, eşlik eden hastalıklar, kontrendikasyonlar dikkate alınmalıdır. Kontrendikasyon yoksa ağrı kontrolü amaçlı kullanılabilirler.

- Opioidler; Şiddetli ağrısı olan veya tedaviye yetersiz yanıt veren hastalarda zayıf opioid analjezikler (tramadol, tilidin/nalokson) kullanılabilir. Bağımlılık riskine ve baş dönmesi yan etkisi ile birlikte düşme riskinde artışa dikkat etmek gerekir. Kalıcı veya artan şiddetli hastalarda güçlü opioidlerin kullanımı düşünülebilir.
- Kas Gevşeticiler Diğer analjeziklerle kombinasyon halinde kullanılabilir.

2.5.2. Torakolomber Vertebra Kırıklarında Cerrahi Tedavi Yöntemleri

2.5.2.1 Torakolomber Bileşke Kırıklarında Açık Cerrahi Tedavi

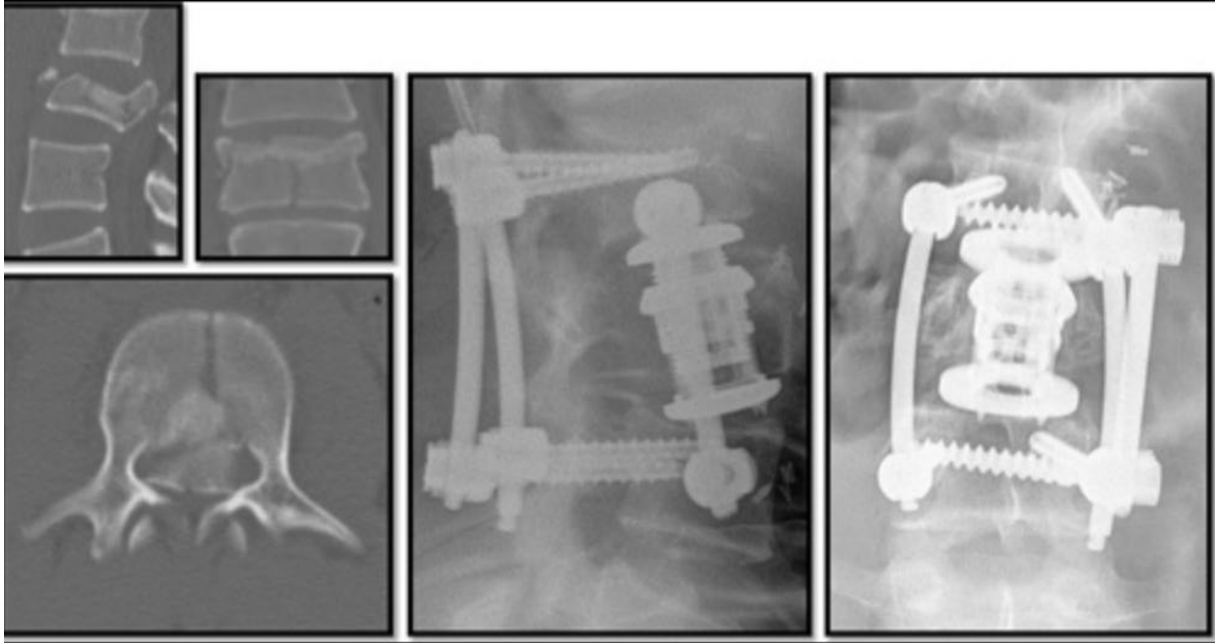
Cerrahi tedavide; Torakolomber Vertebra Kırıklarında cerrahi seçenekler posterior, anterior ve anterioposterior olarak üç grupta incelenebilir.

Anterior yaklaşım: Hastalarda posterior dekompresyonla yeterince dekompresyon sağlanamıyorsa ve posterior enstrumantasyonun yetersiz kalacağı düşünülen durumlarda bu yaklaşım tercih edilebilir. Bu yaklaşım göreceli zor olup ciddi tecrübe gerektirmektedir. Anterior yaklaşım ön kolonun stabilizasyonunda ve spinal kordun dekompresyonunda oldukça başarılı bir yöntemdir (100). McDonough ve ark. anterior korpektomi ve plak uygulaması ile füzyon yapılan hastaların sonuçlarının başarılı olduğunu yayınlamışlardır (101). Bazı çalışmalarda anterior yaklaşımın deformiteyi daha iyi düzelttiği ve stabilitenin sağlanmasında daha iyi olduğu bildirilmiştir (102). Anterior yaklaşımdan sonra hastanın uzun süre torakolomber ortez kullanması gerekmektedir. Fakat komşu organ zedelenme sıklığı, multidisipliner ekip gerekebileceği ve diğer komplikasyonların görülme oranı daha fazla olduğundan pek tercih edilmez (103).

Posterior yaklaşım: Son yıllarda implant teknolojisi ilerlediğinden genelde tercih edilen yaklaşımdır ve 360 derece dekompresyon imkânı sağlamaktadır. Posterior enstumentasyon sonrası total laminektomi ile dekompresyon ve ligamentotaksi ile korpusun kırık parçasının korda bası yapan kısımları yerine yerleştirilebilir. Aynı zamanda posterior kolon rezeksiyonu ile kırık parça posteriolateralinden çıkartılabilir ve yeterli dekompresyon imkânı sağlanır (104).

Anterior posterior (kombine) yaklaşım: Vertebranın ön ve arka kolon stabilizasyonunun sağlanmasında, sagittal ve koronal dengenin sağlanmasında ve uzun dönem füzyon açısından başarılı bir yöntemdir (105) (Şekil-23). Bazı biyomekanik çalışmalarda torakolomber vertebra

kırıklarında anterior stabilizasyonun yetersiz kaldığı ve posterior stabilizasyon ile desteklenmesi gerektiği belirtilmiştir (106). Fakat bu yaklaşımın da pür anterior yaklaşım gibi komplikasyon oranının fazla olduğu görülmektedir (107). Bazı yayınlarda torakoskopik yaklaşımla anterior dekompresyon ve füzyonla beraber posterior stabilizasyonun komplikasyon oranının daha az olduğu ve yüksek oranda kemik füzyon sağladığı bildirilmektedir (107). Literatürde kombine yaklaşımda posterior yaklaşıma göre daha fazla komplikasyonla karşılaşılacağı bildirilmiştir (108).



Şekil-23 Posterior ligamentöz kompleksin (A4 M1) bozulması ile tam bir patlama kırığının bilgisayarlı tomografi taraması ve ayrıca postoperatif düz film radyografileri. Bu kırık, en az 6 AOSIS skoru alır ve operatif olarak tedavi edilir. Önemli ön ve orta kolon tutulumu göz önüne alındığında, çevresel dekompresyon ve kifotik deformiteye karşı ek destek sağlamak için kombine bir ön-arka yaklaşım uygulanan hasta vaka örneği görülmektedir.

2.5.2.1.1. Torakolomber Vertebra Kırıklarında Cerrahi Tedavisinde Posterior Yaklaşım Tekniği ve Segment Seçimi

Günümüzde posterior yaklaşımda, birçok omurga cerrahı sıklıkla kullandığı ve aşına olduğu yöntem olan transpediküler vidalama yöntemi kullanılmaktadır. İnterspinöz ve sublaminar telleme, distraksiyon çubuk ve sublaminar kancalar artık oldukça nadir tercih edilen yöntemlerdir. Transpediküler vida ile fiksasyon yönteminde, pedikülden konulan vida segmental fiksasyona izin verir ve üç kolonu da stabilize eder ve spinal dizilimin sağlanması ve

korunmasında etkindir. Ayrıca torakolomber vertebra kırıklarında kifoz gelişme riski olduğundan, kifozun düzeltilmesi nörolojik ve morfolojik iyileşme için önemli bir yöntemdir (109). Postop erken dönemde hasta mobilizasyonunu sağlar. Anterior ve orta kolonda ciddi hasar yoksa füzyon oranı oldukça yüksektir. Füzyon yapılacak segmentin üst ve alt kısımlarında iatrojenik hasarlanmalara neden olmamak için, faset eklem hasarlanmasına özen gösterilmelidir (110).

Posterior yaklaşımda uzun segment veya kısa segment yaklaşımları hâlen tartışmalı bir konudur. Kısa segment pedikül vidası kırık vertebranın bir alt ve bir üst pedikülüne vida yerleştirilmesi demektir. Kısa segment stabilizasyon yöntemi füzyon, fleksiyon ve distraksiyon travmalarında önerilir (103). Kısa segment stabilizasyonda hareketli segmentin fazla olması başlangıçta olumlu sonuçları olsa da bazı araştırmacılar geç dönemde enstrumantasyon yetmezliğinin %20-50 arasında olduğunu bildirmişlerdir (100,111). Uzun segment stabilizasyonda hareketli segment daha azdır; fakat stabilize ve sagittal dengenin korunması sağlanmaktadır (100). AO sınıflamasında, A3 ve B2 tip kırıklarda kırığa kifoplasti, pedikül vidası ve posterior stabilizasyon stabilizeyi daha iyi sağladığını belirten yayınlar mevcuttur (107). Kısa ve uzun segment stabilizasyonun da kırık bölgesine balon kifoplasti uygulamasının segmental kifozu ve omurga gövdesi yüksekliğini eşit derecede düzelttiği bildirilmiştir. Torakolomber vertebra kırıklarında kırık vertebraya pedikül vidası ve kısa segment posterior stabilizasyon ile, uzun segment posterior stabilizasyon arasında radyolojik açıdan benzer sonuçlar bildirilmiştir (112).

2.5.2.2. Torakolomber Vertebra Kırıklarında Perkütan Stabilizasyon

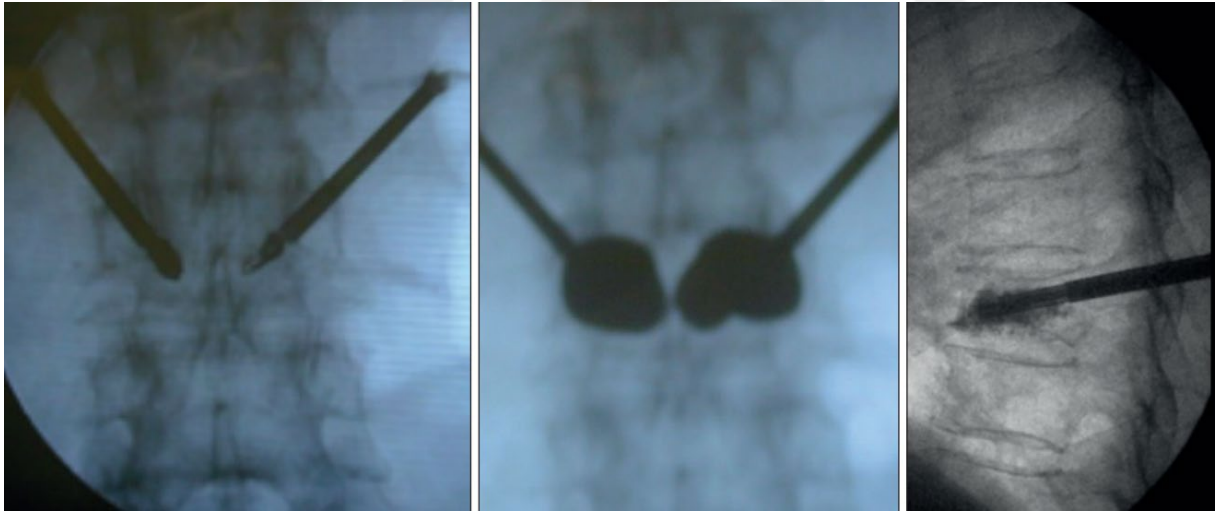
Omurga cerrahisinde son yıllarda minimal invaziv yöntemlerin kullanımı artmıştır. Bu yöntemlerden birisi perkütan pedikül vida-rod sistemi ile enstrumantasyondur (PPVE).

PPVE için en uygun olgular vertebra kırıkları, redüksiyon ve dekompresyon gerektirmeyen kırık olgularıdır. Magerl tip A1, A2, bazı A3 kırıklar ve torakolomber yaralanma ve şiddet (TLICS) skoru <5 olan olgular bu grupta sayılabilir. Subluksasyon ve dislokasyon olmadan posterior longitudinal ligaman (PLL) hasarı olan (bazı Magerl tip B) kırıklar da PPVE ile tedavi edilebilir. Spinal kanalda kemik parça olan ve nörolojik defisiti olan (TLICS skoru>5), belirgin kifozu olan ve sagittal dizilim bozukluğu olan hastalar için PPVE uygun değildir (113,114).

popüler hâle geldi. Her ne kadar ağrı üzerine etkin bir tedavisi olsa da vertebra gövdesini yükseltmede yeterli bir tedavi seçeneği olmayabilir. Ekstravazasyon riski, venöz kanal yoluyla akciğerlere emboli, omuriliğe kaçarak yıkıcı nörolojik komplikasyonlara neden olması; tüm bu sorunlara bir çözüm olarak, 1990' larda vertebra kırığını stabilize etmek ve vertebra yüksekliğini kırık öncesi seviyeye mümkün olduğunca yakın hâle getirmek ve buna bağlı kifotik deformiteyi en aza indirmek amacıyla kifoplasti tanıtıldı. Kifoplasti ise önce omur gövdesi içinde bir balon yerleştirilerek boşluk oluşturulmasını ve ardından bu boşluğun PMMA ile doldurulmasını içerir (117,118).

Bu tedavi yöntemleri, osteoporotik kırıklar, travmatik kırıklar ve ağırlı tümör kırıkları gibi çeşitli durumlar için kullanılabilir. Ancak aktif osteomyelit, düzeltilemez koagülopati ve kemik çimentosuna alerji gibi durumlarda kontrendikedir.

Vertebroplasti ve kifoplasti, transpediküler veya posterolateral yaklaşımla gerçekleştirilir ve çimento enjeksiyonu doğrudan vertebra korpusuna yapılır. Floroskopi, prosedürün güvenli bir şekilde gerçekleştirilmesi için önemli bir rol oynar (Şekil-25).



Şekil-25. İşlem esnasında sement verilirken floroskopi altında PA ve lateral görüntü.

Özetle, vertebroplasti ve kifoplasti, torakolomber bölge kırıklarının tedavisinde minimal invaziv cerrahi seçenekleri olarak kullanılan prosedürlerdir. Bu yöntemler ağrıyı azaltmak, omurga stabilitesini sağlamak ve vertebra yüksekliğini geri kazandırmak amacıyla uygulanır (119). Hastanın durumu ve kırığın özellikleri göz önünde bulundurularak tedavi planlaması yapılmalıdır.

3. MATERYAL VE METHOD

3.1. NUMUNE HAZIRLIĞI VE DENEYSEL KIRIK MODELİNİN OLUŞTURULMASI

İnsan kadavra omurgası, klinik deneylerle karşılaştırılabilir sonuçlar elde etmek için bu çalışmalar için ideal olsa da sınırlı mevcudiyeti, maliyet, enfeksiyon riski ve etik ve dini sorunlar nedeniyle birçok merkezde mümkün olmayabilir (120).

Wilke ve arkadaşları insan ve koyun omurlarını karşılaştırdığı bir çalışmada, torasik ve lomber koyun omurgasının kullanılmasının biyomekanik çalışmalarda faydalı bir model olabileceği sonucuna varmışlardır (121). Koyun omurgasının insan omurgası ile olan benzer özellikleri sebebiyle çalışmamız koyun omurgası ile planlanmıştır. Çalışma kapsamında 21 adet taze koyun kadavrası kullanılmıştır. Kadavraların yaş ortalaması 1 yıl olacak şekilde temin edilmiştir. Örneklerin T10-L5 seviyelerinin bütünlüğü interspinöz ligamentler, faset eklem kapsülleri ve intervertebral diskler korunarak yumuşak dokular disseke edilerek çıkarıldı (Şekil-26). Çalışmada kullanılmış tüm kadavralar, -40°C’de derin dondurucuda muhafaza edilmiştir.



Şekil-26. T10-L5 seviyesinde diseke edilen koyun omurgası

Kırık modeli oluşturma öncesi taze donmuş kadavra omurları derin dondurucudan çıkartıldı. Deneylerden 1 gün önce 12 saat +4°C de ve ardından 12 saat oda sıcaklığında bekletilmiştir. Tüm materyaller hem kırık için tasarlanmış özel cihaza hem de test makinesine uyum için T11 den L3 e kadar T12 – L2 segmentleri pot dışında kalacak şekilde PVC potlara fıkse edilmiştir (şekil 27).



şekil-27: T12-L2 seviyesinde PVC potlarla fıkse edilmiş omurga

Torakolomber bileşke kırıklarında en sık görülen seviye L1 omurga olması bu seviyeyi seçmemizdeki ana referans kaynağımızdır (122-123). Hedeflenen omurda (L1) kırık modeli tüm örneklerde osteotom kullanılarak yapıldı. Standardizasyon amacıyla Sekharappa ve arkadaşlarının bildirdiği yöntem referans alınarak polilaktik asitten (PLA) 3D yazıcı ile hazırlanan bir guide kullanıldı (124) (şekil-28). Üç kesi planlandı. İkiisi anterior-posterior ve üçüncüsü ise st and plate boyunca medio-lateraldi. Guide 2 adet kischner teli ile omurga anterioruna sabitlendi. Kesiler, gövdenin st yarısını ve st end plate'i altı parçaya ayırdı. Anterior-posterior kesiler posterior elemanları bozmadan corpus posterior kortekse doğru uzanıyordu. Medio-lateral kesi ise pedikülleri koruyacak şekilde planlandı.



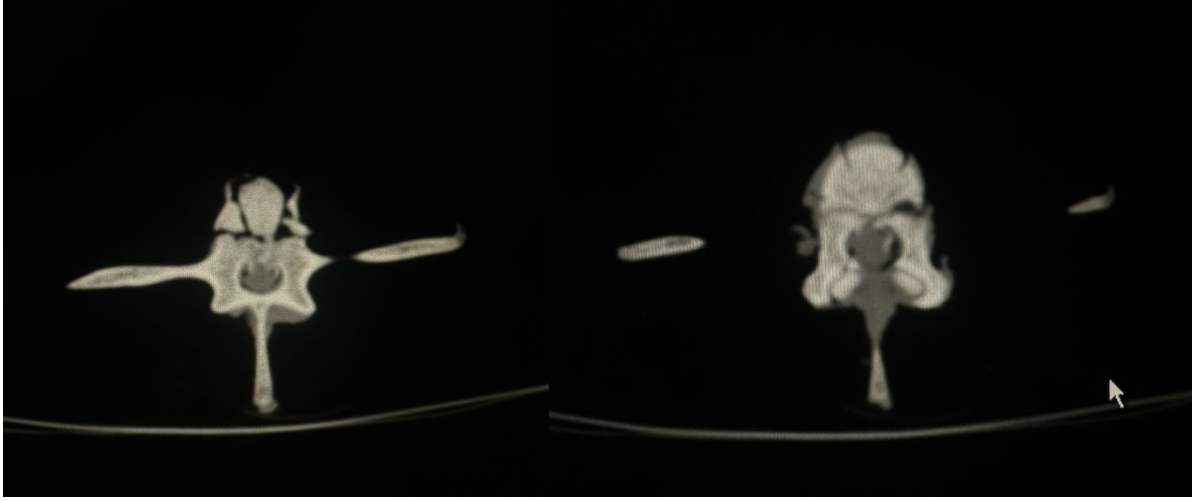
Şekil-28: 3D klavuz eşliğinde gerçekleştirilen osteotomi

Patlama kırığı için ise literatürde koyun omurgası için belirtilmiş bir teknik bulunmamaktadır. İnsan, domuz ve buzağı modelleri için tanımlanan düşen kütle modeli uygulanmıştır (124-131). Her yöntemin kendine göre avantajları ve dezavantajları vardır. Çalışmamızda patlama kırığını oluşturmak için kullanılan cihaz, mevcut malzemeler kullanılarak yerel bir atölyede dizayn edildi. $0,61 \times 0,61$ m ölçülerinde dikdörtgen bir taban ile tabana kaynaklanmış 3,8 cm çapında iki paralel silindirik çubuktan oluşturuldu. Çubuklar, merkezde 3,8 cm çapında başka bir silindirik çubuğun hareketine izin verecek şekilde tasarlandı. Mekanizmanın orta kısmında omurgaya darbe uygulaması için yarım küre şeklinde bir çarpma tertibatı konumlandırılmıştır. Orta kısımdaki çubuk, ağırlığı düşürmek için bir klavuz görevi görecektir. 5 kg'lık bir ağırlığın bu merkezi direk boyunca serbestçe kaymasına izin verildi ve bir çapraz pim yardımıyla 1,2 m yükseklikte tutuldu. (Şekil-29). Sağlam omurga esneklik açısından test edildikten sonra, pim çekilerek düşen kütle

yöntemiyle L1 vertebraasında instabil bir patlama kırığı oluşturuldu. Bir pilot çalışmada kadavraya BT (Bilgisayarlı Tomografi) ekilerek kırık verifiye edildi (şekil-30).



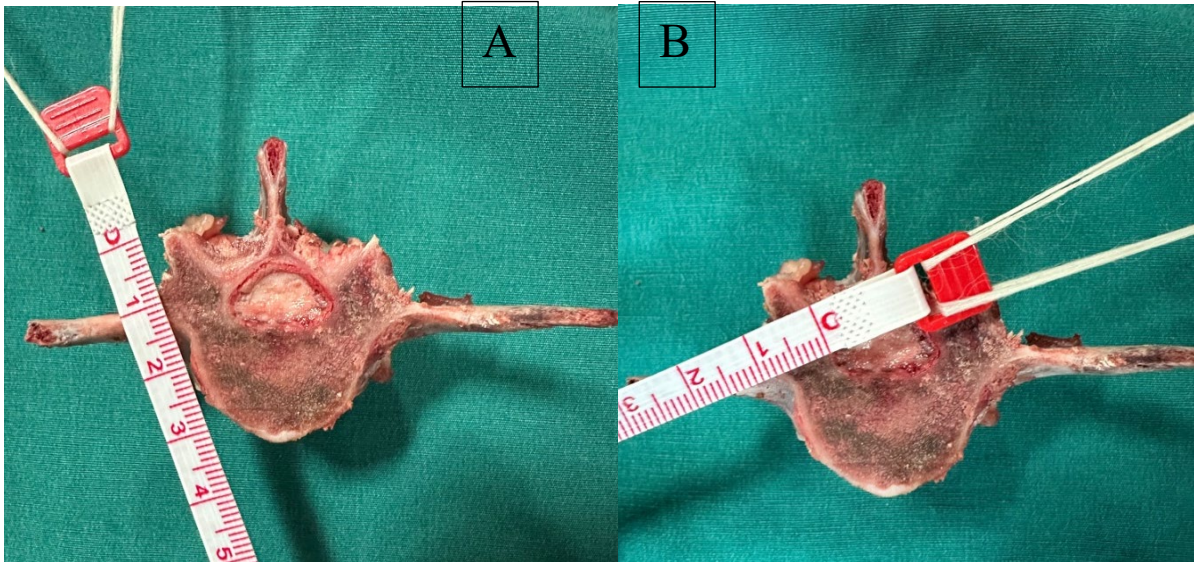
şekil-29: Düşen kütle modeliyle deneysel kırık oluşturma



Şekil-30: L1 seviyesinde oluşturulan deneysel kırık modelinin BT görüntüsü

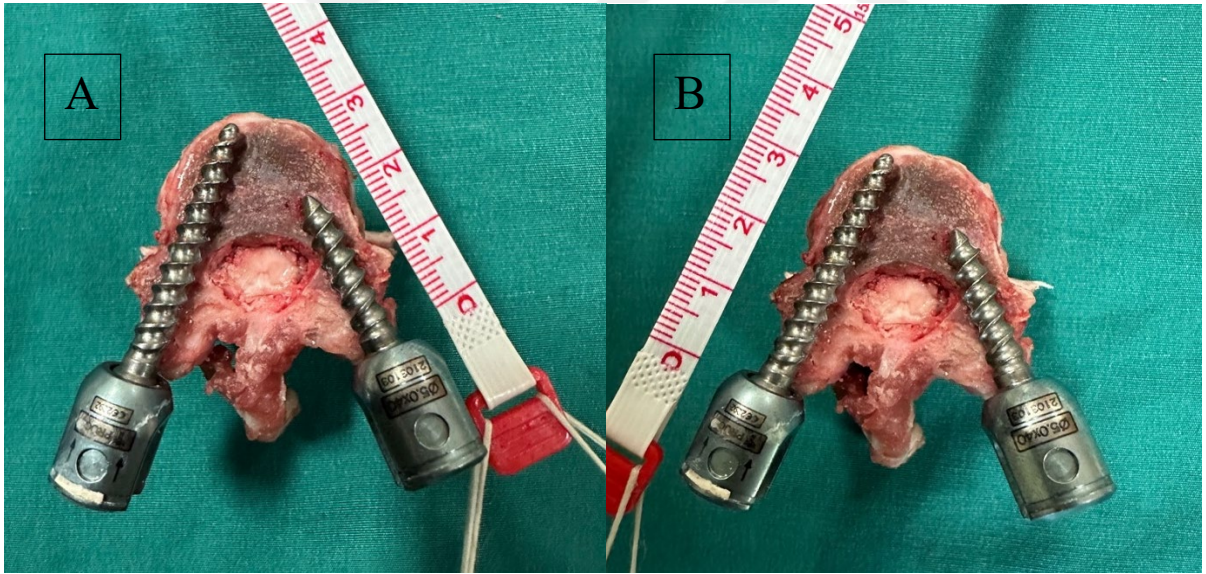
3.2. CERRAHİ TEKNİK

İnstabil L1 kırığı oluşturulduktan sonra tüm omurlar cerrahi işlem öncesi rastgele üç gruba ayrıldılar. İdeal vida çapı ve uzunluğu için bir adet sağlam L1 orta hattan kesilerek ideal pedikül genişliği ve pedikül-corpus uzunluğu ölçüldü. Pedikül genişliği 5 mm, faset eklem ile vertebra anterior korteks uzunluğu 35 mm hesaplandı. Pedikülü geçen ve vertebra korpusunun %50'sinden daha az uzanım gösteren vida boyutu ise 20 mm olarak hesaplandı (Şekil-31).



Şekil-31: Koyun L1 vertebraasında A-Faset eklem ile vertebra anterior korteks uzunluğu 35 mm hesaplandı. Pedikülü geçen ve vertebra korpusunun %50'sinden daha az uzanım gösteren vida boyutu ise 20 mm olarak hesaplandı. B-Pedikül genişliği 5 mm hesaplandı.

Rastgele 3 gruba ayrılan numunelere omurgayı yeniden hizalamak ve stabilize etmek için daha önce tanımlanan Roy-Camille tekniği ile kısa segment posterior segmental enstrumantasyon uygulandı (132-133). Karakoyun ve arkadaşları da koyun omurgasında yapmış olduğu çalışmada pedikül vida çaplarını 5 mm olarak kullanmışlardır (134). Bizim çalışmamızda da tüm gruplarda standardizasyon açısından 5 mm çapında pedikül vidası ve 6 mm çapında rot kullanılması planlanmıştır. Birinci grup, kırığın bir üstündeki omurga ve bir altındaki omurgayı içeren 35 mm uzunlukta, 5 mm çapta 4 vidalı bir yapıydı. İkinci grupta 35 mm uzunlukta, 5 mm çapta 4 vidalı gruba 20 mm uzunlukta ve 5 mm çapta 2 intermediate vida eklenen yapıydı (Şekil-32-A). Üçüncü grupta ise kırık omurgalara 2 ara vidanın daha eklendiği 35 mm uzunlukta, 5 mm çapta 6 vidalı bir yapıydı. Üçüncü grupta intermediate vidalar diğer 4 vida ile aynı uzunlukta ve aynı derinliğe yerleştirildi (Şekil-32-B). Kırık hattına uygulanan vida boyutları 2. grupta vertebra korpus uzunluğunun %50'sinden az, 3. grupta ise vertebra korpus uzunluğunun %70'inden fazla olması dikkate alınmıştır. Vida yerleştirme işlemi sonrası rotlara koyun omurgasına uygun kontur verildi. Tapa vidaları yerleştirilerek enstrumantasyon işlemi tamamlandı.



Şekil-32: A- 2.Grup kısa segment posterior segmental enstrumantasyonda kırık seviyesine 20 mm kısa pedikül vidası kullanılmıştır. B- 3.Grup kısa segment posterior segmental enstrumantasyonda kırık seviyesine 35 mm kısa pedikül vidası kullanılmıştır.

1.Grup: Kısa segment enstrumantasyon kırık seviyesinde vida olmayan grup

2.Grup: Kısa segment enstrumantasyon kırık seviyesinde kısa boy vidalı grup (vertebra korpus uzunluğunun %50'sinden az, 20 mm)

3.Grup: Kısa segment entrumantasyon kırık seviyesinde uzun boy vidalı grup (vertebra korpus uzunluğunun %70'inden fazla, 35 mm)

3.3. BİYOMEKANİK TESTLER

Tüm numunelere biyomekanik testler Dokuz Eylül Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Biyomekanik Anabilim Dalı, Biyomekanik Laboratuvarında gerçekleştirilmiştir.

Tüm testler aksiyel yüklenme altında Elektromekanik Aküatör ile gerçekleştirildi (10 kN AG-X; Shimadzu, Kyoto, Japan). Yapılan çalışmalarda L1 seviyesinde instabilite gelişmeden 400N luk aksiyel yük uygulayabilmişlerdir (135). Literatürdeki benzer çalışmalar da referans alınarak deneylerimizi 400 N aksiyel yüklenme altında gerçekleştirdik (135-136). Testlerde elde edilen Yük (N) ve yer değiştirme (mm) değerleri eş zamanlı olarak test cihazının kendi yazılımı üzerinden kaydedildi.

3.3.1. Nötral Aksiyel Yüklenme Testleri

Mekanik testlerin gerçekleştirilebilmesi için fikse edilen koyun omurgaları universal aksiyel test cihazına (Şekil-33)'deki gibi bağlanmıştır. Aksiyel olarak yüklenmede parametreler 60 mm/dk hızda maximum 400 N olacak şekilde kuvvet uygulanmıştır. Her grup için 400 N yük altına maksimum yer değiştirme değeri milimetre (mm) cinsinden veri olarak alınmıştır (Şekil-36).



Şekil-33. Fikse edilen koyun omurgalarının aksiyel yüklenme testinde yerleşimi

3.3.2. Fleksiyon/Ekstansiyon, Lateral Bending Testleri

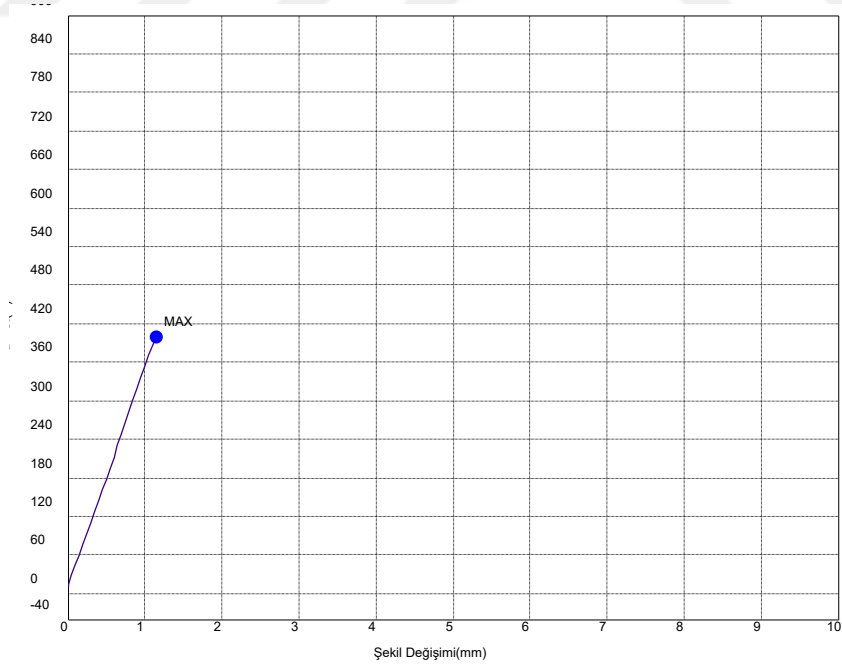
Fizyolojik sınırlar içinde omurganın ROM (Range of Motion) her segment için ayrı ayrı literatürde iyi tanımlanmıştır (137-139). Çalışmamızda T12-L2 segmenti dahil edilmesi planlanmış; bu seviyeler için fizyolojik sınırlarda fleksiyon/ekstansiyon yaklaşık 25^0 ve Lateral bending yaklaşık 10^0 olduğu için belirlenmiştir. Numuneler Fleksiyon/Ekstansiyon konumuna alınarak alt tablada 25 derece açı verilerek test cihazına bağlanmıştır (Şekil-34). Aksiyel testlerdeki gibi yüklenmedeki parametreler 60 mm/dk hızda maximum 400 N olacak şekilde sabit tutulmuştur. 400 N yük altındaki deplasman verileri kayıt altına alınmıştır. Lateral bending testi için ise numene 90^0 yan konumuna alınarak alt tablada 10 derece açı verilerek test cihazına bağlanmıştır (Şekil-35). Aksiyel testlerdeki gibi yüklenmedeki parametreler 60 mm/dk hızda maximum 400 N olacak şekilde sabit tutulmuştur. 400 N yük altındaki deplasman verileri kayıt altına alınmıştır (Şekil-36).



Şekil-34: Fleksiyon/Ekstansiyon Testi



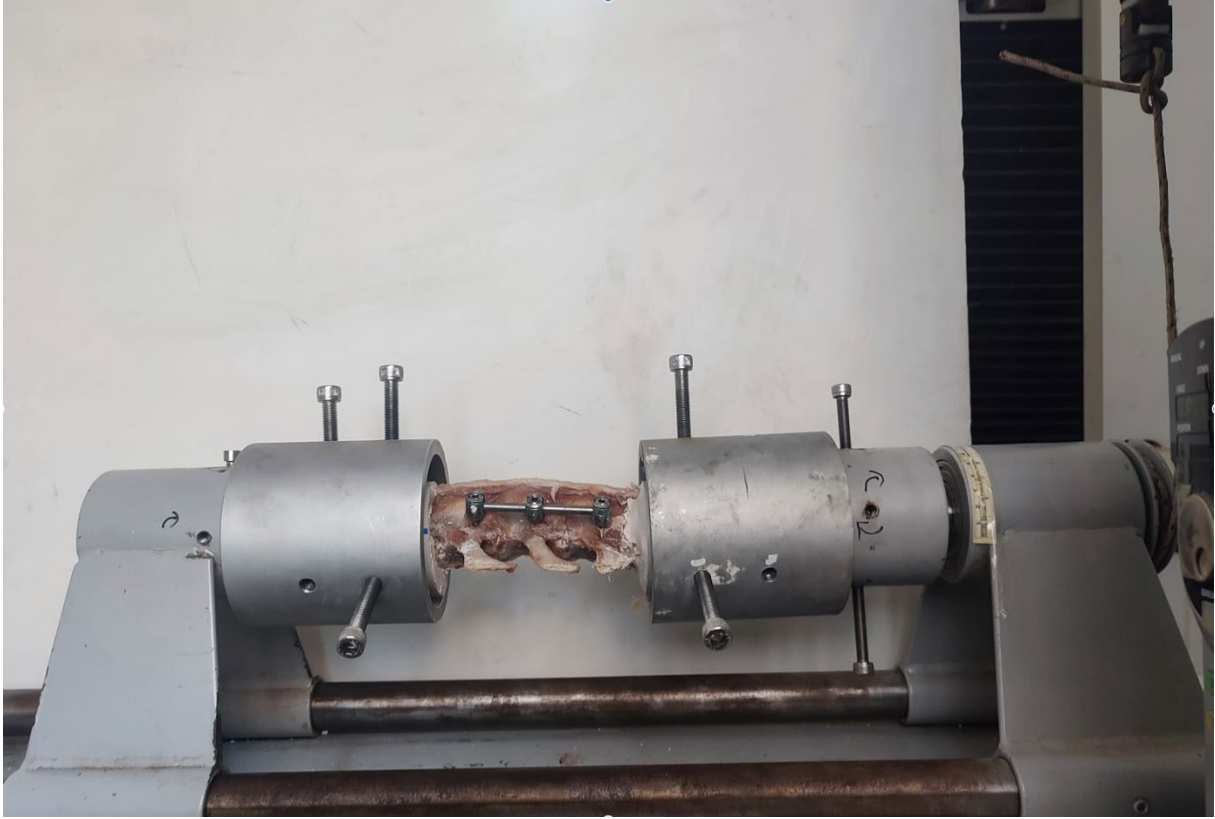
Şekil-35: Lateral Bending Testi



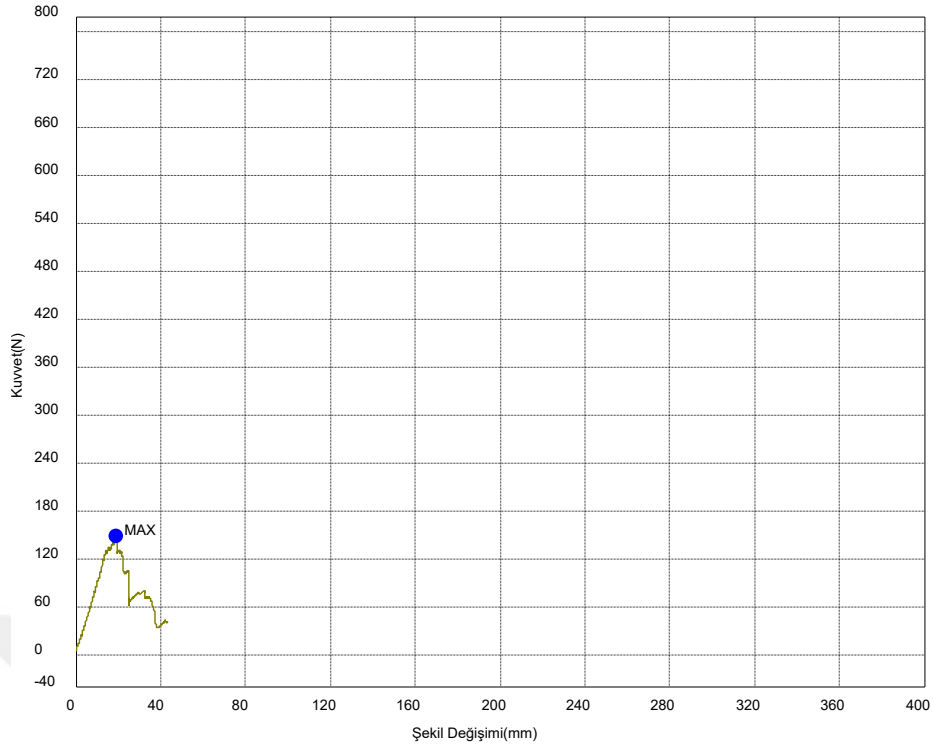
Şekil-36: Nötral Yükleme, Fleksiyon/Ekstansiyon, Lateral Bending deplasman verileri her numune için ayrı ayrı ölçülmüştür.

3.3.3. Aksiyel Torsiyon Testleri

Torsiyon testlerinde cerrahi uygulanan, distal ve proksimali sabitlenmiş koyun omurgaları 3 köşeden vida ile torsiyon cihazına Şekil-37'deki gibi sabitlenmiştir. 0,2°/sn hız ile kırılana kadar test uygulanmıştır. Numunenin kırılma anındaki maximum kuvvetteki uzama değerleri test cihazı üzerinden milimetre (mm) cinsinden kaydedilmiştir (Şekil-38).



Şekil-37. Fikse edilen koyun omurgalarının torsiyon cihazında yerleşimi



Şekil-38. Aksiyel rotasyon testinde maksimum kuvvetteki uzama verileri her numune için ayrı ayrı ölçülmüştür.

3.4. İSTATİKSEL ANALİZLER

Verilerin analizinde, SPSS 23.0 istatistik paket programı ile tanımlayıcı istatistiklerde, sayı, yüzde, ortalama, ortanca değer, IQR (Çeyrekler Açıklığı), minimum ve maksimum değerler kullanılmıştır. Verilerin dağılımını değerlendirmek için Shapiro-Wilk testi; bağımsız gruplarda 3 veya daha fazla ortalamanın değerlendirilmesinde non-parametrik değerlerde Kruskal Wallis testi ve Mann Whitney U testi; bağımlı gruplarda ortalamaların değerlendirilmesinde Wilcoxon İşaretli Sıra testi kullanılmıştır. Tüm analizlerde kritik p değeri <0.05 olarak kabul edilmiştir.

4. BULGULAR

Bu çalışma Mayıs-Temmuz 2023 tarihleri arasında Dokuz Eylül Üniversitesi Hastanesi Ortopedi ve Travmatoloji Ana Bilim Dalı, Dokuz Eylül Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Biyomekanik AD laboratuvarı laboratuvarında yapıldı. Biyomekanik uygulama aşamasında kullanılan özel düzeneklerde veya numunelerde beklenmedik bir sorunla karşılaşılmadı.

Her numune için Shimadzu AG-İS 10 KN (Üniversal çekme basma, Kyoto, Japonya) Cihazından maksimum yer değiştirme değeri, uygulanan kuvvet ve şekil değişimi diyagramı olarak kaydedildi (Şekil-34,35).

Biyomekanik test uygulanan bütün numunelerdeki gerçekleşen fleksiyon/ekstansiyon, R/L lateral bending hareketlerinin 400 N/m yük altında maksimum uzama miktarları ve aksiyel rotasyon için sistemin başarısız olduğu noktadaki maksimum yer değiştirme miktarı en düşük ve en yüksek değerleri, ortalama, ortanca değer ve standart sapmaları grafik olarak gösterilmiştir (Tablo-7).

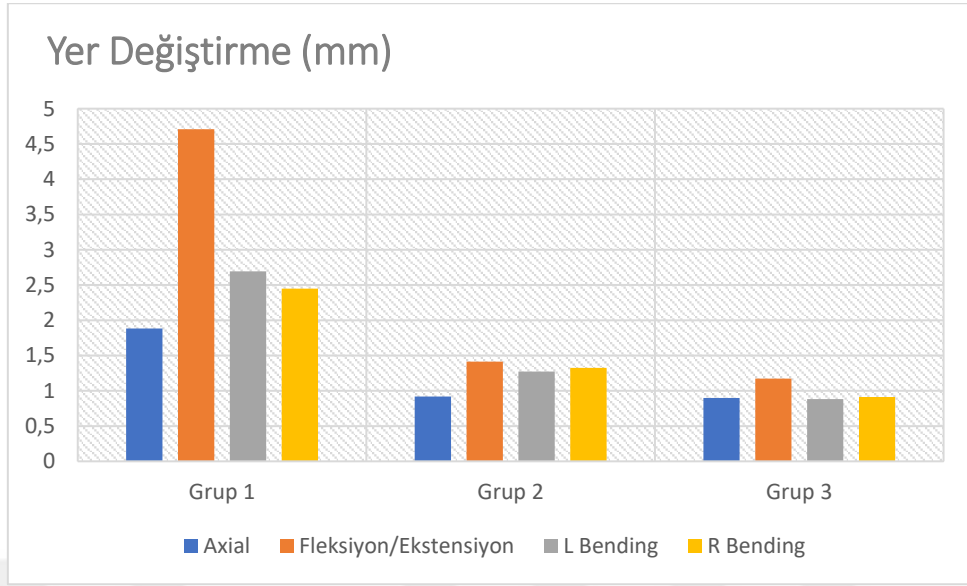
		Aksiyel*	Fleksiyon/ Ekstansiyon*	L Bending*	R Bending*	Aksiyal Rotasyon**
G1 (n=7)	Ortalama ± SS	1.88 ± 0.33	4.70 ± 1.21	2.69 ± 0.65	2.44 ± 0.56	24.35± 6.39
	Min-Max	1.24-2.24	2.69 – 5.74	1.59 – 3.69	1.94 – 3.60	14.65– 32.83
	Ortanca Değer	1.94	5.37	2.64	2.49	24.41
G2 (n=7)	Ortalama ± SS	0.91±0.19	1.41 ± 0.20	1.27 ± 0.31	1.32 ± 0.30	80.44± 41.31
	Min-Max	0.697–1.24	1.09 – 1.60	0.89 – 1.74	0.74– 1.59	34.16 – 147.99
	Ortanca Değer	0.85	1.45	1.24	1.44	86.16
G3 (n=7)	Ortalama ± SS	0.89 ± 0.26	1.17 ± 0.24	0.88 ± 0.11	0.91 ± 0.11	71.44 ± 29.51
	Min – Max	0.55– 1.29	0.94 – 1.64	0.74 – 1.00	0.74 – 1.04	31.82 – 106.16
	Ortanca Değer	0.95	1.04	0.84	0.90	69.41

Tablo 7. Tüm Gruplar için tanımlayıcı veriler

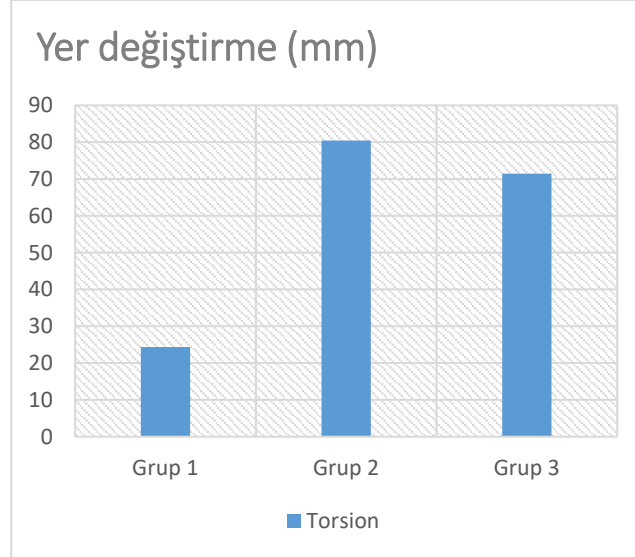
*400 N/m yük altındaki maksimum yer değiştirme değerleri

**Sistemin başarısız olduğu andaki maksimum yer değiştirme değerleri

Stabil olmayan patlama kırıklarından sonra L1'e vida eklenmesi sistemin stabilitesini geleneksel kısa segment posterior enstrumantasyon tekniğine kıyasla aksiyel yüklenme, fleksiyon/ekstansiyon, lateral bending ve aksiyal rotasyon yönlendirinde anlamlı derecede iyileştirdi. L1'e eklenen kısa ve uzun vida kısa segment posterior enstrumante iki sistem arasında ise aksiyel yüklenme, fleksiyon/ekstansiyon, lateral bending ve aksiyal rotasyon yönlerinde ise istatistiksel açıdan anlamlı derecede bir fark gözlenmedi (Grafik:1-2).



Grafik-1: Aksiyel yüklenme, Fleksiyon/Ekstansiyon, Sağ/Sol bending hareketlerinde 400N/m yük altında yer değiştirme miktarı milimetre(mm) cinsinden ifade edilir.



Grafik-2: Aksiyel rotasyonda sistemin başarısızlığa uğradığı andaki yer değiştirme miktarı milimetre (mm) cinsinden ifade edilir.

Aksiyel Yükleme

Geleneksel kısa segment posterior enstrumantasyon tekniğinde 400N/m aksiyel yük altında maksimum yer değirme 1.88 ± 0.33 mm idi. Kırık hattına kısa ve uzun boy vida eklenen kısa segment posterior enstrumantasyon tekniğinde ise yer değistirme sırasıyla 0.91 ± 0.19 mm, 0.89 ± 0.26 mm idi. Stabil olmayan patlama kırıklarından sonra kırık hattına vida eklenmesi sistemin stabilitesini geleneksel kısa segment posterior segmental enstremantasyon tekniğine kıyasla aksiyel yüklenme sırasında yer değistirme miktarı anlamlı şekilde iyileştirme yönündeydi ($p=0.002$). Kırık hattına vida uygulanan kısa ve uzun boy vidalı sistemler arasında ise aksiyel yüklenme sırasında istatistiksel açıdan anlamlı fark bulunamadı. Kırık hattına vida eklenmesi vida boyundan bağımsız olarak kısa segment posterior segmental enstrumantasyon tekniğini aksiyel yüklenme yönündeki biyomekanik stabilitesinde iyileştirme sağlarken, vida boyutunun etkisi bulunmamaktadır ($G1 < G2 = G3$) (Tablo-8).

		Ortalama $\pm$ SS (mm)	P
Aksiyel Uzama	G1	1.88 ± 0.33	0.002* $G1 < G2 = G3^{**}$
	G2	0.91 ± 0.19	
	G3	0.89 ± 0.26	
Fleksiyon Uzama	G1	4.70 ± 1.21	0.001* $G1 < G2 = G3^{**}$
	G2	1.41 ± 0.20	
	G3	1.17 ± 0.24	
L-Bending Uzama	G1	2.69 ± 0.65	<0.01* $G1 < G2 = G3^{**}$
	G2	1.27 ± 0.31	
	G3	0.88 ± 0.11	
R-Bending Uzama	G1	2.44 ± 0.56	<0.01* $G1 < G2 = G3^{**}$
	G2	1.32 ± 0.30	
	G3	0.91 ± 0.11	
Torsiyon Uzama	G1	24.35 ± 6.39	0.002* $G1 < G2 = G3^{**}$
	G2	80.44 ± 41.31	
	G3	71.44 ± 29.51	

Tablo-8: Kısa segment posterior segmental enstrumante uygulanan 3 grubun birbiriyle olan ilişkisi. Gruplar arası karşılaştırmada Mann Whitney U Testi kullanıldı. Üç grubun birbiriyle olan ilişkileri ise Kruskal Wallis Testi değerlendirildi.

*Kruskal Wallis Testi **Mann Whitney U Testi

Fleksiyon/Ekstansiyon

Geleneksel kısa segment posterior enstrumantasyon tekniğinde 400N/m fleksiyon/ekstansiyon modeline alınan sistemde maksimum yer değiştirme 4.70 ± 1.21 mm idi. Kırık hattına kısa ve uzun boy vida eklenen kısa segment posterior enstrumantasyon tekniğinde ise yer değiştirme sırasıyla 1.41 ± 0.20 mm, 1.17 ± 0.24 mm idi. Stabil olmayan patlama kırıklarından sonra kırık hattına vida eklenmesi sistemin stabilitesini geleneksel kısa segment posterior enstrumantasyon tekniğine göre kıyasla fleksiyon/ekstansiyon sırasında yer değiştirme miktarı anlamlı şekilde iyileştirme yönündeydi ($p=0.001$). Kırık hattına vida uygulanan kısa ve uzun boy vidalı sistemler arasında ise fleksiyon/ekstansiyon sırasında istatistiksel açıdan anlamlı fark bulunamadı. Kırık hattına vida eklenmesi vida boyundan bağımsız olarak kısa segment posterior enstrumantasyon tekniğini fleksiyon/ekstansiyon yönündeki biyomekanik stabilitesinde iyileştirme sağlarken, vida boyutunun etkisi bulunmamaktadır ($G1<G2=G3$) (Tablo-8).

Lateral bending

Geleneksel kısa segment posterior enstrumantasyon tekniğinde 400N/m sağ ve sol lateral bending modeline alınan sistemde maksimum yer değiştirme sağ taraf için 2.44 ± 0.56 mm, sol taraf için 2.69 ± 0.65 mm idi. Kırık hattına kısa boy vida eklenen kısa segment posterior enstrumantasyon tekniğinde ise yer değiştirme sırasıyla sağ taraf için 1.32 ± 0.30 mm, sol taraf için 1.27 ± 0.31 mm idi. Kırık hattına uzun boy vida eklenen kısa segment posterior enstrumantasyon tekniğinde ise yer değiştirme sırasıyla sağ taraf için 0.91 ± 0.11 , sol taraf için 0.88 ± 0.11 idi. Stabil olmayan patlama kırıklarından sonra kırık hattına vida eklenmesi sistemin stabilitesini geleneksel kısa segment posterior enstrumantasyon tekniğine göre kıyasla lateral bending sırasında yer değiştirme miktarı anlamlı şekilde iyileştirme yönündeydi ($p<0.001$). Her grup için sağ ve sol taraf bending kuvvetleri karşılaştırıldığında ise istatistiksel açıdan anlamlı fark bulunamadı (G : $p=0.91$, $G2$: $p=0.34$, $G3$: $p=0.46$) (Tablo:9). Kırık hattına vida uygulanan kısa ve uzun boy vidalı sistemler arasında ise lateral bending sırasında stabilite açısından istatistiksel anlamlı bir fark bulunmadı. Kırık hattına vida eklenmesi vida boyundan bağımsız olarak kısa segment posterior enstrumantasyon tekniğini lateral bending yönündeki biyomekanik stabilitesinde iyileştirme sağlarken, vida boyutunun etkisi bulunmamaktadır ($G1<G2=G3$) (Tablo-8)

		P*
G1	Sağ Lateral Bending	0.91
	Sol Lateral Bending	
G2	Sağ Lateral Bending	0.345
	Sol Lateral Bending	
G3	Sağ Lateral Bending	0.463
	Sol Lateral Bending	

Tablo-9: Grup içi sağ ve sol lateral bending hareketlerinde farklılıklar olmasına rağmen anlamlı bir istatistiksel açıdan fark yoktur.

Aksiyel Rotasyon

Geleneksel kısa segment posterior enstrumantasyon tekniğinde rotasyonel yük altında sistemin başarısız olduğu noktadaki maksimum yer değişirme miktarı 24.35 ± 6.39 mm idi. Kırık hattına kısa ve uzun boy vida eklenen kısa segment posterior enstrumantasyon tekniğinde ise yer değiştirme sırasıyla 80.44 ± 41.31 mm, 71.44 ± 29.51 mm idi. Stabil olmayan patlama kırıklarından sonra kırık hattına vida eklenmesi sistemin stabilitesini geleneksel kısa segment posterior enstrumantasyon tekniğine göre kıyasla aksiyel rotasyon sırasında yer değiştirme miktarı anlamlı şekilde iyileştirme yönündeydi ($p=0.002$). Kırık hattına vida uygulanan kısa ve uzun boy vidalı sistemler arasında ise aksiyel rotasyon sırasında istatistiksel açıdan anlamlı fark bulunamadı. Kırık hattına vida eklenmesi vida boyundan bağımsız olarak kısa segment posterior enstrumantasyon tekniğini aksiyel rotasyon yönündeki biyomekanik stabilitesinde iyileştirme sağlarken, vida boyutunun etkisi bulunmamaktadır ($G1 < G2 = G3$) (Tablo-8).

5. TARTIŞMA

Ekstremité cerrahisinde plaklı osteosentez ile fiksasyonda kırık hattında vidalar yerleştirildiğinde implant kırılma riskinin arttığı gösterilmiş ve önerilmemektedir (140). Ancak omurga fiksasyon cerrahisinde ise kırık hattına pedikül vida uygulanması stabiliteyi artırdığı için önerilmektedir. Torakolomber kırıkların posterior segmental enstrumantasyon ile tedavisinde kırık vertebranın kısa segment fiksasyonuna kırık seviyesinin dahil edilmesi, uzun segment enstrumantasyona benzer şekilde kifoz düzeltilmesi ve sagittal hizalamanın korunması gösterilmesiyle (19,141), daha fazla hareketli segmentin korunması açısından popülaritesi artmıştır. Ancak kırık seviyesine uygulanan vida boyutu hakkında fikir birliği yoktur. Kırık seviyesine uygulanacak ideal vida boyutunu amaçlayan çalışmamızda torakolomber vertebra kırıklarının kısa segment posterior enstrumantasyon tedavisinde kırık seviyesine uygulanan uzun ya da kısa vida boyutu açısından biyomekanik olarak fark bulunamamıştır.

Torakolomber vertebra kırıklarının tedavisinde uygun cerrahi yaklaşım ve enstrumantasyon tekniği için kanıta dayalı tedavi kılavuzu bulunmamaktadır (19,142-144). Cerrahlar, anterior, posterior veya anterior-posterior kombine yaklaşımı kullanabilirler. Tan ve arkadaşları 2019'da yayınladıkları torakolomber bileşke kırıklarının tedavi etmek için anterior ve posterior yaklaşımları karşılaştıran sistematik bir derleme ve meta-analizde benzer fonksiyonel ve radyografik sonuçlar, implant başarısızlık oranları, enstrumantasyon revizyon oranları ve hastanede kalış süresi bulmuşlardır (145). Düşük morbidite, kısa operasyon süresi, daha kolay öğrenme eğrisi ve 3 kolon tespiti sağlayarak rijit fiksasyon sağlaması açısından posterior pedikül fiksasyonu torakolomber kırıklar için en sık cerrahi tedavidir (6-8,145,146). Posterior yaklaşım ile yapılan kırıklarının tedavisinde kısa veya uzun segmentli pedikül vidalarının fiksasyonu uygulaması da bir diğer tartışma konusudur (147). Bir vertebranın kırık seviyesinin bir üstünde ve bir altında yer aldığı kısa segmentli pedikül vida fiksasyonu, anstabil torakolomber kırıklarının tedavisinde en yaygın yöntem haline gelmiştir (8). Kısa segment posterior enstrumantasyon sonrası karşılaşılan korreksiyon kaybı ve implant yetmezliği gibi olumsuzluklar bildirilmiştir (10-12). Torakolomber vertebral kırıkların cerrahi tedavisinde kısa segment fiksasyonu ile hareketli segment korunsa da en önemli sorun uzun dönem takiplerde cerrahide elde edilen redüksiyonun kaybıdır. Bu yaralanmanın etkili tedavisi için kritik olan nokta, spinal stabilitenin elde edilmesi ve sürdürülmesinin yanı sıra nörolojik işlevin sürdürülmesi veya iyileştirilmesi önceliğini hedefleyen objektif bir değerlendirmedir. Bu olumsuzlukları gidermek açısından anterior kolon desteği veya uzun segment posterior

enstrumantasyon önerilir. Ancak 1994 yılında Dick ve arkadaşlarının öncülüğünde başlayan ve akabinde yapılan bir dizi biyomekanik çalışmada kırık vertebraya vida uygulayarak kırık stabilizasyonu sağlandığı ve korreksiyon kaybının azaltıldığı gösterilmiştir (13-17,148). Daha kısa operasyon süresi, daha az kan kaybı, düşük maliyet ve hareketli segmenti koruması gibi avantajları tekniği ilgi çekici hale getirmiştir.

Dick ve arkadaşları kırık seviyede vida eklemenin kısa segment yapısının sertliği üzerindeki etkisini değerlendirmişlerdir (148). Buzağı omurgasında L2-L4 segmentlerini kullandıkları çalışmada anterior disk annulusu bıçakla keserek destabilize edilmiştir. Eksenel yükleme, fleksiyon ve aksiyel rotasyonda ara vida eklenmesinin sertliği arttırdığını göstermişlerdir. Ancak bu çalışmalarında yazarlar herhangi bir kırık modeli oluşturulmadığı için, bu vidaların kırık bir vertebraya sabitlendiğinde etkisi hakkında herhangi bir sonuca varmak mümkün olmayabilir.

Norton ve arkadaşları 2014 yılında insan kadavrası kullanarak kısa segment enstrumantasyonda kırık hattına vida eklenmesinin önemini bir kez daha göstermişlerdir (14). L1 seviyesinde kırık modeli oluşturarak instabil torakolomber kırık modelinde peroperatif yönetimi için dört ve altı vidalı kısa segment yapılar arasındaki biyomekanik farklılıkları belirlemek için yaptığı çalışmada 6 mm çapında ve 40 mm boyutlarında poliaksiyel vida kullanmışlardır. İnterfragmenter pedikül vidasının eklenmesiyle fleksiyon-ekstansiyondaki ortalama rijiditeye %31 artış kazandırmış özellikle de L1-L2 seviyesinde rod geriliminin önemli ölçüde arttığını göstermişlerdir. L1 ve L2 arasındaki çubuk gerilmesinde önemli artışın ise kırık hattına pedikül vida eklenmesinin her bir pedikül vidası üzerindeki stresi azaltabileceğini göstermiştir. Çalışmamızın asıl amacı kırık seviyesine uygulanan vida boyutunun biyomekanik etkilerini incelemek olsa da 1. Grup ile 2. ve 3. Grup karşılaştırıldığında kırık seviyesine uygulanan vida boyutunun biyomekanik stabiliteyi artırdığını bir kez daha göstermekteyiz. Yapılan biyomekanik çalışmalar insan, dana ve domuzlarda yapılmış olup koyunda daha önce örneği bulunmamaktadır. İnsan omurgasına benzer anatomik özellikleri sebebiyle koyun omurgasında da kırık seviyesine vida eklenmesinin biyomekanik stabiliteye katkısını literatüre bildiriyoruz.

Kısa segment posterior enstrumantasyonda kırık vertebranın pedikül vidası ile tespiti klinik çalışmalarda da benzer şekilde kırık stabilizasyonu sağladığı ve takiplerde kifozda değişiklik olmadığını göstermiştir. Behairy ve arkadaşlarının kırık hattına pedikül vidası dahil

ederek kısa segment fiksasyonu, segmental kifoz, vertebral cobb ve vertebral yükseklik kaybının iyi bir şekilde düzeltildiği gösterilmiştir (149). Dobran ve arkadaşları ve Güven ve arkadaşları tarafından yapılan başka klinik çalışmalarda ise kırık vertebranın kısa segment fiksasyonuna kırık seviyesinin dahil edilmesi, uzun segment enstrumantasyona benzer şekilde kifoz düzeltilmesi ve sagittal hizalamanın korunması gösterilmiştir (18,19). Kapoen ve arkadaşları tarafından kısa segment enstrumantasyonda ara vidalı ve vidasız klinik çalışmaları içeren meta-analiz incelemesi yapılmıştır (150). Ocak 2020'ye kadar PubMed, Embase ve Google Scholar veritabanları taranmıştır. 21'i randomize kontrollü, toplam 1890 hasta (4S ile 940 ve 6S ile 950) olmak üzere 27 çalışma dahil edilmiştir. Meta-analiz, 6S tekniğinin önemli ölçüde daha düşük ağrı skorları, daha iyi kısa ve uzun vadeli Cobb açıları, daha az korreksiyon kaybı ve daha az implant başarısızlığı ile sonuçlandığını göstermiştir. Ancak 6S tekniği ile daha uzun operasyon süresi ve daha fazla kan kaybı görülmüştür. Hastanede kalış süresi, Oswestry Disability Index skorları ve enfeksiyonlar 6S ve 4S teknikleri arasında anlamlı farklılık göstermemiştir. Klinik çalışmalarda da ara vidanın önemi yadsınamaz derecede önemli olup vida boyutu ile fikir birliği yoktur. Çalışmamız biyomekanik bir çalışma olmakla beraber, araştırma ekibimizin yaptığı klinik çalışmada da kırık seviyesine uygulanan pedikül vida uzunluğunun vertebra corpusunun %50'sinden daha az kısmına ilerlemesi ile %70'inden daha derine ilerlemesi yaklaşık bir yıllık takipte benzer kifoz düzeltilmesi ve sagittal hizalanmanın korunmasını sağlamıştır.

Kısa segment posterior entrumantasyonda kırık hattına atılan vida boyutu ve tipi ise tartışma konusu olmaya devam etmektedir. Literatüre baktığımızda kırık vertebrada; Chang ve arkadaşları kırık olmayan vertebradaki vidalara kıyasla daha kısa boyutta vidalama (20), Tian ve arkadaşları kırık vertebraya bir üst ve bir alt vertebra ile aynı boyutta vidalama (21), Sun ve arkadaşları poli-eksenli ara vidalar ve Güven ve arkadaşları mono-eksenli ara vidalar gibi çok farklı teknikler kullanılmıştır. (19,22). Hangi boyutta ve tipte ara vidanın en uygun olduğu konusunda bir fikir birliği yoktur.

Matsukawa ve arkadaşları değişen vida boyutlarının stabilizasyon gücüne nasıl etki yaptığını ve ideal vida boyutunu netleştirmeyi amaçladıkları bir biyomekanik çalışma yapmışlardır (151). Bunu L4 omurganın üç boyutlu modellerinde farklı çaplarda (4.5, 5.5 ve 6.5 mm) ve uzunluklarda (25, 30, 35 ve 40 mm) vidalar yerleştirerek uygulamışlardır. Vida uzunluğunun artmasıyla sabitleme gücü artma eğilimindeydi; ancak bu artış sadece eksenel rotasyonda anlamlı bulunmuştur. Kırık modeli oluşturmadan yaptıkları sonlu eleman

modelinde ideal vida boyutu 5,5 mm'den büyük çap ve 35 mm'den uzun uzunlukta ve vidanın vertebra gövdesinin yeterince derinine yerleştirilmesini savunmuşlardır. Pullout gücünün hem vida çapındaki hem de uzunluğundaki artışlarla önemli ölçüde arttığı gösterilmiştir (151). Yapılan çalışma kırık modelinde uygulanmamış ve tek vertebra üzerinde denenmiş olması nedeniyle kırık seviyesinde uygulanan vida boyutunda güvenli sonuç vermeyecektir. Kırık seviyesi üstünde ve altındaki pedikül vidaları için maksimum çapta ve uzunlukta kullanılması ise üç noktalı fiksasyonu açısından önemlidir.

Kırık seviyesine uygulanan vidalar, üst vidadan alt vidaya uzanan çubuğun uzunluğunu 2 yarım uzunlukta parçaya bölerek teorik olarak yapıyı sertleştirebilir. 2 sabitleme noktası arasında daha kısa bir rod daha yüksek sertlik oluşturacaktır ve ek sabitleme noktası teorik olarak metal-kemik ara yüzündeki hareketi azaltabilir (152). Kırık seviyesinde uygulanan vidanın ön kolunu indirekt olarak destekleyerek kırık vertebra gövdesi üzerinde koruyucu bir etkiye sahip olabileceği savunulmuştur. Kırık seviyesinde uygulanan pedikül vidasının bir ön vektör ile bir itme noktası işlevi gördüğü ve böylece bir lordotik kuvvet oluşturduğu düşünülmektedir. Ayrıca “üç noktalı fiksasyon” sağlayarak konsol ve paralelkenar etkilerini azaltır ve bileşke kifozunu düzeltir (152-155). Kırıklı omurgaya yerleştirilen pedikül vida başı, bu ileriye doğru itme için bir pivot noktası olarak hizmet eder ve bu da vida başının posteriorunda basınç oluştururken, önünde bulunan yapıları distraksiyona uğratar. Distraksiyon, posterior ligamanın gerginliğini artırır ve ligamentotaksiyi daha da artırır (155). Bazı çalışmalarda vertebra gövdesinden ziyade pedikülün, vida-kemik arayüzündeki sertliğin yaklaşık %80'ine ve pullout gücünün yaklaşık %60'ına katkıda bulunduğu gösterilmiştir (156-157). Li ve arkadaşlarının yaptığı sonlu eleman biyomekanik çalışmada ise pedikül vidası ve rod stres dağılımının fleksiyon koşulları altında vida kökünde yoğunlaştığını göstermektedir (154). Çalışmamız, mevcut biyomekanik çalışmalar ve literatür bilgisi eşliğinde kırık seviyesine vida uygulamasını desteklemekte, pedikülü geçen kısa veya uzun boy pedikül vidalarının biyomekanik açıdan farklı olmadığını göstermiştir.

Kose ve arkadaşları üst endplate ve omur gövdesinin anterior kısmının hasarı nedeniyle, daha uzun vidaların anterior kortekse uzanmasıyla kırık corpus için herhangi bir anterior destek sağlamadığını öne sürmüşlerdir (158). Çalışmamızda 3. Grup örneklerde enstrumantasyon esnasında kırık hattına uygulanan uzun vidaların anterior fragmanı ittirdiği ve anterior kolunun deplasman olduğu gözlemlenmiştir. Korpus gövdesinin çok parçalı kırıklarında, uzun boy bir vida yerleştirilmesi kemik parçalarının deplasmanına neden olabilir ve iyileşmeyi engelleyebilir

2. Grup kısa boy ara vidalı tekniğimizle, vida milinin kırık korpus gövdesinin çok sınırlı bir kısmını kapladığı için, fragmanların redüksiyonu anterior ve posterior longitudinal bağlar etrafında gerilim oluşturarak mümkün olacağını düşünüyoruz. Bir diğer önemli nokta ise çok parçalı korpus içinde biyolojik olmayan bir metaryalin kaynamayı olumsuz yönde etkileyebileceği, takiplerdeki kifoz kaybının bir başka sebebi olabileceğini düşünüyoruz.

1994'te McCormack ve ekibinin önerdiği LSC (Yük paylaşım sınıflaması) puanlama sistemi, TL omurga kırığı olan hastalarda toplam puan >6 ise cerrahı, posterior implant başarısızlığını ve sagittal çöküşü önlemek için posterior enstrumantasyonun yanı sıra anterior stabilizasyonu da düşünmeye yönlendirmektedir (159). Ancak, son literatür, LSC'nin toplam puanı >6 olsa bile torakolomber bileşke kırıklarının tedavisinde posterior kısa segment enstrumantasyonun başarıyla kullanılabileceğini bildirmişlerdir (160-162). Anterior augmentasyon gerektiren çok parçalı kırıkların tedavisinde greftleme, sementleme gibi yöntemlerin yerine stabilizeyi artırdığından kısa vida da sisteme yeterli destek verebilir.

Biyomekanik olarak rijidite artışı klinik başarı anlamına gelmemektedir. Bu yüzden klinik çalışmalara ihtiyaç duyulmaktadır. Araştırma ekibimizin yakın zamanda yaptığı kısa segment enstrumantasyonda kırık seviyesine uygulanan vida boyutunun klinik ve radyolojik sonuçlarını araştıran çalışmada da yaklaşık 1 yıllık takipte sonuçların benzer olduğunu gösterdik (Çalışma kabul edilmiş yayın aşamasındadır.). Mevcut çalışmada, taze donmuş koyun omurga modeli kullanılmıştır. İnsan olmasa da koyun omurgası daha önce geçerli bir biyomekanik model olarak kullanılmıştır. Bu çalışmanın önemli bir kısıtlılığı, DEXA tarama bilgisinin olmamasıdır. Bu nedenle, osteoporozun biyomekanik testler üzerinde önemli bir etkisinin olup olmadığı açık değildir. Bu olası kafa karıştırıcı faktörü dengelemek için, tüm numuneler rastgele tedavi gruplarına dağıtılmıştır. Diğer bir kısıtlılık ise kırık sınıflandırması yapılamamasıdır. Her numune için standart kırık modeli oluşturulmuş model anterior ve orta kolonda ve eksiksiz bir şekilde instabiliteye izin verirken, bu düzeyde bir instabilite, yapılar arasındaki ince farkları maskeleyebilir. Son olarak, oluşturduğumuz yaygın patlama kırığı modelinden daha şiddetli instabilite olduğunu belirtmek istiyoruz.

6. SONUÇLAR

- Koyun kadavra modelinde de kırık seviyesine vida eklenmesi, kısa segment posterior segmental enstrumantasyonda biyomekanik açıdan stabiliteye katkıda bulunmaktadır.
- Kırık seviyesine uygulanan pedikül vida uzunluğunun vertebra corpusunun %50'inden daha az kısmına ilerlemesi ile %70'inden daha derine ilerlemesi benzer biyomekanik stabilite sağlamaktadır.
- Kırık seviyesinde uygulanan pedikül vidasının bir ön vektör oluşturarak itme noktası işlevi görmesi; özellikle çok parçalı korpus kırıklarında, fragmanın deplasmanı riskine karşı daha kısa pedikül vidası uygulaması önerilir.
- Kırık vertebra korpusunda biyolojik olmayan bir metaryalin varlığı iyileşmeyi olumsuz yönde etkileyecektir. Uzun süreli takiplerde korreksiyon kaybı göz önüne alındığında; kısa veya uzun vidanın biyomekanik açıdan fark yaratmaması, daha kısa boy bir vidanın iyileşmeyi de olumlu yönde etkileyecektir.
- Anterior augmentasyon gerektiren çok parçalı kırıkların tedavisinde greftleme, sementleme gibi yöntemlerin yerine stabiliteyi artırdığından kısa vida da sisteme yeterli destek verebilir.
- Vida boyutunun biyomekanik etkileri benzer olmasına rağmen uzun süreli klinik çalışmaya da ihtiyaç duyulmaktadır.

7. KAYNAKÇA

1. Gertzbein SD (1992) Scoliosis Research Society: multicenter spine fractures study. *Spine* 17: 528-540
2. Thurman DJ, Burnett CL, Jeppson L, Beaudoin DE, Sniezek JE (1994) Surveillance of spinal cord injuries in Utah, USA. *Paraplegia* 32:665–9
3. Hwang Z, Houston J, Fragakis EM, Lupu C, Bernard J, Bishop T, Lui DF (2021) Is the AO spine thoracolumbar injury classification system reliable and practical? a systematic review. *Acta Orthop Belg* Mar;87(1):181-190
4. Lee JY, Vaccaro AR, Lim MR, Oner FC, Hulbert RJ, Hedlund R, Fehlings MG, Arnold P, Harrop J, Bono CM, Anderson PA, Anderson DG, Harris MB, Brown AK, Stock GH, Baron EM (2005) Thoracolumbar injury classification and severity score: a new paradigm for the treatment of thoracolumbar spine trauma. *J Orthop Sci* 10(6):671-5
5. Mohamadi A, Googanian A, Ahmadi A, Kamali A (2018) Comparison of surgical or nonsurgical treatment outcomes in patients with thoracolumbar fracture with Score 4 of TLICS: A randomized, single- blind, and single-central clinical trial. *Medicine (Baltimore)* Feb;97(6):e9842
6. Danisa OA, Shaffrey CI, Jane JA, Whitehill R, Wang GJ, Szabu TA, Hansen CA, Shaffrey ME, Chan DP. Surgical approaches for the correction of unstable thoracolumbar burst fractures: a retrospective analysis of treatment outcomes. *J Neurosurg* 1995; 83: 977-983
7. Wood KB, Bohn D, Mehbod A. Anterior versus posterior treatment of stable thoracolumbar burst fractures without neurologic deficit. A prospective randomized study. *J Spin Disord Tech* 2005; 83: 167-175.
8. Eno JJ, Chen JL, Mitsunaga MM. Short same-segment fixation of thoracolumbar burst fractures. *Hawaii J Med Public Health*, 2012, 71: 19–22.
9. Hughes H, Carthy AM, Sheridan GA, Donnell JM, Doyle F, Butler J (2021) Thoracolumbar Burst Fractures: A Systematic Review and Meta-Analysis Comparing Posterior-Only Instrumentation Versus Combined Anterior-Posterior Instrumentation. *Spine (Phila Pa 1976)* 1;46(15):E840-E849
10. Alanay A, Acaroglu E, Yazici M, Oznur A, Surat A. Shortsegment pedicle instrumentation of thoracolumbar burst fractures: does transpedicular intracorporeal grafting prevent early failure? *Spine (Phila Pa 1976)* 2001;26:213-7

11. Alvine GF, Swain JM, Asher MA, Burton DC. Treatment of thoracolumbar burst fractures with variable screw placement or Isola instrumentation and arthrodesis: case series and literature review. *J Spinal Disord Tech* 2004;17:251-64
12. McLain RF, Sparling E, Benson DR. Early failure of shortsegment pedicle instrumentation for thoracolumbar fractures. A preliminary report. *J Bone Joint Surg [Am]* 1993;75:162-7.
13. Baaj AA, Reyes PM, Yaqoobi AS, et al Biomechanical advantage of the index-level pedicle screw in unstable thoracolumbar junction fractures. *J Neurosurg Spine* 2011; 14:192–197.
14. Norton RP, Milne EL, Kaimrajh DN, et al Biomechanical analysis of four- versus six-screw constructs for short-segment pedicle screw and rod instrumentation of unstable thoracolumbar fractures. *Spine J* 2014; 14:1734–1739.
15. Wang H, Li C, Liu T, et al Biomechanical efficacy of monoaxial or polyaxial pedicle screw and additional screw insertion at the level of fracture, in lumbar burst fracture: an experimental study. *Indian J Orthop* 2012; 46:395–401.
16. Bolesta MJ, Caron T, Chinthakunta SR, et al Pedicle screw instrumentation of thoracolumbar burst fractures: biomechanical evaluation of screw configuration with pedicle screws at the level of the fracture. *Int J Spine Surg* 2012; 6:200–205.
17. Mahar A, Kim C, Wedemeyer M, Mitsunaga L, Odell T, Johnson B et al (2007) Short-segment fixation of lumbar burst fractures using pedicle fixation at the level of the fracture. *Spine (Phila Pa 1976)* 32(14):1503–1507
18. Dobran, M. Nasi, D. Brunoizzi, D. et al. Treatment of unstable thoracolumbar junction fractures: short-segment pedicle fixation with inclusion of the fracture level versus long-segment instrumentation. *Acta Neurochir* 158, 1883–1889 (2016).
19. Guven O, Kocaoglu B, Bezer M, Aydin N, Nalbantoglu U (2009) The use of screw at the fracture level in the treatment of thoracolumbar burst fractures. *J Spinal Disord Tech* 22(6):417–421.
20. Chang R, Wang FA, Hao W (2014) Treatment of a thoracolumbar burst fracture with short segment pedicular screw fixation through the fractured vertebra. *Orthop J China* 22(8):683–686.
21. Tian J, Wang L, Xia T, Liu C, Zhao Q, Dong S (2011) Posterior short-segmental fixation combined with intermediate screws vs conventional intersegmental fixation for monosegmental thoracolumbar fractures. *Orthopedics* 34(8):e389–e39.

22. Sun C, Guan G, Liu X, Zhang H, Wang B (2016) Comparison of short-segment pedicle fixation with versus without inclusion of the fracture level in the treatment of mild thoracolumbar burst fractures. *Int J Surg* 36(Pt A):352–357.
23. Vaccaro AR, Oner C, Kepler CK, Dvorak M, Schnake K, Bellabarba C, Reinhold M, Aarabi B, Kandziora F, Chapman J, Shanmuganathan R, Fehlings M, Vialle L; AOSpine Spinal Cord Injury & Trauma Knowledge Forum. AOSpine thoracolumbar spine injury classification system: fracture description, neurological status, and key modifiers. *Spine (Phila Pa 1976)*. 2013 Nov 1;38(23):2028-37.
24. Rath N, Inam MB: The management of spinal fractures. *Surg* 39(8):547-553, 2021
25. Thomas RJF, Jesus O De: Thoracolumbar spine fracture. *Princ Neurol Surg* 493-499.e2, 2021
26. Stagnara P, De Mauroy JC, Dran G, et al: Reciprocal angulation of vertebral bodies in a sagittal plane: Approach to references for the evaluation of kyphosis and lordosis. *Spine (Phila Pa 1976)* 7(4):335-342, 1982
27. Katsuura Y, Osborn JM, Cason GW: The epidemiology of thoracolumbar trauma: A meta-analysis. *J Orthop* 13(4):383-388, 2016
28. Li B, Sun C, Zhao C, et al: Epidemiological profile of thoracolumbar fracture (TLF) over a period of 10 years in Tianjin, China. *J Spinal Cord Med* 42(2):178-183, 2019
29. Babu RA, Arimappamagan A, Pruthi N, et al: Pediatric thoracolumbar spinal injuries: The etiology and clinical spectrum of an uncommon entity in childhood. *Neurol India* 65(3):546-550, 2017
30. Goldstein CL, Chutkan NB, Choma TJ, Orr RD: Management of the elderly with vertebral compression fractures. *Neurosurgery* 77(4):S33-S45, 2015
31. Weerink LBM, Folbert EC, Kraai M, Smit RS, Hegeman JH, Velde D van der: Thoracolumbar Spine Fractures in the Geriatric Fracture Center: Early ambulation leads to good results on short term and is a successful and safe alternative compared to immobilization in elderly patients with twocolumn vertebral fractures. *Geriatr Orthop Surg Rehabil* 5(2):43, 2014
32. Marchan EM, Ghobrial GM, Harrop JS: Thoracolumbar Spine Fractures. In: *Principles of Neurological Surgery*. StatPearls Publishing, 2018:493-499.e2
33. Rudol, G., & Gummerson, N. W. (2014). (ii) Thoracolumbar spinal fractures: review of anatomy, biomechanics, classification and treatment. *Orthopaedics and Trauma*, 28(2), 70–78.

34. N. Boos, M. Aebi Spinal disorders: fundamentals of diagnosis and treatment, vol. xxxiii, Springer, Berlin; New York (2008), p. 1166
35. N. Bogduk, Clinical and radiological anatomy of the lumbar spine (5th edn), Elsevier/Churchill Livingstone, Edinburgh; New York (2012)
36. D.K. Resnick, S.J. Weller, E.C. Benzel Biomechanics of the thoracolumbar spine
37. A.A. White, M.M. Panjabi (2nd edn), Clinical biomechanics of the spine, vol. xxiii, Lippincott, Philadelphia (1990), p. 722
38. Raj PP. Intervertebral disc: anatomy-physiology-pathophysiology-treatment. Pain Pract. 2008 Jan-Feb;8(1):18-44.
39. M.M. Panjabi The stabilizing system of the spine. Part II. Neutral zone and instability hypothesis J Spinal Disord, 5 (1992), pp. 390-396 discussion 7
40. M.M. Panjabi The stabilizing system of the spine. Part I. Function, dysfunction, adaptation, and enhancement J Spinal Disord, 5 (1992), pp. 383-389 discussion 97
41. Mirza SK, Bellabarba C, Chapman JR. Principles of spine trauma care. In: RW, Heckman JD, Court-Brown CM (Eds.). Rockwood and Green's Fractures in Adults. Vol. 2, 5th Ed. Lippincott Williams Wilkins, Philadelphia, 2001; 1401- 1433.
42. Singh K, Kim D, Vaccaro AR. Thoracic and Lumbar spinal Injuries. Eds Herkowitz HN, Garfin S R, Eismont FJ, Bell GR, Balderston RA. Rothman and Simeone The Spine Vol II. Fifth Ed. Saunders, Elsevier 2006, 1132-1156.
43. Anderson S, Biros MH, Reardon RR. Delayed diagnosis of the thoracolumbar fracture in multiple-trauma patients. Acad Emerg Med 1996; 3: 832-839.
44. Ditunno JF Jr, Young W, Donovan WH, Creasy G. International standards booklet for neurological and functional classification of spinal cord injury. American Spinal Cord Injury Association Paraplegia 1984; 32:90-80.
45. Keynan, Ory MD^{*}; Fisher, Charles G. MD[†]; Vaccaro, Alexander MD[‡]; Fehlings, Michael G. MD, PhD[§]; Oner, F C. MD, PhD^{||}; Dietz, John MD[¶]; Kwon, Brian MD[†]; Rampersaud, Raj MD^{**}; Bono, Christopher MD^{††}; France, John MD^{‡‡}; Dvorak, Marcel MD[†]. Radiographic Measurement Parameters in Thoracolumbar Fractures: A Systematic Review and Consensus Statement of the Spine Trauma Study Group. Spine 31(5):p E156-E165, March 1, 2006.
46. Curfs I, Grimm B, van der Linde M, Willems P, van Hemert W. Radiological Prediction of Posttraumatic Kyphosis After Thoracolumbar Fracture. Open Orthop J. 2016 May 30;10:135-42.

47. Farcy JPC, Widenbaum M, Glassman SD. Sagittal index in management of thoracolumbar burst fractures. *Spine* 1990;15:958–65.
48. Eastlack RK, Bono CM. Fractures and dislocations of the thoracolumbar spine. In: RW, Heckman JD, Court-Brown CM (Eds.). *Rockwood and Green's Fractures in Adults*. Vol. 2, 5th Ed., Lippincott Williams Wilkins, Philadelphia, 2001; 1543-1580.
49. Keynan O, Fisher CG, Vaccaro A, Rampersaud R, Bono C, France J, Dvorak M. Radiographic measurement parameters in thoracolumbar fractures: a systematic review and consensus statement of the spine trauma study group. *Spine* 2006; 31 (5): E 156 – 165.
50. Harris MB, Reitman CA. Spinal trauma-initial evaluation and imaging. In: Reitman CA, ed. *Management of Thoracolumbar Fractures*. American Academy of Orthopaedic Surgeons, Rosemont, 2004: 27-34.
51. Cammisa F, Eismont F, Green B. Dural laceration occurring with burst fractures and associated laminar fractures. *J Bone Joint Surg* 1989; 71-A: 1044- 1052.
52. Denis F, Burkus J. Diagnosis and treatment of cauda equina entrapment in the vertical lamina fractures of lumbar burst fractures. *Spine* 1991; 16: 433-439.
53. Gamanagatti S, Rathinam D, Rangarajan K, Kumar A, Farooque K, Sharma V. Imaging evaluation of traumatic thoracolumbar spine injuries: Radiological review. *World J Radiol*. 2015 Sep 28;7(9):253-65.
54. Forster BB, Koopmans RA. Magnetic resonance imaging of acute trauma of the cervical spine: spectrum of findings. *Can Assoc Radiol J*. 1995;46:168–173.
55. Van Goethem JW, Ozsarlak O, Parizel PM. Cervical spine fractures and soft tissue injuries. *JBR-BTR*. 2003;86:230–234.
56. Shen H, Tang Y, Huang L, Yang R, Wu Y, Wang P, Shi Y, He X, Liu H, Ye J. Applications of diffusion-weighted MRI in thoracic spinal cord injury without radiographic abnormality. *Int Orthop*. 2007;31:375–383.
57. Rajasekaran S, Kanna RM, Shetty AP. Diffusion tensor imaging of the spinal cord and its clinical applications. *J Bone Joint Surg Br*. 2012;94:1024–1031.
58. Watson-Jones R: The results of postural reduction of fractures of the spine. *J Bone Joint Surg (Am)* 20:567-586, 1938
59. Holdworth FW: Fractures, dislocations and fracture dislocations of the spine. *J Bone Joint Surg (Br)* 35:540- 550, 1953
60. Denis F. The three column spine and its significance in the classification of acute thoracolumbar spinal injuries. *Spine (Phila Pa 1976)*. 1983;8:817–831.

61. Patel AA, Vaccaro AR. Thoracolumbar spine trauma classification. *J Am Acad Orthop Surg*. 2010;18:63–71.
62. Ferguson RL, Allen BL Jr: A mechanistic classification of thoracolumbar spine fractures. *Clin Orthop* 189:77-88, 1984
63. Wood K, Buttermann G, Mehbod A, et al. Operative compared with nonoperative treatment of a thoracolumbar burst fracture without neurological deficit: a prospective, randomized study. *J Bone Joint Surg Am*. 2003;85:773–781.
64. Wood KB, Buttermann GR, Phukan R, et al. Operative compared with nonoperative treatment of a thoracolumbar burst fracture without neurological deficit: a prospective randomized study with follow-up at sixteen to twenty-two years. *J Bone Joint Surg Am*. 2015;97:3–9.
65. Magerl F, Aebi M, Gertzbein SD, et al. A comprehensive classification of thoracic and lumbar injuries. *Eur Spine J*. 1994;3:184–201.
66. Schroeder GD, Harrop JS, Vaccaro AR. Thoracolumbar trauma classification. *Neurosurg Clin N Am*. 2017;28:23–29.
67. Vaccaro AR, Lehman RA Jr, Hurlbert RJ, et al. A new classification of thoracolumbar injuries: the importance of injury morphology, the integrity of the posterior ligamentous complex, and neurologic status. *Spine*. 2005;30:2325–2333.
68. Park HJ, Lee SY, Park NH, et al: Modified thoracolumbar injury classification and severity score (TLICS) and its clinical usefulness. *Acta Radiol* 2015
69. Joaquim AF, Daubs MD, Lawrence BD, et al: Retrospective evaluation of the validity of the Thoracolumbar Injury Classification System in 458 consecutively treated patients. *Spine J* 13(12):1760-1765, 2013
70. Vaccaro AR, Rihn JA, Saravanja D, et al. Injury of the posterior ligamentous complex of the thoracolumbar spine: a prospective evaluation of the diagnostic accuracy of magnetic resonance imaging. *Spine*. 2009;34:E841–E847.
71. Rihn JA, Yang N, Fisher C, et al. Using magnetic resonance imaging to accurately assess injury to the posterior ligamentous complex of the spine: a prospective comparison of the surgeon and radiologist. *J Neurosurg Spine*. 2010;12:391–396.
72. Vaccaro AR, Oner C, Kepler CK, et al. AOSpine thoracolumbar spine injury classification system: fracture description, neurological status, and key modifiers. *Spine (Phila Pa 1976)*. 2013;38:2028–2037.
73. Kandziora F, Schleicher P, Schnake KJ, et al. The AOSpine classification of thoracolumbar spine injuries. *Z Orthop Unfall*. 2016;154:35–42.

74. Leucht P, Fischer K, Muhr G, et al: Epidemiology of traumatic spine fractures. *Injury* 40:166-172, 2009
75. Ensrud KE, Schousboe JT: Clinical practice. Vertebral fractures. *N Engl J Med* 364:1634-1642, 2011
76. Wood KB, Li W, Lebl DR, et al: Management of thoracolumbar spine fractures. *Spine J* 14:145-164, 2014
77. Vaccaro, Alexander R MD*; Lim, Moe R MD*; Hurlbert, R John MD, PhD||; Lehman, Ronald A Jr MD†; Harrop, James MD*; Fisher, D Charles MD, MHSc‡; Dvorak, Marcel MD‡; Anderson, D Greg MD*; Zeiller, Steven C MD*; Lee, Joon Y MD*; Fehlings, Michael G MD, PhD¶; Öner, F C MD, PhD§ Spine Trauma Study Group. Surgical Decision Making for Unstable Thoracolumbar Spine Injuries: Results of a Consensus Panel Review by the Spine Trauma Study Group. *Journal of Spinal Disorders & Techniques* 19(1):p 1-10, February 2006.
78. Schroeder GD, Harrop JS, Vaccaro AR: Thoracolumbar trauma classification. *Neurosurg Clin N Am* 28(1):23-29, 2017
79. Gnanenthiran SR, Adie S, Harris IA: Nonoperative versus operative treatment for thoracolumbar burst fractures without neurologic deficit: A meta-analysis. *Clin Orthop Relat Res* 470(2):567-577, 2012
80. Hitchon PW, Torner JC, Haddad SF, Follett KA: Management options in thoracolumbar burst fractures. *Surg Neurol* 49(6):619-627, 199
81. Shen WJ, Shen YS: Nonsurgical treatment of three-column thoracolumbar junction burst fractures without neurologic deficit. *Spine (Phila Pa 1976)* 24(4):412- 415, 1999
82. Shen WJ, Liu TJ, Shen YS: Nonoperative treatment versus posterior fixation for thoracolumbar junction burst fractures without neurologic deficit. *Spine (Phila Pa 1976)* 10(9):1038-1045, 2001
83. Siebenga J, Leferink VJM, Segers MJM, Elzinga MJ, Bakker FC, Haarman HJThM, Rommens PM, Duis HJ, Patka P: Treatment of traumatic thoracolumbar spine fractures: A multicenter prospective randomized study of operative versus nonsurgical treatment. *Spine (Phila Pa 1976)* 31(25):2881-2890, 2006
84. Diaz JJ Jr, Cullinane DC, Altman DT, Bokhari F, Cheng JS, Como J, et al: Practice management guidelines for the screen_ing of thoracolumbar spine fracture. *J Trauma* 63:709–718, 2007

85. Boerger TO, Limb D, Dickson RA: Does 'canal clearance' affect neurological outcome after thoracolumbar burst fractures? *JBJS Br* 82(5):629-635, 2000
86. Bakhsheshian J, Dahdaleh NS, Fakurnejad S, Scheer JK, Smith ZA: Evidence-based management of traumatic thoracolumbar burst fractures: A systematic review of nonoperative management. *Neurosurg Focus* 37:E1, 2014
87. Celebi L, Muratli HH, Dogan O, et al: The efficacy of non_operative treatment of burst fractures of the thoracolumbar vertebrae. *Acta Orthop Traumatol Turc* 38:16–22, 2004
88. Longo UG, Loppini M, Denaro L, et al: Conservative management of patients with an osteoporotic vertebral fracture: A review of the literature. *J Bone Joint Surg Br* 94:152-157, 2012
89. Tezer M, Erturer RE, Ozturk C, et al: Conservative treatment of fractures of the thoracolumbar spine. *Int Orthop* 29:78-82, 2005
90. Wood K, Buttermann G, Mehbod A, et al: Operative compared with nonoperative treatment of a thoracolumbar burst fracture without neurological deficit. A prospective, randomized study. *J Bone Joint Surg Am* 85:773-781, 2003
91. American Academy of Orthopaedic Surgeons. *Atlas of Orthotics*. Mosby: St. Louis, MO, 1985:199-237
92. Giele BM, Wiertsema SH, Beelen A, et al: No evidence for the effectiveness of bracing in patients with thoracolumbar fractures. *Acta Orthop* 80:226-232, 2009
93. Ohana N, Sheinis D, Rath E, et al: Is there a need for lumbar orthosis in mild compression fractures of the thoracolumbar spine? A retrospective study comparing the radiographic results between early ambulation with and without lumbar orthosis. *J Spinal Disord* 13:305- 308, 2000
94. Rajasekaran S: Thoracolumbar burst fractures without neurological deficit: The role for conservative treatment. *Eur Spine J* 19 Suppl 1:S40–S47, 2010
95. Karjalainen M, Aho AJ, Katevuo K: Painful spine after stable fractures of the thoracic and lumbar spine. What benefit from the use of extension brace? *Ann Chir Gynaecol* 80:45-48, 1991
96. Giangregorio LM, Macintyre NJ, Thabane L, Skidmore CJ, Papaioanou A: Exercise for improving outcomes after osteoporotic vertebral fracture. *Cochrane Database Syst Rev* 1:CD008618, 2013
97. Alberstone CD, Benzel EC: History of thoracolumbar decompression and stabilization. *Neurosurgery Clinics of North America* 12(1):181-196, 2001

98. Böhler L: Die Technik der Knochenbruchbehandlung. Wien: Aufl. Maudrich; 1957:12-3
99. Thomas KC, Bailey CS, Dvorak MF, et al: Comparison of operative and nonoperative treatment for thoracolumbar burst fractures in patients without neurological deficit: A systematic review. *J Neurosurg Spine* 4:351-358, 2006
100. Chen ZQ, Xie JT, Gu XM, Xie GS, Hu DP, Wang R, Lu JM: Posterior short-segment pedicle screw fixation combined with vertebroplasty for the treatment of thoracolumbar burst fractures. *Zhongguo Gu Shang* 23:102-106, 2010
101. McDonough PW, Davis R, Tribus C, Zdeblick TA: The management of acute thoracolumbar burst fractures with anterior corpectomy and Z-plate fixation. *Spine (Phila PA 1976)* 29:1901-1908, 2004
102. Hitchon PW, Torner J, Eichholz KM, Beeler SN: Comparison of anterolateral and posterior approaches in the management of thoracolumbar burst fractures. *J Neurosurg Spine* 5(2):117-125, 2006
103. Kim BG, Dan JM, Shin DE: Treatment of thoracolumbar fracture. *Asian Spine J* 9(1):133-146, 2015
104. Paşahan R, Doğan Ş: Torakolomber bileşke kırıklarına yaklaşım. *Türk Nöroşir Derg* 30(3):428-431, 2020
105. Wilke HJ, Kemmerich V, Claes LE, Arand M: Combined anteroposterior spinal fixation provides superior stabilisation to a single anterior or posterior procedure. *J Bone Joint Surg Br* 83:609-617, 2001
106. Schreiber U, Bence T, Grupp T, Steinhäuser E, Muckley T, Mittelmeier W, Beisse R: Is a single anterolateral screwplate fixation sufficient for the treatment of spinal fractures in the thoracolumbar junction? A biomechanical in vitro investigation. *Eur Spine J* 14:197-204, 2005
107. Lindtner RA, Mueller M, Schmid R, Spicher A, Zegg M, Kammerlander C, Krappinger D: Monosegmental anterior column reconstruction using an expandable vertebral body replacement device in combined posterior–anterior stabilization of thoracolumbar burst fractures. *Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery* 138:939-951, 2018
108. Scholz M, Kandziora F, Tschäuder T, Kremer M, Pingel A: Prospective randomized controlled comparison of posterior vs. posterior-anterior stabilization of thoracolumbar incomplete cranial burst fractures in neurological intact patients: The RASPUTHINE Pilot Study. *Eur Spine J* 27(12):3016-3024, 2018

109. Patel AA, Vaccaro AR: Thoracolumbar spine trauma classification. *J Am Acad Orthop Surg* 18(2):63-71, 2010
110. Kepler C, Vaccaro A, Koerner J, Dvorak MF, Kandziora F, Rajasekaran S, Aarabi B, Vialle LR, Fehlings MG, Schroeder GD, Reinhold M, Schnake KJ, Bellabarba C, Öner FC: Reliability analysis of the AOSpine thoracolumbar spine injury classification system by a worldwide group of native spinal surgeons. *Eur Spine J* 25(4):1082-1086, 2016
111. Tofuku K, Koga H, Ijiri K, Ishidou Y, Yamamoto T, Zenmyo M, Yone K, Komiya S: Combined posterior and delayed staged mini-open anterior short-segment fusion for thoracolumbar burst fractures. *J Spinal Disord Tech* 25:38-46, 2012
112. Çetin E, Öner A: Torakolomber kırıklarda kırık omurgaya vida yerleştirilerek uygulanan kısa segment posterior pedikül vidası tespiti ile uzun segment tespitin karşılaştırılması. *J Acad Res Med* 10(1):32-35, 2020
113. Alander DH, Cui S: Percutaneous pedicle screw stabilization: surgical technique, fracture reduction, and review of current spine trauma applications. *JAAOS Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons* 26(7):231-240, 2018
114. Dahdaleh NS, Smith ZA, Hitchon PW: Percutaneous pedicle screw fixation for thoracolumbar fractures. *Neurosurgery Clinics of North America* 25(2):337-346, 2014
115. Grossbach AJ, Dahdaleh NS, Abel TJ, Woods GD, Dlouhy BJ, Hitchon PW: Flexion-distraction injuries of the thoracolumbar spine: open fusion versus percutaneous pedicle screw fixation. *Neurosurgical Focus* 35(2):E2, 2013
116. Galibert P, Deramond H, Rosat P, et al. Preliminary note on the treatment of vertebral angioma by percutaneous acrylic vertebroplasty. *Neurochirurgie*. 1987;33:166–68.
117. Belkoff SM, Mathis JM, Deramond H, Jasper LE: An ex vivo biomechanical evaluation of a hydroxyapatite cement for use with Kyphoplasty. *Am J Neuroradiol* 22:1212- 1216, 2001
118. Wilson DR, Myers ER, Mathis JM, et al: Effect of augmentation on the mechanics of vertebral wedge fractures. *Spine* 25:158-165, 2000
119. Barr JD, Barr MS, Lemley TJ, et al: Percutaneous vertebroplasty for pain relief and spinal stabilization. *Spine* 25:923-928, 2000
120. Wilke HJ, Krischak ST, Wenger KH, Claes LE. Load-displacement properties of the thoracolumbar calf spine: experimental results and comparison to known human data. *Eur Spine J*. 1997;6:129–137.

121. Wilke H-J, Kettler A, Wenger KH, et al. Anatomy of the sheep spine and its comparison to the human spine. *Anat Rec* 1997; 247: 542–555.
122. Xiang Q, Xiong H, Wang H. et al. Epidemiology of traumatic spinal fractures: experience from medical university–affiliated hospitals in Chongqing, China, 2001–2010. *J Neurosurg Spine*. 2012; 17: 459– 468.
123. Leucht P, Fischer K, Muhr G, Mueller EJ. Epidemiology of traumatic spine fractures. *Injury, Int. J. Care Injured* 40 (2009): 166–172.
124. Sekharappa V, Sait A. Simple and Economical Method to Create Thoracolumbar Burst Fracture in a Calf Spine Model. *Asian Spine J*. 2016 Feb;10(1):6-13.
125. Fredrickson BE, Edwards WT, Rauschnig W, Bayley JC, Yuan HA. Vertebral burst fractures: An experimental, morphologic, and radiographic study. *Spine* 1992;17:1012-21.
126. Cain JE, Dejong JT, Dinenberg AS, Stefko RM, Platenburg RC, Lauerman WC. Pathomechanical analysis of thoracolumbar burst fracture reduction. *Spine* 1993;18:1647-54
127. Kallemeier PM, Beaubien BP, Buttermann GR, Polga DJ, Wood KB. In vitro analysis of anterior and posterior fixation in an experimental unstable burst fracture model. *J Spinal Disord Tech*. 2008;21:216–224
128. Hartensuer R, Gasch A, Gehweiler D, et al. Experimentally induced incomplete burst fractures: a novel technique for calf and human specimens. *BMC Musculoskelet Disord*. 2012;13:45.
129. Sekharappa V, Sait A. Simple and Economical Method to Create Thoracolumbar Burst Fracture in a Calf Spine Model. *Asian Spine J*. 2016 Feb;10(1):6-13.
130. Mermelstein LE, McLain RF, Yerby SA. Reinforcement of thoracolumbar burst fractures with calcium phosphate cement: a biomechanical study. *Spine (Phila Pa 1976)* 1998;23:664–670.
131. Jones HL, Crawley AL, Noble PC, Schoenfeld AJ, Weiner BK. A novel method for the reproducible production of thoracolumbar burst fractures in human cadaveric specimens. *Spine J*. 2011;11:447–451.
132. Roy-Camille R, Saillant G, Berteaux D, Salgado V. Osteosynthesis of thoracolumbar spine fractures with metal plates screwed through the vertebral pedicles. *Reconstr Surg Traumatol* 1976;15: 2-16.
133. Roy-Camille R, Saillant G, Mazel C. Internal fixation of the lumbar spine with pedicle screw plating. *Clin Orthop Relat Res* 1986;203: 7-17.

134. Karakoyun DO, Özkaya M, Okutan VC, Dalgıç A, Belen D, Demir T. Biomechanical comparison of unilateral semi-rigid and dynamic stabilization on ovine vertebrae. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine*. 2015;229(11):778-785.
135. Panjabi, Manohar PhD; Malcolmson, George BS; Teng, Edward BS; Tominaga, Yasuhiro MD; Henderson, Gweneth BASc; Serhan, Hassan PhD. Hybrid Testing of Lumbar CHARITÉ Discs Versus Fusions. *Spine* 32(9):p 959-966, April 20, 2007. |
136. Lin L, Jia S, Yang H, Li Y, Zhang S, Fan J, Han L. Influence of Rib Cage on Static Characteristics of Scoliotic Spine. *Appl Bionics Biomech*. 2020 Oct 19;2020:8858686.
137. Pearcy M, Portek I, Shepherd J. Three-dimensional x-ray analysis of normal movement in the lumbar spine. *Spine (Phila Pa 1976)*. 1984 Apr;9(3):294-7.
138. White A, Pajabi MM. *Clinical biomechanics of the spine*. Philadelphia: Lippincott; 1978.
139. Vanneuville G, Escande G, Guillot M, Chazal J, Tanguy A, Bourges M, Vergegarnet J, Deubelle A. *Eléments de biomécanique du rachis*. 63e Congrès de l'Association des Anatomistes. Clermont-Ferrand: Edit Bloc-santé; 1980.
140. Lv H, Chang W, Yuwen P, Yang N, Yan X, Zhang Y. Are there too many screw holes in plates for fracture fixation? *BMC Surg*. 2017 Apr 21;17(1):46.
141. Altay M, Ozkurt B, Aktekin CN, Ozturk AM, Dogan O, Tabak AY (2007) Treatment of unstable thoracolumbar junction burst fractures with short- or long-segment posterior fixation in Magerl type A fractures. *Eur Spine J* 16(8):1145-55
142. Cheng LM, Wang JJ, Zeng ZL, Zhu R, Yu Y, Li C, Wu ZR (2013) Pedicle screw fixation for traumatic fractures of the thoracic and lumbar spine. *Cochrane Database Syst Rev* 5:CD009073
143. Farrokhi MR, Razmkon A, Maghami Z, Nikoo Z (2010) Inclusion of the fracture level in short segment fixation of thoracolumbar fractures. *Eur Spine J* 19(10):1651-6
144. Tanasansomboon T, Kittipibul T, Limthongkul W, Yingsakmongkol W, Kotheeranurak V, Singhatanadgige W. Thoracolumbar Burst Fracture without Neurological Deficit: Review of Controversies and Current Evidence of Treatment. *World Neurosurg*. 2022 Jun;162:29-35.
145. Tan, T., Rutges, J., Marion, T., Gonzalvo, A., Mathew, J., Fitzgerald, M., ... Tee, J. (2019). Anterior versus posterior approach in traumatic thoracolumbar burst fractures

- deemed for surgical management: Systematic review and meta-analysis. *Journal of Clinical Neuroscience*.
146. Payer M (2006) Unstable burst fractures of the thoraco-lumbar junction: treatment by posterior bisegmental correction/fixation and staged anterior corpectomy and titanium cage implantation. *Acta Neurochir (Wien)* 148(3):299–306
 147. Ökten Aİ, Gezercan Y, Özsoy KM, Ateş T, Menekşe G, Aslan A, Çetinalp E, Güzel A (2015) Results of treatment of unstable thoracolumbar burst fractures using pedicle instrumentation with and without fracture-level screws. *Acta Neurochir (Wien)* 157(5):831–6
 148. Dick JC, Jones MP, Zdeblick TA, et al A biomechanical comparison evaluating the use of intermediate screws and cross-linkage in lumbar pedicle fixation. *J Spinal Disord* 1994; 7:402–407.
 149. el Behairy HF, Abdelaziz MA, Saleh AK, et al. Short-segment fixation of thoracolumbar fractures with incorporated screws at the level of fracture. *Orthop Surg*, 2020, 12: 170–176.
 150. Kapoen C, Liu Y, Bloemers FW, Deunk J. Pedicle screw fixation of thoracolumbar fractures: conventional short segment versus short segment with intermediate screws at the fracture level-a systematic review and meta-analysis. *Eur Spine J*. 2020 Oct;29(10):2491-2504.
 151. Matsukawa, K., Yato, Y., Imabayashi, H. et al. Biomechanical evaluation of fixation strength among different sizes of pedicle screws using the cortical bone trajectory: what is the ideal screw size for optimal fixation?. *Acta Neurochir* 158, 465–471 (2016).
 152. Anekstein Y, Brosh T, Mirovsky Y. Intermediate Screws in Short Segment Pedicular Fixation for Thoracic and Lumbar Fractures. *J Spinal Disord Tech* 2007;20(1):72–7.
 153. Mahar, Andrew MS *† ; Kim, Choll MD, PhD * ; Wedemeyer, Michelle BS † ; Mitsunaga, Lance BS * ; Odell, Tim BS † ; Johnson, Bryce MD * ; Garfin, Steven MD * . Short-Segment Fixation of Lumbar Burst Fractures Using Pedicle Fixation at the Level of the Fracture. *Spine* 32(14):p 1503-1507, June 15, 2007.
 154. Li C, Zhou Y, Wang H, Liu J, Xiang L (2014) Treatment of Unstable Thoracolumbar Fractures through Short Segment Pedicle Screw Fixation Techniques Using Pedicle Fixation at the Level of the Fracture: A Finite Element Analysis. *PLoS ONE* 9(6): e99156.

155. Trungu S, Forcato S, Bruzzaniti P, Frascchetti F, Miscusi M, Cimatti M, Raco A. Minimally Invasive Surgery for the Treatment of Traumatic Monosegmental Thoracolumbar Burst Fractures: Clinical and Radiologic Outcomes of 144 Patients With a 6-year Follow-Up Comparing Two Groups With or Without Intermediate Screw. *Clin Spine Surg.* 2019 May;32(4):E171-E176.
156. Suk S, Lee CK, Kim WJ, Chung YJ, Park YB (1995) Segmental pedicle screw fixation in the treatment of thoracic idiopathic scoliosis. *Spine (Phila Pa 1976)* 20: 1399–1405.
157. Zindrick MR (1991) The role of transpedicular fixation systems for stabilization of the lumbar spine. *Orthop Clin North Am* 22: 333–344.
158. Kose KC, Inanmaz ME, Isik C, Basar H, Caliskan I, Bal E. Short segment pedicle screw instrumentation with an index level screw and cantilevered hyperlordotic reduction in the treatment of type-A fractures of the thoracolumbar spine. *Bone Joint J.* 2014;96-B(4):541-547.
159. McCormack, Thomas MD; Karaikovic, Eldin MD; Gaines, Robert W. MD. The Load Sharing Classification of Spine Fractures. *Spine* 19(15):p 1741-1744, August 1994.
160. Stam WT, Deunk J, Elzinga MJ, Bloemers FW, Giannakopoulos GF. The Predictive Value of the Load Sharing Classification Concerning Sagittal Collapse and Posterior Instrumentation Failure: A Systematic Literature Review. *Global Spine Journal.* 2020;10(4):486-492.
161. Kanna, R. M., Shetty, A. P., & Rajasekaran, S. (2015). *Posterior fixation including the fractured vertebra for severe unstable thoracolumbar fractures. The Spine Journal, 15(2), 256–264.*
162. Park SR, Na HY, Kim JM, Eun DC, Son EY. More than 5-Year Follow-up Results of Two-Level and Three-Level Posterior Fixations of Thoracolumbar Burst Fractures with Load-Sharing Scores of Seven and Eight Points. *Clin Orthop Surg.* 2016 Mar;8(1):71-77.