

171596

TIP FAKÜLTESİ  
ORTOPEDİ VE TRAVMATOLOJİ  
ANABİLİM DALI

**DANA OMURGASI MODELİNDE FARKLI  
ENSTRUMENTASYON TEKNİKLERİNİN ÖN  
KOLON AKSİYEL YÜKLENMESİNE ETKİLERİ  
(BİYOMEKANİK ÇALIŞMA)**

**UZMANLIK TEZİ**

**DR. İBRAHİM EKREM DEVSEREN**

DANIŞMAN ÖĞRETİM ÜYESİ: DOÇ. DR. ÖMER AKÇALI

DESTEKLEYEN KURUM: HİPOKRAT A.Ş.

## **İÇİNDEKİLER:**

<b>1. ÖZET</b>	1
<b>2. SUMMARY</b>	2
<b>3. GİRİŞ ve AMAÇ</b>	3
<b>4. GENEL BİLGİLER</b>	6
4.1 Torakolomber Omurganın Anatomik ve Biyomekanik Özellikleri	6
4.2 Torakolomber Omurga Yaralanmalarının Anatomik ve Biyomekanik Özellikleri	8
4.2.1 Anlık rotasyon eksenini ve bölgesel özellikler	8
4.2.2 Omurganın yük taşıyan kolon olarak değerlendirilmesi ve kırık sınıflamaları	10
4.2.3 Kırık tipleri ve oluş mekanizmaları	12
4.2.4 Spinal stabilite	12
4.3 Torakolomber Omurga Yaralanmalarının Tedavi Metodları	14
<b>5. GEREÇ VE YÖNTEM</b>	20
5.1 Araştırmanın Tipi, Yapıldığı Yer ve Tarih	20
5.2 Örnek Seçimi ve Örneklerin Hazırlanması	20
5.3 Spinal İmplantlar	22
5.4 Basma ve Yük Hücresi Ölçüm Aleti	23
5.5 Enstrumantasyon ve Ölçüm	24
5.6 Ölçüm Sonuçlarının Değerlendirilmesi	27
<b>6. BULGULAR</b>	28
6.1 Bulguların Karşılaştırılması ile İlgili Açıklamalar	28
6.2 Gruplar arası farkların Mann Whitney U testi sonuçları	28
<b>7. TARTIŞMA</b>	31
<b>8. KAYNAKLAR</b>	39

## **TABLO LİSTESİ:**

**Tablo 1:** Omurga kırıklarında stabilite skorlaması

**Tablo 2:** Deneyleerde kullanılan spinal implant tipleri

**Tablo 3:** Grupların ortalama değerleri

**Tablo 4:** Tüm gruplarda yük hücrelerinden elde edilen yük değerleri

## **RESİM LİSTESİ:**

**Resim 1:** Dana omurgası modelinin polyester kalıp içerisinde ön ve yan görünümü

**Resim 2:** Dana omurgasının korpektomi sonrası görünümü

**Resim 3:** Omurga modeli, basma aleti ve yük hücrelerinden oluşan tüm sistemin görünümü

**Resim 4:** Anterior plak enstrumantasyon uygulaması

**Resim 5:** Anterior çift rot enstrumantasyon uygulaması

**Resim 6:** Anterior çift rot ve posterior kısa segment enstrumantasyon uygulaması

**Resim 7:** Posterior kısa segment enstrumantasyon uygulaması

## **GRAFİK LİSTESİ:**

**Grafik 1:** Grupların ortalama değerlerinin karşılaştırılması

## **ÖNSÖZ:**

**Eğitimime katkısı olan ve asistanlık eğitimim boyunca deneyimlerinden ve bilgilerinden büyük fayda gördüğüm sayın hocalarım; Prof. Dr. Emin ALICI, Prof. Dr.Şükrü ARAÇ, Prof.Dr. Osman KARAOğLAN, Prof. Dr. Ahmet EKİN, Prof. Dr. Hasan HAVITÇIOğLU, Prof. Dr. Halit PINAR, Prof. Dr. Haluk BERK, Prof. Dr. İzge GÜNAL, Prof.Dr. Hasan TATARİ, Doç. Dr. Önder BARAN, Doç. Dr. Mustafa ÖZKAN, Doç. Dr. Vasfi KARATOSUN, Doç. Dr. Can KOŞAY, Doç. Dr. Kadir BACA KOğLU ve Uzm. Dr. Sedit Kıvanç MURATLI'ya teşekkür ederim.**

**Tezim ile ilgili her konuda bana yardımcı olan ve tez danışmanlığını yapan sayın Doç.Dr. Ömer AKÇALI'ya ayrıca teşekkürü bir borç bilirim.**

**Tezimde kullandığım spinal implantların teminini ve teknik desteğini esirgemeyen HİPOKRAT A.Ş. çalışanlarına teşekkür ederim.**

**Tezimde biyomekanik ölçümler sırasındaki değerli yardımlarından ötürü DEÜTF Biyomekanik Anabilim Dalı asistanlarından Berivan ERİK ve İbrahim MUTLU'ya teşekkür ederim.**

**Tezimin istatistiksel analizlerinin yapılmasındaki katkıları nedeniyle Halksağlığı Anabilim Dalı asistanlarından Dr.Hatice GİRAY'a teşekkür ederim.**

**Asistanlık eğitimim boyunca kliniğimizde ve ameliyathanede beraber çalıştığım tüm asistan arkadaşlarıma, hemşire arkadaşlarıma, personel arkadaşlarıma, klinik ve poliklinik sekreterlerimize teşekkür ederim.**

**Beni yetiştirip bu günlere gelmemi sağlayan annem Münevver DEVSEREN, babam Fuat DEVSEREN ve tanıştığım günden itibaren bana desteklerini esirgemeyen sevgili eşim Dr. Nimet ÖZALP DEVSEREN'e teşekkür ederim.**

## **1.ÖZET:**

# **DANA OMURGASI MODELİNDE FARKLI ENSTRUMENTASYON TEKNİKLERİNİN ÖN KOLON AKSİYEL YÜKLENMESİNE ETKİLERİ (BİYOMEKANİK ÇALIŞMA)**

Dr İbrahim Ekrem DEVSEREN

Dokuz Eylül Üniversitesi Tıp Fakültesi

Ortopedi ve Travmatoloji Anabilim Dalı

İnciraltı-İZMİR

Torakolomber omurga yaralanmalarının önemli bir kısmını patlama kırıkları oluşturmaktadır. Torakolomber omurga patlama kırıkları, günümüzde halen omurga cerrahisi literatürünün geniş bir alanını kaplamakla birlikte tedavi algoritmaları konusunda net bir görüş birliği bulunmamaktadır. Bununla birlikte anterior cerrahi uygulanan olgularda destek grefti kullanımı oldukça yaygındır. Bu olgularda iyileşme ve füzyon oluşturma sürecinde uygun biyomekanik koşulların yaratılması cerrahi başarı açısından daha iyi sonuçların alınmasını sağlayacaktır. Çalışmamızın amacı, standart bir biyomekanik instabilite oluşturulan ve fizyolojik aksiyel yüklenme verilen dana omurgası modelinde, farklı enstrumantasyon tekniklerinin anterior kolona gelen yüklenmeye etkilerini değerlendirmektir.

Çalışmada kullanılmak üzere yedi adet dana omurgası üzerinde biyomekanik testler yapıldı, bunlardan teknik sorun yaşanmayan altı tanesi değerlendirmeye alındı. Örneklere instabilite modeli oluşturmak amacıyla anterior korpektomi uygulandı. Ardından anterior destek grefti olarak yük hücresi kullanılan ve farklı enstrumantasyon teknikleri uygulanan örneklere basma aleti ile aksiyel yüklenme uygulandı. Her örnek için dört farklı enstrumantasyon tekniği karşılaştırıldı. Basma aletinde 200, 400, 600 ve 800 Newton aksiyel yüklenmeler sırasında yük hücresinden alınan ölçüm değerleri kaydedildi. Verilerin toplanması ardından istatistiksel analiz Mann Whitney U testi ile yapıldı.

Sonuçlar karşılaştırıldığında, aksiyel yüklenmeler altında anterior ve posterior kombine fiksasyon yapılan örneklerdeki anterior yük hücresi destek greftinden alınan değerler diğer fiksasyon yöntemlerine göre daha az olmakla birlikte bu durum istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur.

Anahtar kelimeler: Biyomekanik instabilite, omurga kırığı, enstrumantasyon, implant

## **2. SUMMARY:**

### **EFFECTS OF DIFFERENT INSTRUMENTATION TECHNIQUES ON ANTERIOR COLUMN AXIAL LOADING IN BOVINE SPINE MODEL (A BIOMECHANICAL STUDY)**

Ibrahim Ekrem DEVSEREN, MD

Burst fractures constitute the vast majority of thoracolumbar spine injuries and even they enclose a broader area in the content of current spine surgery literature, there is no consensus on treatment algorithm. Strut grafts are widely used in cases of anterior surgery. Providing appropriate biomechanical state for healing and fusion will result better results and surgical success. We aimed to investigate the effects of different instrumentation techniques on the loading over anterior column in the bovine spine model that was given a standardized biomechanical instability and physiological axial force.

Biomechanical tests were performed on seven bovine spines and six of them without any technical problems have been included in the study. To establish an instability model, anterior corpectomy has been performed on each. Weight cell has been used as the anterior strut graft. Different instrumentation techniques were performed and followed by axial force, applied by a pressure device. Measurements by the weight cell were recorded during the pressure steps of 200, 400, 600 and 800 Newtons. Statistical analyses were performed by Mann Whitney U test.

Under axial forces, measurements from anterior load-cell strut grafts in cases on which anterior and posterior combined fixation was performed were less than the others and the results were statistically significant.

**Keywords:** Biomechanical instability, spinal fracture, instrumentation, implant

### **3.GİRİŞ ve AMAÇ**

Torakolomber omurga yaralanmalarının önemli bir kısmını patlama kırıkları oluşturmaktadır. Bu kırıklar Denis'in üç kolon teorisine göre orta ve ön kolonu ilgilendiren, sıklıkla kanal içi kemik fragmanların eşlik ettiği omur cisminin parçalı kırıklarıdır. Oluş mekanizmaları incelendiğinde omurgaya gelen ani ve şiddetli aksiyel kompresyon yüklenmesi ve eğilme momentleri ile meydana gelirler.

Torakolomber omurga patlama kırıkları, günümüzde halen omurga cerrahisi literatürünün geniş bir alanını kaplamakla birlikte tedavi algoritmaları konusunda net bir görüş birliği bulunmamaktadır.

Omurga kırıklarında genel olarak tedavi amaçları;

- 1- Nöral elemanların korunması ve nörolojik fonksiyonun sürdürülmesi,
- 2- Segmental deformite veya kollapsın düzeltilmesi ve önlenmesi,
- 3- Spinal instabilite ve ağrının önlenmesi,
- 4- Erken mobilizasyonun sağlanması,
- 5- Normal spinal biyomekaniğin restorasyonu olarak sıralanabilir.

Torakolomber omurga patlama kırıklarının tedavi algoritmaları çok sayıda seçenek içermektedir. Temel olarak fiksasyon teknikleri anterior enstrumantasyon, posterior enstrumantasyon, kombine anterior ve posterior enstrumantasyon (sirkumferansiyel enstrumantasyon-360°) olarak özetlenebilir. Uygulanan bu fiksasyon yöntemleriyle esas amaç spinal dizilimin sağlanması ve sürdürülmesi ile solit kemik füzyonu oluşturmaktır.

Posterior enstrumantasyon ve füzyon uzun seviye ya da kısa seviyeli olarak uygulanabilir. Uzun segment posterior enstrumantasyon torasik kifozun daha fizyolojik bir şekilde oluşmasını sağlar ve hasarlı omurun sagittal ve koronal düzlemde translasyonunu engeller. Uzun segment posterior sistemlerin üç nokta bükme kuvveti fiksasyonu ile uygulanmaları implantların sıyrma riskini azaltmakta ve bu da enstrumantasyonun stabilitesini arttırmaktadır. Buna karşın uzun segment posterior enstrumantasyonda füzyona katılan segment sayısının fazla olması ve özellikle enstrumante edilen segment seviyesi L3 düzeyinin altına inildiğinde

omurganın segmental biyomekaniği değişmektedir. Bunun sonucunda daha alt seviyelerde hareketli segmentlerde komşu segment dejenerasyonu ve ağrıya yol açmaktadır(1).

Kısa segment transpediküler posterior enstrumantasyon, omur cismi yüksekliğinin sürdürülmesi, kifozun redüksiyonu ve kifotik kollapsın önlenmesinde anterior enstrumantasyon ve korpektomi kadar etkili olduğu düşünölen bir yöntemdir. Daha az füzyone segment içermesi, daha az cerrahi hasar oluşması, lomber seviyede lordozu azaltmaması gibi avantajları vardır. Bununla beraber literatürde torakolomber omurga kırıklarında transpediküler kısa segment enstrumantasyona ait erken dönemde yüksek oranda implantlarda eğilme, kırılma ve sıyrılma şeklinde başarısız sonuçlar bildirilmiştir(2).

Anterior enstrumantasyon, direkt girişimle anterior yapılara ulaşılması ve uygun nöral dekompresyonun sağlanması nedeniyle özellikle nörolojik etkilenmenin belirgin olduğu olgularda tercih edilmektedir. Anterior girişimlerde direkt dekompresyon yapılabilmesi önemli bir avantaj olmakla birlikte, anterior implantlarda yetmezlikler görölebilir. Anterior enstrumantasyonda omurga kompressif kolonu desteklendiği için posterior yani distraktif kısımdaki yaralanmalar anterior implant yetmezliği riskini arttırmaktadırlar.

Torakolomber patlama kırıklarının tedavisinde seçilecek cerrahi yöntem belirlenirken yük taşıma fonksiyonunun önemi nedeniyle omurganın anterior kolonunun yapılandırılması önem kazanmaktadır. Yapılan cerrahi müdahalelerin ardından anterior destek kaybına bağlı olarak ilerleyici deformite gelişebileceği bildirilmektedir(3). Omurganın anterior bölgesinde vücut ağırlığını destekleyecek kemik stok bozulursa, yapılacak posterior enstrumantasyonda, implantlara aşırı eğilme momenti biner. Bir süre sonra da implant yetmezliği ve ilerleyici kifoz kaçınılmaz hale gelir. Bu nedenle omurga patlama kırıklarında, cismin yük taşıma kapasitesi azaldıysa, anterior kolonun desteklenmesi gereklidir(4,5,6).

Klinik uygulamalarda enstrumantasyon seçimi genellikle cerrahın deneyim ve tercihinine bağlıdır. Anterior ve posterior enstrumantasyon yöntemlerini ve klinik sonuçlarını karşılaştıran çok sayıda çalışma bulunmaktadır (7,8,9,10,11,12,13). Ancak bu çalışmalarda sonuçları etkileyebilecek birçok değişken vardır. Hastaların bireysel özellikleri, kırıkların standart olmaması, tedavi süreci, iyileşmedeki bireysel



farklılıklar gibi özellikler bu tip klinik çalışmaların sonuçlarını etkilemektedir. Bu nedenle enstrumantasyon tekniklerini karşılaştırmak için biyomekanik çalışmaların önemi ortaya çıkmaktadır. Yapılan biyomekanik çalışmalar da genellikle implant sağlamlığı ve yorgunluk dayanımını kapsamaktadır(14,15). Literatürde, anterior kolon rekonstrüksiyonu için kullanılan kemik greftleri üzerine aksiyel yönde gelen yükler ile implant stabilitesi ve füzyon gelişimi arasında bağlantı kuran çok az sayıda çalışma vardır(16,17,18).

Bu çalışmanın amacı, standart bir biyomekanik instabilite oluşturulan ve fizyolojik aksiyel yüklenme verilen dana omurgası modelinde, farklı enstrumantasyon tekniklerinin anterior kolona gelen yüklenmeye etkilerini değerlendirmektir.



## **4.GENEL BİLGİLER**

### **4.1 Torakolomber Omurganın Anatomik ve Biyomekanik Özellikleri**

Omurga, omurlar, intervertebral disk, faset eklemler ve ligament komplekslerini içeren spinal segmentlerden oluşmaktadır. Bu yapıların tamamı mükemmel bir uyum içerisinde fonksiyon görerek kasların da etkisiyle hareketin oluşumunu, üzerlerine binen yüklerin iletimini ve dengeyi sağlarlar. Bu mekanik bütünde omurlar kompleks kaldıraçlar olarak, faset eklemler ve diskler eksen noktaları, bağlar pasif sınırlandırıcılar ve kaslar da hareket sağlayıcılar olarak görev alırlar. Tüm bu yapılar birbirleri ile kontrollü bir biçimde eklemlenirler(19).

Omurganın üç temel biyomekanik fonksiyonu vardır. Birincisi, baş, gövde ve pelvise binen ağırlıkların ve eğilmeyle oluşan momentlerin transferini sağlamaktır. İkincisi, baş, gövde ve pelvis arasındaki fizyolojik hareketleri desteklemektir. Üçüncüsü ve en önemlisi ise fizyolojik kuvvet ve travmalarla oluşan potansiyel yaralayıcı kuvvet ve hareketlerden spinal kordu korumaktır. Tüm bu fonksiyonlar normal spinal anatomisinin ileri derecede özelleşmiş mekanik özellikleri sayesinde sağlanır.

Omur esas olarak iki temel kısımdan oluşmaktadır. Bunlardan birincisi anterior kemik bloğu olan omur cismi ikincisi ise nöral ark olarak bilinen posterior kemik halkadır. Bu kemik halka spinal korda çatı görevi üstlenen iki adet lamina ve omur cismine bağlantıyı sağlayan iki adet pedikülden ve diğer omurlarla ilişkiyi sağlayan artiküler, transvers ve spinöz çıkıntılardan oluşmaktadır. Buradaki adı geçen artiküler yüzlere faset eklem adı verilmektedir. Faset eklemler gevşek kapsüllü ve sinovyal tabakası bulunan apofizel eklemlerdir. Ayrıca omurun ön kısmını oluşturan omur cisimlerinin arasında aksiyel yük taşıma görevinin çoğunu üstlenen intervertebral diskler bulunmaktadır.

Omurgaya sagittal planda bakıldığında servikal ve lomber bölgede lordoz torakal ve sakral bölgede ise kifoz mevcudiyeti vardır.

Omur elemanlarının (cisim, pedikül, faset eklemler) boyut ve şekilleri bölgeden bölgeye farklılık göstermektedir. Bu durum omurganın farklı bölgelerinin biyomekanik özelliklerini de farklılaştırmaktadır. Omur cisimlerinin servikal bölgeden lomber bölgeye doğru inildikçe hem genişliği hem de derinliği artar. Ayrıca yine

omur cisminin yüksekliği de aşağıya doğru giderek artar. Omur cisminin büyüklüğündeki bu artış ile omurun strese karşı koyma yeteneği de artmaktadır.

Faset eklemlerin anatomik özellikleri bölgesel farklılıklar göstermektedir. Faset eklemler servikal bölgede koronal planda yerleşim gösterirken distale doğru inildikçe sagittal plana döner. Lomber bölgedeki faset eklemler sagittal düzlemde buldukları için bu bölge fleksiyon ve kayma hareketlerine karşı daha az direnç gösterir. Rotasyona karşı ise dirençlidir. Faset eklemlerin orta hat ile olan açıları L1'den L5'e gidildikçe artar. Temelde, fasetler kendi başlarına ekstansiyon postüründe olmadıkça, eksensel yükleri taşımazlar.

Pedikller servikal bölgede diğer bölgelere göre daha kısa ve oransal olarak daha kalındırlar. Pedikülün transvers genişliği servikalden orta torakal bölgeye doğru giderek azalır, lomber bölgede ise yeniden artar. Pedikllerin lomber bölgedeki bu yapısı transpediküler vida uygulamasına olanak verir. Pedikülün transvers açısı servikalden torakolomber bölgeye doğru gidildikçe azalırken, lomber bölgede ise artar.

Laminalar, dural keseyi arkadan korurken, spinöz çıkıntılarının tabanını oluştururlar. Kaslar ve ligamanlar sıkı bir şekilde spinöz çıkıntılara tutunurlar. Spinz çıkıntılar aracılığı ile uygulanan kuvvetler, omurgayı hareket ettirebilir.

Intervertebral diskler omurlar arasında yer alırlar ve yk iletimi, çok absorpsiyonu ve hareket ile ilgili görevleri vardır. Intervertebral disklerin şekil ve büyüklükleri omur cisimlerinin şekil ve büyüklüklerine uygundur. Bir yandan harekete izin veren, öte yandan ise harekete karşı direnç gösteren nükleus pulpozus ile anulus fibrozustan oluşmaktadır. Intervertebral diskin eksensel strese karşı direnç gösterme yeteneği fazladır, ancak yaş ilerledikçe bu özelliği azalır.

Omurganın intrinsik translasyonel ve rotasyonel stabilitesi bağları tarafından sağlanmaktadır. Intervertebral disk yapısında bulunan anulus fibrozusa ek olarak omurganın posterior kemik elemanlarını saran posterior ligamentöz kompleks yapısı bulunmaktadır. Posterior ligamentöz kompleks supraspinöz ve interspinöz ligamanlar, ligamentum flavum ve faset eklem kapsüllerinden oluşmaktadır.

Belirli bir bağın stabiliteye katkısı sadece yapısının gücüyle değil bulunduğu lokalizasyon ile de ilişkilidir. Dahası yüklenme koşullarına göre hem translasyonel hem de rotasyonel stabiliteye katkıda bulunabilir. Bağ yapısının stabilitenin

sağlanmasında etkinliğine yönelik diğer bir faktör bağın anlık rotasyon merkezine uzaklığıdır.

Omurgayı oluşturan bu anatomik yapıların tüm statik ve dinamik fizyolojik koşullarda mekanik bütünlüğü sağlama fonksiyonlarını devam ettirmeleri halinde biyomekanik stabilite durumu ortaya çıkmaktadır. Bu durumu bozan veya bir başka deyişle fizyolojik limitlerinden daha fazla omur hareketi oluşturan patolojik bir süreçte stabilitenin kaybı veya instabilite durumu meydana gelmektedir(20).

Stabilitenin temel ünitesi spinal hareket segmentidir. Bir hareket segmenti, iki komşu omurun birbirine bakan yarısı ile aradaki intervertebral disk, ön ve arka longitudinal ligamanlar, faset eklemler ve kapsülleri, ligamentum flavum ve interspinöz ligamanlar tarafından oluşturulur. Omurganın stabilizasyonu üç ana sistem ile sağlanmaktadır;

- Pasif özelliğe sahip kaslar, eklem kapsülleri, spinal ligamanlar, intervertebral disk, faset eklemler ve omur cisiminden oluşan pasif kas-iskelet alt sistemi,
- Spinal kolonu saran kas ve tendonlarla oluşturulan aktif kas-iskelet alt sistemi,
- Nöral kontrol sistemleri ve kas, tendon, ligamanlarda yerleşmiş olan kuvvet ve hareket alıcılarından oluşan nöral ve geri bildirim alt sistemi.

Stabilize edici sistemin görevi, spinal postürdeki değişiklikler ve yüklenen statik ve dinamik yüklere karşı omurgaya gerekli, yeterli stabilizasyonun sağlanmasıdır.

## **4.2 Torakolomber Omurga Yaralanmalarının Anatomik ve Biyomekanik Özellikleri**

### **4.2.1 Anlık rotasyon eksenini ve bölgesel özellikler**

Omurgaya uygulanan kuvvetler daima her üç düzlemdeki vektörlerine ayrılabilir. Burada vektör üç boyutlu bir alanda sabit ve iyi tanımlanan bir yöne doğru olan bir kuvvet olarak tanımlanmaktadır. Bir kuvvet vektörü, bir kaldırıcı

(moment kolu) etkileyerek eğilme momentine neden olur. Herhangi bir alandaki bir noktaya uygulanan eğilme momenti bir eksen çevresinde, rotasyona veya rotasyon eğilimine neden olur. Bu eksenin adı anlık rotasyon eksenidir. Normal koşullarda anlık rotasyon eksenini disk aralığının 1/2 posteriorunda yer almaktadır. Anlık rotasyon eksenini, her omur segmentinin her durumda rotasyon yaptığı eksenidir. Tanıma göre, anlık rotasyon eksenini her hareket segmentinin koordinat sisteminin merkezidir(21). Hareket segmentine herhangi bir yönde yük geldiğinde, anlık rotasyon eksenini üzerinde menteşe tarzında hareketler oluşmakta ve aşırı hareketleri ligamanlar önlemektedir. Omurgada oluşacak bir patlama kırığında, anlık rotasyon eksenini öne doğru yer değiştirecek ve cisim üzerine gelen fleksiyon momenti artacaktır. Cisimdeki parçalanma sonucunda oluşan kifoz deformitesi ne kadar fazla ise anlık rotasyon ekseninin öne doğru yer değiştirmesi o oranda fazla olacaktır(22). Anlık rotasyon ekseninin öne doğru deplasmanı cisim yüksekliğindeki azalma ile doğru orantılı olarak artar. Özellikle posterior elemanlardaki zedelenmeler, rotasyon ekseninin daha fazla öne kaymasına neden olur ve instabiliteyi artırır. Bu anlamda anlık rotasyon eksenini, bir dayanak veya destek noktasıdır. Anlık rotasyon eksenini dinamik olarak düşünölmelidir. Spinal hareket meydana geldiğinde, olaya katılan her spinal segmentin anlık rotasyon eksenini de hareket eder. Herhangi bir yükün uygulanmadığı bir omurgada, anlık rotasyon ekseninin omur cismi sınırları içinde lokalize olduğu varsayılır.

Omurganın torakal ve torakolomber bölgesinin biyomekanik stabilitesini etkileyen bazı anatomik özellikleri mevcuttur. Omur cisimlerinin ve intervertebral disklerin anterior yüksekliklerinin posterior yüksekliklerine göre daha az olmasından kaynaklanan normal torakal kifoz eğriliği mevcuttur. Bu fizyolojik kifoz nedeniyle torakal omurga fleksiyonda daha instabil olma eğilimindedir. Normalde var olan kifozun yol açtığı intrensek eğilme momenti bu bölgeye yüksek enerjili stres gelmesi halinde mekaniğindeki ani değişiklikler ile bölgesel olarak zorlanmaya yol açar. Bu sebeple bu bölgede kompresyon kırıklarının görülme olasılığı fazladır. Normal koşullarda lomber omurga lordotik postürdedir. Omur cisimlerinin alt lomber bölgede daha büyük olması, önemli destek sağlar. Torakolomber bileşkede ise torakal kifoz ile lomber lordozun birbirini etkisizleştirmesine bağlı olarak eğilme momenti oluşmaz. Omurgaya bu bölgede pür eksensel yük biner ve bu nedenle patlama kırıkları en sık bu bölgede görülür.

#### 4.2.2 Omurganın yük taşıyan kolon olarak değerlendirilmesi ve kırık sınıflamaları

Omurgaya aksiyel yönde gelen yükler anteroposterior olarak dağılım göstermektedir. Burada anteriorda omur cismi posteriorda ise posterior kemik halka üzerinden yükler iletilmektedir. Buna göre anterior kolon erekt pozisyondaki bir omurgada aksiyel yönde etkiyen kuvvetlerin %75 ile %80 kadarını anteriorda omur cismi alırken kalan %20 ile %25'lik yükü posterior elemanlar almaktadırlar(23). Omurgaya implant ve greft yerleştirilince yük geçişi bu elemanlarda ayrı bir kolon görevi görerek yükü paylaşırlar. Bununla beraber yükler geçiş için katılığı fazla olan bölgeyi tercih etmektedir. Bazı biyomekanik çalışmalarda omurga korpektomi modelinde aksiyel yönde etkiyen yüklerin ince bir posterior implant kullanıldığında %80'inin anterior kolondan, %20'sinin ise posteriordan iletiltiğini ancak daha kalın posterior implant kullanıldığında posteriordan iletilen yüklerin %35'e kadar çıktığı gösterilmiştir(24). Burada eğer korpektomi bölgesinde anterior rekonstrüksiyon yapılmazsa yüklerin %100'ünün posteriordan iletilmesi gerekmektedir. Bu da anterior rekonstrüksiyon yapılmasıyla posteriora gelen yüklerin dengelenmesi konusunda fikir vermektedir.

Omurga bütünlüğü veya bütünlüğünün kaybının derecesini hesaplamak ve sonuçta spinal stabilitenin varlığı veya yokluğunu saptamak için, birçok instabilite şeması tanımlanmıştır. Bu şemalar, Holdsworth(25), Louis(26) ya da Denis'in (27) belirttiği gibi omurganın kolon kavramına dayanır. Denis, instabilite kavramını üç kolon yaklaşımında ele almıştır. Denis'in üç kolon kavramına göre;

- Anterior kolon omur cisminin 2/3 anterior kısmı , anulus fibrozusun anterior kısmı ve anterior longitudinal ligaman,
- Orta kolon, posterior longitudinal ligaman, anulus fibrozusun posterior kısmı ve omur cisminin 1/3 posterior kısmı,
- Posterior kolon, posterior kemik halka (spinöz çıkıntı, laminalar, pediküller, faset eklemler) ve posterior ligamentöz kompleks (supraspinöz ve interspinöz ligamanlar, ligamantum flavum, faset eklem kapsülleri) tarafından oluşturulur.

Omurgaya fizyolojik olarak taşıyabileceğinden daha fazla uygulanan kuvvetlerin yönü ve şiddetindeki değişiklikler ile farklı kırık tipleri oluşur. Omurgaya

uygulanan kuvvetin yönü ve anlık rotasyon eksenine göre oryantasyonu belirli bir eğilme momenti yaratmaktadır. Bu da etkilenen spinal segmentteki stresleri belirlemektedir. Omurgaya gelen kuvvetin anlık rotasyon eksenine göre uzaklığı ve oluşan eğilme momenti yaralanmanın tipini doğrudan etkiler. Yetmezliğe sebep olan kuvvetin büyüklüğü ve özellikleri ile spinal segmentteki anatomik yapıların durumu yaralanma tipinin tanımlanması için ölçüt olarak kullanılır.

Buradan yola çıkarak temel olarak omurga kırıkları oluş mekanizmalarına göre dört ana tipe ayrılır. Bunlar kompresyon kırıkları, patlama kırıkları, fleksiyon-distraksiyon(Chance) kırıkları ve kırıklı çıkıklardır(28). Torakolomber omurga yaralanmalarında yaralanma mekanizmaları ve morfolojinin daha kolay anlaşılması için literatürde daha birçok sınıflama bulunmaktadır(29,30,31,32,33).

Torakolomber omurga yaralanmalarına yaklaşımda kullanılan bir başka sınıflama ise Magerl veya AO sınıflamasıdır(34). Bu sınıflama primer olarak patomorfolojik ölçütlere dayanır. Üç ana grup ve üç alt gruptan oluşmaktadır. Ana gruplar esas yaralanma mekanizmasına göre sınıflandırılırlar. Bunlardan tip A omur cisim kompresyonu, tip B anterior ve posterior elemanların distraksiyon yaralanmasına bağlı anterior ya da posterior yapıların transvers olarak ayrılması, tip C anterior ve posterior elemanların burkulma mekanizmasıyla rotasyonel yaralanmasıdır. Alt gruplar morfolojik ölçütlere göre ayrılmaktadır. Yaralanma ciddiyeti tip A'dan tip C'ye doğru artış göstermektedir. Magerl çalışmasında 1445 hastayı yaralanma mekanizması, grup ve alt grupların sıklığı ve nörolojik defisit insidansına göre değerlendirmiştir. Yaralanmaların çoğu torakolomber bileşkeyi ilgilendirmekte, en az yaralanmaya ise torakolomber omurganın üst ve alt uçlarıyla, T10 seviyesinde rastlanmıştır. Tüm olgular için Tip A kırıklar %66.1, tip B kırıklar %14.5 ve tip C kırıklar %19.4 oranda bulunmuştur. En sık rastlanılan kırık tipi %34,7 oranla stabil tip A1'dir. Nörolojik defisit tek kök lezyonundan komplet paraplejiye kadar uzanan spektrumda ve 1212 hastada saptanmıştır.

### 4.2.3 Kırık tipleri ve oluş mekanizmaları

Kompresyon kırıkları, omur cismine aksiyel yüklenmeyle birlikte fleksiyon mekanizmasıyla oluşan ve sadece anterior kolonun etkilendiği kırıklardır. Omur cisminin anterior ya da lateralinde olabilir. Nörolojik yaralanmaya çok nadir rastlanır. Bu kırıklar genellikle stabil kabul edilirler.

Patlama kırıkları simetrik bir cisim kompresyonu sonucunda hem anterior hem orta kolonun etkilenmesiyle oluşur. Bu kırıklar çoğunlukla instabil dirler. Omur cisminin her taraftan sıkıştırılması sıklıkla kemik parçalarının spinal kanala itilmesi ve dural kese kompresyonuyla sonuçlanır. Spinal kanal daralmasıyla nörolojik defisit gelişimi arasında bir ilişki kurulamamıştır(35).

Fleksiyon-distraksiyon (Chance) kırıkları spinal kolonun aksiyel planda oluşan yaralanmasıdır. Fleksiyon yaralanmasında rotasyon aksı anterior kolondur. Klasik Chance kırığında horizontal split bir kırık mevcuttur. Ayrıca değişik derecelerde ligament ve intervertebral disk rüptürleri ile beraber olan alt tipleri vardır.

Kırıklı çıkıklar, her üç kolonun kompresyon, germe, rotasyon ve makaslama yaralanmalarıdır. Yüksek enerjili travma sonucunda oluşurlar ve çoğunlukla instabil dirler.

Özetle; kompresyon kırıkları temel olarak anterior kolonun stres yetmezliği sonucu oluşmaktadır ve burada orta kolon sağlamdır, patlama kırıkları kompresyon altında anterior ve orta kolonda oluşan yetmezliğe neden olmaktadır, fleksiyon-distraksiyon (Chance) kırıkları posterior ve orta kolonun sağlam bir anterior dayanak noktasıyla beraber gerilim altındaki yetmezliğe bağlıdır, kırıklı çıkıklarda ise tüm kolonlarda çeşitli yönlerdeki ve çeşitli derecelerdeki güçlerin etkisi söz konusudur.

### 4.2.4 Spinal stabilite

Panjabi stabiliteyi, omurganın stabilize edici sisteminin omurgayı normal fizyolojik hareket sınırları içinde tutabilmesi, nörolojik defisit oluşmaması ve iş yapamaz duruma getirci ağrı oluşmaması olarak tanımlamıştır(36). İnstabilitenin değerlendirilmesinde üç önemli nokta vardır. Birincisi, anormal yer değiştirme olmadan omurga fizyolojik yüke karşı dayanma gücünü kaybedince instabilite oluşur. İkincisi, instabilite varlığında anormal yer değiştirmenin olduğu durumda



ilaveten nörolojik hasar gelişebilir. Üçüncüsü ise, instabilite, omurganın nöral elemanları koruma yeteneğinde bozulmaya işaret eder. Panjabi ve arkadaşlarının yüksek enerjili travma ile patlama kırığı modeli oluşturarak yaptığı bir biyomekanik çalışmada omurganın çok yönlü posttravmatik stabilitesi değerlendirilmiştir. Oluşturulan modelde hareket genişlikleri sağlam omurgaya göre aksiyel torsiyonda yaklaşık dört kat, eğilme, fleksiyon ve ekstansiyonda yaklaşık iki kat artmıştır. Özellikle aksiyel rotasyon ve eğilme yaralanmalarında, akut instabilite oluşmasının tedavinin şeklini belirleyebileceğini ve bu tipteki yaralanmalarda rijit fiksasyon gerekeceğini bildirmiştir. Bununla beraber Denis'in üç kolon teorisi desteklenerek orta kolonun torakolomber omurganın mekanik stabilitesinin sağlanmasında primer belirleyici faktör olduğu belirtilmiştir(37).

White ve Panjabi, daha sistematik değerlendirme yapabilmek için bir kontrol listesi geliştirmişlerdir(38). Tablo 1' de görülen bu değerlendirme sistemine göre daha fazla faktör göz önüne alınmaktadır.

**Tablo 1.** Omurga kırıklarında stabilite skorlaması

Eleman	Puan
Anterior elemanlar hasar görmüş, fonksiyon göremez durumda	2
Posterior elemanlar hasar görmüş, fonksiyon göremez durumda	2
Kostovertebral eklemlerde ayrılma	1
Radyografik ölçütler	
1.Sagittal plan yer değiştirmesi > 2.5 mm	2
2.Göreceli sagittal plan açılanması > 5°	2
Tahmin edilen tehlikeli yüklenme	1

Bu listeye göre toplam 5 puan ve üzerindeki değerlerde torakolomber omurga yaralanması biyomekanik olarak instabil kabul edilmektedir. Basit bir tanımla üç kolon teorisine göre iki veya daha fazla kolonu ilgilendiren kırıklar instabil olarak değerlendirilir.

### 4.3 Torakolomber Omurga Yaralanmalarının Tedavi Metotları

Torakolomber omurga yaralanmaları, günümüzde halen omurga cerrahisi literatürünün geniş bir alanını kaplamaktadır. Son yıllarda yapılan çok sayıda klinik ve biyomekanik çalışma olmasına rağmen, kırık sınıflamaları ve tedavi algoritmaları konusunda net bir görüş birliği yoktur. Hastanın durumu ve tedavi metotları değerlendirildiğinde cerrahi tedavi amaçları, kırığın anatomik redüksiyonu, korreksiyonun sürdürülmesi, nöral yapıların dekompresyonu, sagittal dizilimin sağlanması, füzyonun ve komplikasyonların mümkün olduğunca en aza indirgenmesi olarak sıralanır.

Spinal travmanın tamamen anlaşılabilmesi ve uygun tedavi yaklaşımının belirlenmesi için spinal yaralanma mekanizmaları çok iyi bilinmelidir. Spinal yaralanma mekanizmaları esas olarak aksiyel kompresyon, distraksiyon, rotasyon ve makaslama olmak üzere dört tiptir. Fakat en uygun tedavinin planlanması ve uygulanması için yaralanma mekanizmalarına ek olarak yaralanma morfolojisi, nörolojik durum ve posterior ligamentöz kompleks değerlendirilmesi de gerekmektedir(39).

Torakolomber omurga yaralanmalarında uygulanan cerrahi teknikler temel olarak anterior enstrumantasyon, posterior enstrumantasyon, kombine anterior ve posterior enstrumantasyon(sirkumferansiyel enstrumantasyon-360°) olarak sıralanır. Burada fiksasyon materyalleri olarak anterior enstrumantasyonda rot vida, plak vida sistemleri, posterior enstrumantasyonda rot vida, çengel rot, plak vida sistemleri ile sublaminal teller ve bunların kombinasyonu kullanılmaktadır.

Torakolomber omurga yaralanmalarında nörolojik durumun belirlenmesi için Frankel sınıflaması kullanılmaktadır(40). Buna göre A'dan E'ye sıralanan beş grup bulunmaktadır. Tip A komplet spinal yaralanmayı, Tip B-C-D inkomplet ve kauda ekuina yaralanmasını, tip E ise intakt durum ve izole kök hasarını göstermektedir.

Posterior ligamentöz kompleks değerlendirilmesinde faset eklemlerde ayrılma, interspinöz mesafe genişlemesi, cisim etkilenmesi olmadan lokal kifoz gelişimi, alt ya da üst spinöz çıkıntılarda avülsiyon, omur cisim translasyonu direkt grafilerde bulunabilecek önemli bulgulardır. Ayrıca direkt grafilerde kırık hakkında bilgi verecek ve rutin ölçülmesi önerilen bazı parametreler bulunmaktadır. Bunlar sagittal dizilimi değerlendirmek için Cobb açısı, antelistezisi değerlendirmek için

omur cisim translasyon yüzdesi, omur cisim kompresyonunu değerlendirmek için anterior omur cisim kompresyon yüzdesi, sagittal ve transvers kanal uzunluğu oranı ve kanal kesitsel alanıdır(41). Güncel olarak, posterior ligamentöz kompleksin devamlılığının belirlenmesinde en çok önerilen görüntüleme yöntemi ise manyetik rezonans incelemesidir(39).

Yaralanma sırasında veya sonrasında omurga anterior kolonunun yük taşıma yeteneğindeki azalmayı değerlendirmek için Farcy ve arkadaşlarının tanımladığı sagittal indeks(SI) kullanılabilir(3). Sagittal indeks, sagittal planda segmental kifozun ölçümü esasına dayanır. Farcy, anterior destek kaybına bağlı olarak ilerleyici deformite gelişebileceğini bildirmiştir. Buna göre, sagittal indeksin 15'in altında olduğu ve 3'ten az elemanın yaralandığı kırıklar ilerleme eğilimi göstermez. 25 ile 35 derece arasında sadece posterior girişimin yeterli olduğunu belirtmektedirler. Sagittal indeksin 35 ve üzerinde olduğu durumlarda ise anterior destek gerekli görülmektedir. Posterior düzeltmeden sonra 15° ve üzerinde rezidüel kifoz deformitesi saptanırsa, implantlardaki makaslama kuvvetinin azaltılması için anterior destek uygulanmalıdır. Bu görüş çerçevesinde son yıllarda Gaines tarafından yük dağılımı sınıflaması yapılmıştır(31). Bu sınıflamaya göre, instabil patlama kırıklarında omur cisimindeki kırık parçaların sayısı, ayrıklığı ve kifoz miktarına puanlar verilmekte ve yedi puanın üzerinde olan kırıklarda posterior cerrahinin yetmeyeceği ve anterior girişimin gerekli olduğu öne sürülmektedir. Yük dağılımı sınıflamasını ölçüt aldığımızda anterior girişim endikasyonu olan kırıklar daha fazla parçalanmalı olan brütal kırıklardır.

2006 yılında Spine Trauma Study Group tarafından hazırlanan uzlaşma panelinde torakolomber omurga yaralanmalarında cerrahi tedavi algoritmaları belirlenmiştir. Buna göre cerrahi teknikler arasında seçim yaparken yaralanma morfolojisi, nörolojik durum ve posterior ligamentöz kompleksin değerlendirilmesi gereklidir. Nörolojik durumun sağlam ve posterior ligamentöz kompleksin hasarlı olduğu olguların çoğunda posterior yaklaşım önerilmiştir. İnkomplet nörolojik defisit varlığında posterior ligamentöz kompleks sağlam ise anterior yaklaşım kesin olarak önerilmiştir. Hem posterior ligamentöz kompleksin hasarlı olduğu hem de nörolojik defisit var olduğu olgularda kombine anterior ve posterior yaklaşımın(sirkumferansiyel yaklaşım-360°) yararlı olacağı öne sürülmüştür(42).

Posterior yaklaşımla enstrumantasyon ve füzyon torakolomber kırıklarının tedavisinde uzun yıllardır yaygın olarak uygulanan ve birçok omurga cerrahının yatkın olduğu, düşük morbidite ve komorbiditeye sahip bir yöntemdir. Posterior fiksasyon uygulamaları uzun seviye ya da kısa seviyeli olarak seçilir. Uzun seviye uygulaması hasarlı segmentin iki alt ve üç üst segmenti, kısa seviye uygulama ise hasarlı segmentin bir alt ve bir üst segmenti enstrumante edilerek yapılır. Uzun segment posterior enstrumantasyon yapılırken üç nokta bükme kuvveti ile fiksasyon tekniği kullanılmaktadır. Buna göre fiksasyon noktalarının düzeltici kuvveti çok sayıda segmentte dağılacığından, pull-out yetmezlik riski minimalize edilmiştir. Ayrıca torasik kifoz redüksiyonu sağlanmakta ve hasarlı omurun sagittal ve koronal düzlemde translasyonu önlenmektedir. Bu faktörlerin etkisiyle uzun segment posterior enstrumantasyonun stabilitesi artmaktadır. Kısa segment transpediküler posterior enstrumantasyon transpediküler vidaların keşfiyle popülerite kazanmış bir yöntemdir. Birçok omurga cerrahı omur cisim yüksekliğinin sürdürülmesi, kifozun redüksiyonu ve kifotik kollapsın önlenmesinde transpediküler kısa segment enstrumantasyonun, anterior enstrumantasyon ve korpektomi kadar etkili olduğunu düşünmektedirler. Bununla beraber çoğu yazarda transpediküler kısa segment enstrumantasyonun anterior osseoligamentöz kompleksin sağlam olduğu torakolomber yaralanmalarda daha uygun olduğu görüşündedirler. Daha az füzyone segment içermesi, daha minimal açılım alanı, lomber seviyede lordozu azaltmaması gibi avantajlarına karşın literatürde torakolomber omurga kırıklarında transpediküler kısa segment enstrumantasyona ait yüksek oranda erken dönem başarısız sonuçlar bildirilmiştir(2).

Bununla birlikte, füzyona katılan segment sayısının artması ve özellikle enstrumante edilen segment seviyesinin L3 düzeyinin altına inmesi omurganın segmental biyomekaniğini değiştirmektedir. Bu durumda komşu hareket segmentlerinde erken dejenerasyon ve ağrı gelişebileceği bildirilmiştir(1,43).

Anterior yaklaşımla enstrumantasyon direkt girişimle anterior yapılarla ulaşılması ve direkt ve yeterli nöral dekompresyonun sağlanması nedeniyle özellikle nörolojik etkilenmenin belirgin olduğu olgularda tercih edilmektedir. Aynı zamanda posterior girişim uygulanan hastalarda omurga cisminin aşırı parçalanmasından dolayı yük taşıma yeteneğinde azalma olduğu düşünülmüyorsa, anterior destek uygulanması implant yetmezliği riskini azaltır.

Torakolomber patlama kırıklarının tedavisinde seçilecek cerrahi yöntem belirlenirken yük taşıma fonksiyonunun önemi nedeniyle omurganın anterior kolonunun rekonstrüksiyonu ayrıca önem kazanmaktadır. Yapılan cerrahi müdahalelerin ardından anterior destek kaybına bağlı olarak ilerleyici deformite gelişebileceğini bilinmektedir. Bu rekonstrüksiyonda destek kemik greftleri (iliak kanat, kosta, fibula), allogreftler, kafesler, kemik çimentosu kullanılabilir.

Spinal enstrumantasyonda kullanılan posterior ve anterior implantların uygulama anındaki sağlamlıkları erken dönemdeki stabilitenin sağlanmasında en önemli faktördür. İlerleyen dönemlerde yaralanmadan etkilenen seviyelerde solit kemik füzyonunun sağlanması gerekmektedir. Bu açıdan bir internal fiksasyon cihazı ne kadar güvenilir görünürse görünsün, kemik füzyonu ve stabilite elde etmedikçe, sonunda yetersiz kalır. İmplant materyalinin yetersizliği ile kemik füzyonu arasında bir ilişki vardır. Füzyon sağlandıktan sonra, implant materyali ve kemiksel bağlantısı zayıflarken, füzyon güçlenir. Anterior kolon rekonstrüksiyonu için kullanılan kemik grefti ve sağladığı kemik füzyon omurgaya stabiliteyi kazandıran oluşumlardır.

Genel olarak spinal cerrahide kullanılan tüm implantlar anterior, posterior ve intervertebral uygulamalar için tasarlanmışlardır. Spinal implantlar sabit ve dinamik olarak ikiye ayrılmaktadır. Sabit implantlar omurgaya distraktif, kompressif veya nötral eksensel kuvvet şeklinde uygulanabilirler. Sabit implantlar, omurgayı sağlam bir şekilde fikse etmek üzere kullanılırlar. Dinamik implantlar ise segmentler arasında belirli bir ölçüde harekete izin verirler, bu da sistemin belirli noktalarında (genellikle implant-kemik arayüzeyinde) zorlanmalara neden olabilir. Bu etkenler uygulama tipini belirlemektedir. Rijit spinal enstrumantasyonun amacı omurganın mutlak immobilizasyonudur. Ancak rijit fiksasyon her koşul altında elde edilemeyebilir. Kemik, biyolojik materyal olduğundan, uygulama zorlanmaları karşısında sürekli halde deformasyona uğrar ve yeniden yaplanır. Bu nedenle, en sağlam cihazlar bile kimi hareketlere izin verirler. Bu hareketin miktarı implant-kemik arayüzeyi gevşedikçe zamanla artar. Yeterli tekrar ve yeterli kuvvet ile bu hareket oluşursa, zamanla implant-kemik arayüzeyinde yetersizliğe neden olur. Zamanla böyle bir yetersizliğin oluşmasında etkili iki önemli faktör vardır. Bunlar taşınan yükleri implant-kemik arayüzeyinden devralacak bir füzyon oluşmaması ve enstrumantasyon cihazının bizzat yetersiz kalmasıdır. Bu açıdan cerrahi

uygulamalarda istenen redüksiyonun anatomik olarak sağlanması, sağlam fiksasyon ve bu durumun kemik füzyon elde edilinceye kadar sürdürülmesidir.

Çeşitli sınıflamalar ve ölçüm yöntemleri, farklı kombinasyonlardaki enstrumantasyon tipleri, füzyon metotları, anterior ve/veya posterior yaklaşımla yapılan nöral dekompresyonun kırık tedavisinin her basamağında ayrı ayrı rolleri bulunmaktadır. Fakat hangi cerrahi yöntemin daha başarılı olduğu konusunda herhangi bir görüş birliği bulunmamaktadır.

Patlama kırıklarında tedavi, yaralanmanın şiddetine göre değişmekle birlikte üç önemli faktör bunu etkilemektedir. Bunlar spinal kanaldaki parça miktarı, yaralanma seviyesindeki açılanma derecesi ve nörolojik durumdur. Spinal kanaldaki parça miktarı yaralanma seviyesi ile ilgili olarak çeşitli derecelerde nörolojik defisit oluşturabilir. Bu parçalar anterior yaklaşımla direkt dekomprese edilebileceği gibi posterior yaklaşımla sağlam posterior longitudinal ligamanın olduğu durumda endirekt yolla da bir miktar redükte edilebilirler. Shono ve arkadaşlarının yaptıkları radyografik ve biyomekanik çalışmalarında anterior dekompresyon ve enstrumantasyon yöntemiyle posterior endirekt redüksiyon ve enstrumantasyonu karşılaştırmışlardır. Sonuç olarak anterior rekonstrüksiyon metodunun posterior endirekt dekompresyon ve stabilizasyona göre daha etkili dekompresyon sağladığını ve mekanik olarak daha stabil olduğunu belirtmişlerdir(44). Parçalar ilerleyen dönemde remodele olarak spinal kanal dizilimi ve nörolojik instabilite göreceli olarak düzelme gösterebilir. Bu nedenlerden dolayı spinal kanaldaki parça miktarı tedavinin planlanmasında çok etkili değildir. Patlama kırıkları instabil olma eğilimlerinin fazla olması nedeniyle sıklıkla cerrahi tedavi gerektirirler. Bu kırıklarda cerrahi tedavi ölçütleri biyomekanik ve/veya nörolojik instabilitedir. Özellikle inkomplet ya da progressif nörolojik yaralanması olan instabil omurga kırıklarında cerrahi tedavi uygulanması ve cerrahi yöntemin de anterior girişimle yapılması şeklinde genel bir eğilim mevcuttur.

Cerrahi uygulamalarda anatomik redüksiyon, füzyona katılacak segment miktarı, anterior veya posterior yaklaşım seçimi, korpektomi derecesi ve enstruman tipinin belirlenmesi gibi değişik basamaklar tedavinin başarısı açısından çok önemlidir. Anterior dekompresyon ve füzyon uygulanan bazı olgularda yapılan fazla miktardaki korpektomiler ileri instabiliteye yol açabilmektedir. Bazı biyomekanik çalışmalarda omurganın korpektomi sonrasında dayanma gücünün sağlam

omurgaya göre büyük oranda azaldığı aksiyel yüklenme, öne fleksiyon ve rotasyon testlerinde gösterilmiştir(45).

Anterior kemik greftlerinin kalıcı çok güçlü özellikleri vardır. Ağırlığı taşıma bizzat iyileşmeyi ve kemik füzyonunu arttırır. Bu nedenle kemik greftinin konulacağı yerin seçimi çok dikkatlice hesaplanmalıdır. Anterior kemik greftinin lokalizasyonu enstrumantasyonun biyomekanik etkinliğini önemli ölçüde etkiler. Genellikle, eksensel yüke direnç gösterebilmek ve torsoya en iyi şekilde destek sağlamak için, kemik grefti en iyi sagittal düzlemde anlık rotasyon eksenine ile aynı hizada yerleştirilmelidir. Kemik destek greftinin hem kendisi, hem de omur cismi ile temas yerleri, böyle bir destek için yeterince sağlam ve kuvvetli olmalıdır.

Posterior sistemlerin uygulandığı olgularda anterior ve orta kolonun destek greft ve/veya anterior enstrumantasyon ile desteklenmesi önerilmektedir. Çünkü bu kolonları ilgilendiren kırıklarda sadece posterior uygulamalarda karşılaşılan implant yetmezlikleri bildirilmiştir. Ebelke ve arkadaşlarının yaptıkları bir çalışmada patlama kırıklı hastalarda anterior dekompresyon ve destek greft ile anterior rekonstrüksiyon eklenen posterior enstrumantasyon uygulanmış hastalarda posterior implant ömrünün daha uzun olduğu bulunmuştur(46).

## **5. GEREÇ VE YÖNTEMLER**

### **5.1 Araştırmanın Tipi, Yapıldığı Yer ve Tarih**

Bu çalışma biyomekanik bir deneysel araştırmadır. Çalışma Mart 2006 ile Haziran 2006 tarihleri arasında Dokuz Eylül Üniversitesi Tıp Fakültesi Ortopedi ve Travmatoloji Anabilim Dalı ile Dokuz Eylül Üniversitesi Tıp Fakültesi Biyomekanik Anabilimdalı biyomekanik araştırma laboratuvarında gerçekleştirilmiştir.

### **5.2 Örnek Seçimi ve Örneklerin Hazırlanması**

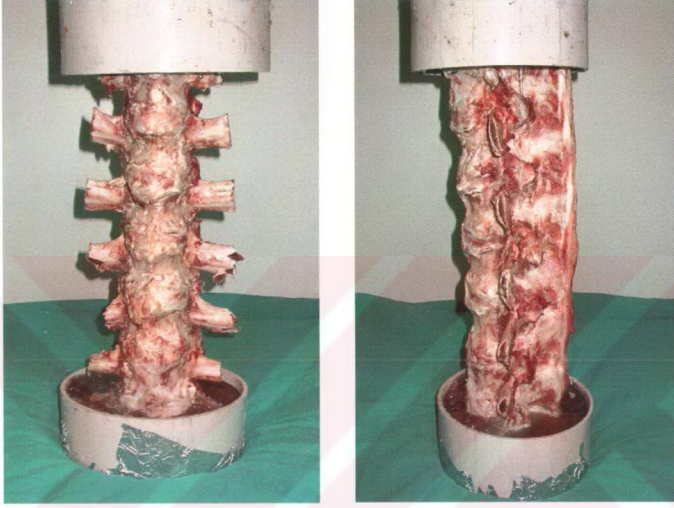
Çalışmada deneylerin yapılması için "dana omurgası" modeli seçildi. Omurga örnekleri et ve et ürünleri üretimi ve pazarlaması yapan bir kuruluşun taze et üretim fabrikasından sağlandı. Dana omurga örnekleri, aynı cins ve aynı yaşta danaların aynı gün içerisinde kesilmesi ve aynı gün içerisinde lomber bölgelerinin temizlenmesi ile elde edildi. Tüm örnekler, veteriner kontrollerinde ek hastalıkları bulunmayan ve ortalama 18-24 aylık, aynı cinsiyet ve benzer kilolardaki danalardan sağlandı. Omurga örnekleri aynı entegre tesisin soğutucusunda şoklandıktan sonra transportu gerçekleştirildi. Daha sonra Dokuz Eylül Üniversitesi Tıp Fakültesi Hastanesi'nde bulunan bir derin dondurucuda  $-18^{\circ}$ 'de muhafaza edildi. Örnekler deneyin yapılacağı tarihten bir gün önce derin dondurucudan çıkarılarak normal bir buzdolabına nakledildi ve burada  $+4^{\circ}$ 'de çözülmeye bırakıldı. Yaklaşık bir gün çözülme beklendikten sonra deney aşamasına geçildi.

Deneyler oda sıcaklığında gerçekleştirildi. Örneklerin hazırlanması sırasında yumuşak dokuların sıvı kaybetmemesine özen gösterildi. Bunun için örnekler hazırlanma ve deneyler sırasında belli aralıklarla %0,9 NaCl solüsyonu ile ıslatılarak ve ıslatılmış tamponlarla sarılarak korundu.

Deney uygulamaları için kullanılan örneklerin sakrum proksimalindeki 7 segment çalışma için alındı. Bu örneklerin proksimal ve distal uçlarındaki birer segment ise kalıp içine gömüldü. Kalıp uygulamasında 20 cm çapında ve 10 cm yükseklikte silindirik plastik bir kabın içinde uç kısımlarında 2-3 cm kalacak şekilde ve yan kenarlarında da en dar genişliği 2 cm'den az olmayacak şekilde omurga örnekleri yerleştirilerek CE-188-N-8 tipi genel amaçlı polyester içine gömüldü

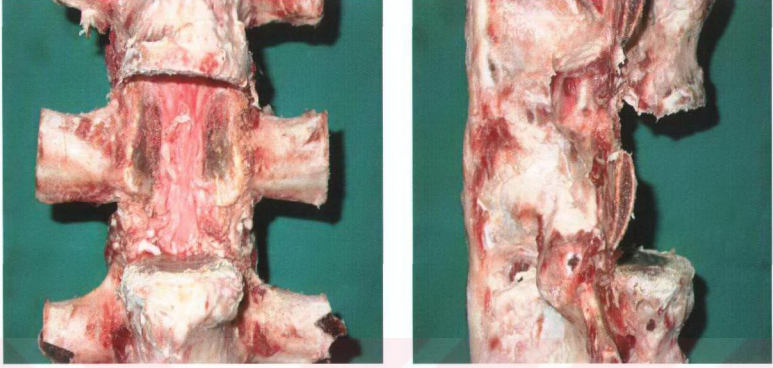


(Resim 1). Polyesterin sertleşirken ısınması sırasında yaydığı ısı nedeniyle kademeli olarak su soğutması uygulandı.



**Resim 1.** Dana omurgası modelinin polyester kalıp içerisinde ön ve yan görünümü

Daha sonra örneklerin her birine motorlu bıçak yardımıyla L4 korpektomi uygulandı. Korpektomi yapılırken önce pediküller kesildi. Daha sonra dura ve diğer yumuşak dokular cismin kemik yüzeyinden sıyrıldı. Böylece posterior ligamentöz kompleks, spinal kord ve dura korunmuş oldu(Resim 2). Korpektomi seviyesinin bir alt ve bir üst seviyesindeki intervertebral diskler eksize edildi. Bir üst seviyenin alt uç plağı ve bir alt seviyenin üst uç plağı transvers düzleme paralel olacak şekilde düzeltilerek greftlemeye uygun hale getirildi.



**Resim 2.** Dana omurgasının korpektomi sonrası görünümü

### 5.3 Spinal İmplantlar

Deneyde kullanılacak spinal implant olarak Hipokrat A.Ş. spinal sisteminin Yeni Spinal Sistem (YSS) modelinin titanyum olan versiyonu seçildi. Sistem tarafımıza Hipokrat A.Ş. tarafından başış yoluyla verildi.

Deneyde her bir cerrahi uygulamada kullanılan spinal implant elemanlarının listesi Tablo- 2'de gösterilmiştir.

Anterior ve posterior enstrumantasyon kombinasyonu yapılan örneklerde ise bu iki tip uygulamada kullanılan implantlarla deneyler yapılmıştır. Fiksasyon sistemlerinin uygulanmasında ise spinal setin içinde bulunan kapalı pedikül vidası gönderici, açık pedikül vidası gönderici, tornavida, biz, prop, kilimli rot tutucu, rot tutucu, küçük ve büyük rot bükücülerle, plak uygulaması için özel tasarımı tornavida ve alyan anahtar aletleri kullanıldı.

**Tablo 2.** Deneylerde kullanılan spinal implant tipleri

Uygulama tipi	İmplant adı	İmplant boyutu	Miktar
Anterior plak enstrumantasyonu	Anterior plak	70-90 mm	1
	Spongioz vida	50 mm-6.5 mm	4
	Vida sabitleyici tapa	6.5 mm	4
Anterior çift rot enstrumantasyonu	Kapalı pedikül vidası	50 mm-6.5 mm	2
	Açık pedikül vidası	50 mm-6.5 mm	2
	Rot	90 mm / 110 mm-5.5 mm	2
Posterior kısa segment enstrumantasyon	Kapalı pedikül	55 mm-6.5 mm	2
	Açık pedikül vidası	55 mm-6.5 mm	2
	Rot	140 mm-5.5 mm	2

#### 5.4 Basma ve Yük Hücresi Ölçüm Aleti

Ölçüm amacıyla AMETEK Inc. Chatillon DFS Series Digital Force Gauge aleti kullanıldı. Chatillon DFS tipi ölçüm aletine bağlanabilen ve maksimum 2500 Newton'a kadar dayanıklı yük hücresi (load cell) hem anterior destek olarak hem de yük geçişini saptamak amacıyla kullanıldı. Deneyde basma aleti olarak ise SHIMADZU Autograph AG-5kNG basma ve çekme cihazı kullanıldı.(Resim 3).

Basma cihazının gösterge çizelgesinde 0,001 Newton hassasiyetinde gösterim yeteneğine sahipti. Aksiyel kompresyonun sağlanması sırasında basma hızı 1 mm/dak olacak şekilde ayarlandı.



**Resim 3.** Omurga modeli, basma aleti ve yük hücresinden oluşan tüm sistemin görünümü

### 5.5 Enstrumantasyon ve Ölçüm

Deneyler yapılırken örneklere yük verilmeden yük hücresi(load-cell) ve basma aletleri her deney için yüklenme öncesinde kalibre edildi. Basma aletiyle 0'dan 800 Newton'a kadar sürekli artan şekilde ve basma hızı 1 mm/dak olacak şekilde aksiyel kompresyon uygulandı. Yüklenme sırasında Chatillon DFS tipi ölçüm aletine bağlı ve anterior destek greft olarak uygulanmış yük hücresinden(load cell) alınan ölçüm sonuçları bilgisayara kaydedildi.

Birinci örnekte ilk deney için korpektomi alanına yük hücresi yerleştirilip anterior plak enstrumantasyonu uygulandı(Resim 4). İlk deneyin ardından anterior plak ve vidaları çıkarıldı. Aynı vida deliklerinden anterior çift rot enstrumantasyon uygulaması yapıldı(Resim 5). Üçüncü deney için anterior çift rot enstrumantasyona

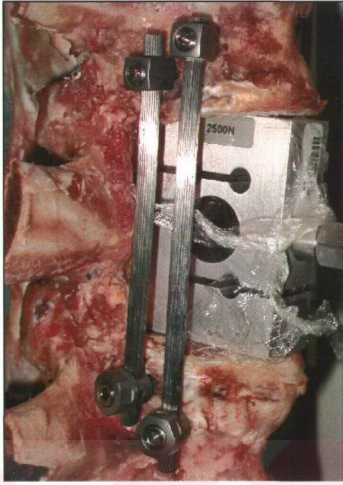
posterior kısa segment enstrumantasyon eklenerek kombine enstrumantasyon uygulandı(Resim 6). Bu enstrumantasyonun ardından anterior enstrumantasyonun sadece rotları çıkarılarak posterior kısa segment enstrumantasyon yerinde bırakıldı ve posterior kısa segment enstrumantasyon deneyinin ölçümleri yapıldı(Resim 7).

Diğer örnekler için de dört ayrı deney aşağıdaki sıralamayla aynı şekilde yapıldı.

1. Korpektomi, anterior yük hücresi destek ve anterior plak enstrumantasyonu.
2. Korpektomi, anterior yük hücresi destek ve anterior çift rot enstrumantasyonu
3. Korpektomi, anterior yük hücresi destek, anterior(rot) ve posterior kısa segment enstrumantasyon
4. Korpektomi, anterior yük hücresi destek ve posterior kısa segment enstrumantasyon



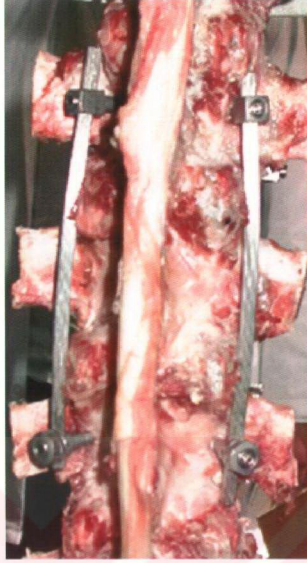
**Resim 4.** Anterior plak enstrumantasyon uygulaması



**Resim 5.** Anterior çift rot enstrumantasyon uygulaması



**Resim 6.** Anterior çift rot ve posterior kısa segment enstrumantasyon uygulaması



**Resim 7.** Posterior kısa segment enstrumantasyon uygulaması

Deneyler sırasında dana omurga örnekleri ya da implantlarla ilgili olarak teknik ve yetmezlik şeklinde oluşabilecek bir problemle karşılaşmadı.

### **5.6 Ölçüm Sonuçlarının Değerlendirilmesi**

Deney verilerinin istatistik analizinin yapılmasında non-parametrik yöntemlerden iki bağımsız örnekleme Mann Whitney U testi seçildi. Elde edilen ham veriler işlenerek istatistik programına aktarıldı. İstatistik analizinin yapılması amacıyla SPSS (SPSS for Windows 11.0 SPSS Inc. 2001) programı kullanıldı.

## **6. BULGULAR**

### **6.1 Bulguların Karşılaştırılması İle İlgili Açıklamalar**

Tüm örneklerde 200, 400, 600, ve 800 Newton değerlerinde aksiyel yüklenme verildiğinde elde edilen yük hücresi değerleri belirlendi. Elde edilen toplam 96 parametre ayrı bir tablo şeklinde SPSS programına aktarıldı ve dört grubun birbirleri ile karşılaştırılması için Mann Whitney U testi uygulandı.

Deneylerde korpektomi, yük hücresi uygulaması ve enstrumantasyon tipine göre gruplar aşağıdaki şekilde belirlenerek değerlendirilmeye alındı.

Burada;

Grup 1: Korpektomi, anterior yük hücresi destek ve anterior plak enstrumantasyonu

Grup 2: Korpektomi, anterior yük hücresi destek ve anterior çift rot enstrumantasyonu

Grup 3: Korpektomi, anterior yük hücresi destek ve posterior kısa segment enstrumantasyon

Grup 4: Korpektomi, anterior yük hücresi destek, anterior çift rot ve posterior kısa segment enstrumantasyon

### **6.2 Gruplar arası farkların Mann Whitney U testi sonuçları**

Grup 1 (n=6) ve grup 2'nin (n=6) karşılaştırılmasında tüm yüklenme düzeylerinde Mann Whitney U testi sonucuna göre elde edilen p değerleri sırasıyla 200 Newton değerinde 0.631, 400 Newton değerinde 0.749, 600 Newton değerinde 0.749 ve 800 Newton değerinde 0.873 olarak bulunmuş ve gruplar arasında istatistiksel anlamlı bir fark saptanmamıştır.(**p>0.05**)

Grup 1 (n=6) ve grup 3'ün (n=6) karşılaştırılmasında tüm yüklenme düzeylerinde Mann Whitney U testi sonucuna göre elde edilen p değerleri sırasıyla 200 Newton değerinde 0.522, 400 Newton değerinde 0.262, 600 Newton değerinde 0.262 ve 800 Newton değerinde 0.150 olarak bulunmuş ve gruplar arasında istatistiksel anlamlı bir fark saptanmamıştır.(**p>0.05**)



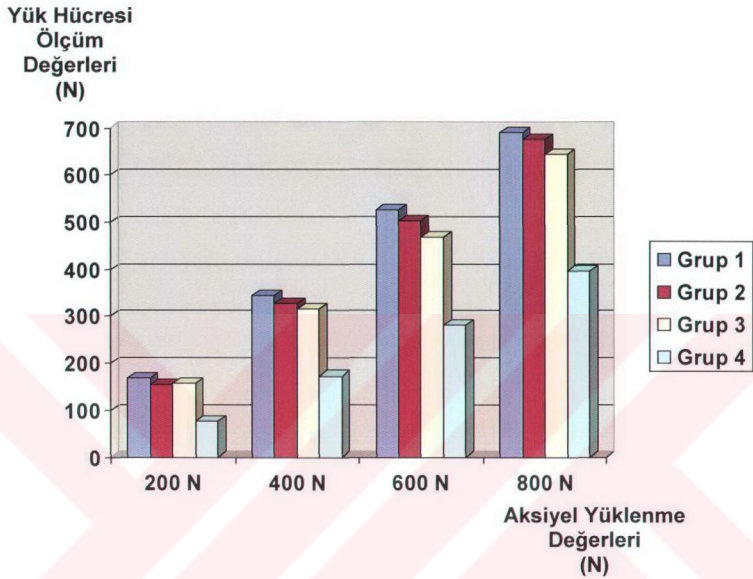
Grup 1 (n=6) ve grup 4'ün (n=6) karşılaştırılmasında tüm yüklenme düzeylerinde Mann Whitney U testi sonucuna göre elde edilen p değerleri sırasıyla 200 Newton değerinde 0.006, 400 Newton değerinde 0.006, 600 Newton değerinde 0.004 ve 800 Newton değerinde 0.004 olarak bulunmuş ve bu değerler gruplar arasında tüm yüklenme düzeylerinde istatistiksel olarak anlamlı değerlendirilmiştir.**(p<0.05)** Grupların ortalama değerlerine bakıldığında, tüm yüklenme ölçümlerinde grup 4'teki yük hücresi ölçümlerinin grup 1'e göre daha düşük olduğu saptanmıştır. Diğer bir deyişle grup 1'de yük hücresinden ölçülen değerlerin daha yüksek olduğu gözlenmiştir.

Grup 2 (n=6) ve grup 3'ün (n=6) karşılaştırılmasında tüm yüklenme düzeylerinde Mann Whitney U testi sonucuna göre elde edilen p değerleri sırasıyla 200 Newton değerinde 1.000, 400 Newton değerinde 0.873, 600 Newton değerinde 0.522 ve 800 Newton değerinde 0.873 olarak bulunmuş ve gruplar arasında istatistiksel anlamlı bir fark saptanmamıştır.**(p>0.05)**

Grup 2 (n=6) ve grup 4'ün (n=6) karşılaştırılmasında tüm yüklenme düzeylerinde Mann Whitney U testi sonucuna göre elde edilen p değerleri sırasıyla 200 Newton değerinde 0.025, 400 Newton değerinde 0.010, 600 Newton değerinde 0.016 ve 800 Newton değerinde 0.016 olarak bulunmuş ve değerler gruplar arasında tüm yüklenme düzeylerinde istatistiksel olarak anlamlı değerlendirilmiştir.**(p<0.05)** Grupların ortalama değerlerine bakıldığında, tüm yüklenme ölçümlerinde grup 4'teki yük hücresi ölçümlerinin grup 2'ye göre daha düşük olduğu saptanmıştır.

Grup 3 (n=6) ve grup 4'ün (n=6) karşılaştırılmasında tüm yüklenme düzeylerinde Mann Whitney U testi sonucuna göre elde edilen p değerleri sırasıyla 200 Newton değerinde 0.010, 400 Newton değerinde 0.016, 600 Newton değerinde 0.016 ve 800 Newton değerinde 0.016 olarak bulunmuş ve değerler gruplar arasında tüm yüklenme düzeylerinde istatistiksel olarak anlamlı değerlendirilmiştir.**(p<0.05)** Grupların ortalama değerlerine bakıldığında, tüm yüklenme ölçümlerinde grup 4'teki yük hücresi ölçümlerinin grup 3'e göre daha düşük olduğu saptanmıştır.

Ayrıca grupların 200, 400, 600 ve 800 Newton yüklenmelerdeki yük hücresi yük geçişi ortalama değerlerine bakılarak aşağıdaki grafik elde edilmiştir.



**Grafik 1.** Grupların ortalama değerlerinin karşılaştırılması

Grafikte de görüldüğü gibi kombine anterior ve posterior enstrumantasyon uygulanan grupta(grup 4) yük geçişi diğer gruplara göre daha sınırlı olmaktadır.

Aşağıda Tablo 3'te grupların yük hücresinden alınan ortalama değerleri verilmiştir.

**Tablo 3.** Grupların ortalama değerleri

Fiksasyon grupları	200 N	400 N	600 N	800 N
Grup 1	167,34	343,71	524,99	690,48
Grup 2	154,06	325,93	503,04	676,75
Grup 3	156,06	315,42	468,59	644,21
Grup 4	76,43	172,41	280,05	395,07

## **7.TARTIŞMA**

Torakolomber omurga kırıkları tedavisinde uygulanan anterior, posterior ya da kombine yaklaşımla enstrumantasyon teknikleri arasında hangisinin daha başarılı olduğu konusunda net bir görüş birliği bulunmamaktadır. Anterior yaklaşımla spinal kanalın direkt olarak dekompresyonu, anterior kolon rekonstrüksiyonu ve bozulmuş olan spinal dizilimin düzeltilmesi sağlanır. Bunlara ek olarak posterior paraspinal kas kitlesi korunur ve postoperatif bu bölgede görülebilecek yara yeri ya da implantlarla ilişkili komplikasyonlara rastlanmaz. Bu avantajlarıyla beraber ana arter yapılarının ve organların bulunduğu yüksek torasik ve alt lomber seviyelerde anterior yaklaşım pek tercih edilmez. Bu bölgelerde posterolateral dekompresyon ve posterior enstrumantasyon uygun seçim olabilir. Omurganın her üç kolonunu da içeren yaralanmalarda ise anterior dekompresyonun ardından posterior enstrumantasyon daha çok önerilir(42). Lomber omurgada medulla spinalisin olmaması ve spinal kanalın geniş olması nedeniyle posterior yaklaşım torasik ve torakolomber bileşkeye oranla iatrojenik nöral yaralanma açısından daha emniyetlidir. Posterior yaklaşımda ise teknik olarak daha kolay yapılabilmesi, cerrahi girişimin ana arter ve yaşamsal organlarla ilişkili olmaması ve tekrarlayan cerrahi girişimlerde daha emniyetli olması gibi avantajları mevcuttur.

Omurga biyomekaniği ile ilgili yapılan deneylerde omurga modelinin seçimi önemli bir noktadır. Literatürde yapılmış olan deneylerde temel olarak matematiksel modeller, yapay modeller, hayvan omurgası modelleri ve insan kadavra omurgası kullanılmaktadır. İnsan kadvralarından elde edilen omurgalar in vitro çalışmalar için en uygun örneklerdir. İnsan kadvrası kullanmanın avantajı, anatomik ve biyomekanik uyumluluk ile birlikte çalışma sonuçlarının günlük yaşamdaki yaralanma modellerine daha sağlıklı uyarlanabilmesidir. Bununla birlikte taze donmuş insan omurgasında çalışmak bazı medikolegal sorunlar sebebiyle genellikle oldukça zor bir durumdur ve maliyeti oldukça arttırmaktadır. Hayvan modelleri ise daha kolay bulunması ve ucuz olması açısından sıklıkla tercih edilmektedir. Özel üretim yerlerinden elde edilen örneklerde tür, yaş, cinsiyet, sağlık durumu ve vücut ağırlığı gibi faktörler standardize edilebilmektedir. Hayvan modellerinin en önemli dezavantajı ise, anatomik yapı ve doku özelliklerinin

insandan farklı olmasıdır. Normal insan anatomisinin ve biyomekaniğinin anlaşılmasında, in vivo insan çalışmaları da yapılabilmektedir. Ancak, bu tip çalışmalar ile çeşitli yaralanmaların mekanizmaları ve vücutta meydana getirdikleri etkilerin incelenmesi mümkün değildir. Bu nedenle, uygun hayvan modelleri üzerinde planlanan çalışmalar insan omurga modeli hakkında bilgi verebilir.

Hayvan omurgaları ile yapılan biyomekanik deneylerde literatürde çeşitli hayvanların kullanıldığı göze çarpmaktadır. Bunlar arasında sıklıkla dana ve sığır türü hayvanlar bulunmakla birlikte koyun, köpek, tavşan, geyik, maymun gibi hayvanlar da kullanılmaktadır. Omurga biyomekaniğinde cerrahi teknikler ve özellikle enstrumantasyon ile ilgili çalışmalarda hayvan omurgası modeli olarak daha çok dana ve koyun omurgaları seçilmektedir. Koyun omurgasının anatomik incelemesinin yapıldığı bir çalışmada insan ve koyun servikal omurları arasındaki intervertebral açılar arasındaki fark istatistiksel yönden anlamlı değildir ve bu nedenle servikal omurga ile ilgili deneylerde kullanılabilirdiği vurgulanmıştır(47). Dana omurgasının insan omurgası ile karşılaştırıldığı diğer bir çalışmada ise dana omurgasının biyomekanik özelliklerinin insan omurgasına benzer olduğu belirtilmiştir(48). Bununla beraber dana omurgası, anatomik özellikleri açısından insan omurgasından oldukça farklıdır. Yine de özellikle implant biyomekaniği ile ilgili çalışmalarda omur cisimlerinin geniş olması ve pediküllerin kalın olması nedeniyle dana omurgaları tercih edilmektedir.

Omurga cerrahisi ile ilgili olarak yapılan biyomekanik çalışmalarda kullanılan temel biyomekanik testler arasında katılık, direnç, yetmezlik enerjisi, implant stresi, intervertebral gerilim testleri yer alır(49,50,51). Katılık testleri yüklenme ve deplasman ölçümü olarak yapılır ve bu testlerde omurganın fleksibilitesi hakkında veriler toplanır. Torakal ve lomber omurganın biyomekanik testlerinde en sık uygulanan yüklenme tipi pür aksiyel kompresyon yüklenmesidir. Tek eksende yüklenme yapıldığı için daha standart bir testtir. Fakat omurga, fonksiyonlarını çok yönlü yüklenmeler altında sürdürür. Bu yüzden yüklenme ve deplasmana olan cevabı doğrusal değildir. Bununla beraber in vivo şartlarda çok yönlü yüklenmelere yanıtını tahmin etmek zordur.

Torakolomber omurga kırıkları üzerine yapılan çalışmalar çoğunlukla anterior ve posterior enstrumanların sağlamlığı ve primer stabilitesi üzerinde yoğunlaşmıştır(49,50,51,52,53,54,55,56). Yapılan korpektomi ve torakolomber

enstrumantasyon ile ilgili biyomekanik çalışmalarda kullanılan implant tipinin uygulanan destek greft üzerine gelen yükü ne derece etkilediğine dair direkt veri bulunmamaktadır. Bununla beraber Kaneda ve arkadaşlarının yaptığı bir çalışmada hem greftleme ve anterior stabilizasyon yapılan olgularda %7 gibi, hem de greftleme ve posterior stabilizasyon yapılan olgularda %15 gibi rölatif olarak yüksek pseudoartroz oranlarının bildirilmesi bu konunun biyomekanik önemini ortaya çıkarmaktadır(57).

Spinal immobilizasyonun derecesi ve bunun füzyon dokusu üzerinde oluşturduğu gerilim iyileşme süreci açısından önemli bir faktördür. İyileşme dokusunun karşı koyabileceğinden daha fazla gerilim oluşması veya zaman içerisinde değişmesi iyileşme sürecini olumsuz yönde etkiler. Bu açıdan iyileşme süresince uygun biyomekanik koşulların yaratılması ve gerilimin yeterli kontrolü iyileşme ve cerrahi başarı açısından daha iyi sonuçların alınmasını sağlayacaktır. Fakat bununla beraber seçilen cerrahi yöntemlerde yerleştirilen implantlarda en uygun rijiditeyi belirlemek güçtür. Laboratuvar kaynaklı çalışmalarda Johnston sıkı fiksasyonun iyileşme dokusunda füzyonu indüklediğini ve hızlandırdığını ve bunun sonucunda da füzyon oranının ve dayanıklılığının daha fazla olduğunu göstermiştir(58). Fakat ek olarak aşırı sıkı fiksasyonla stres zırhı oluşumu ve füzyon alanında osteopeni gelişebileceğini gösteren çalışmalar da mevcuttur(23,59).

Kısa segment pedikül vida sistemlerinin kullanıldığı ilk vaka serilerinde kabul edilemeyecek derecede yüksek başarısızlık oranları bildirilmiştir. Mc Lain ve arkadaşları, 1993 yılında yayınladıkları yazılarında 19 torakolomber kırıklı hastanın kısa segment pedikül vida sistemleri ile tedavi sonuçlarını bildirmişlerdir(2). Bu seride vasküler ve nörolojik komplikasyona rastlanmamıştır. Fakat erken dönemde 19 hastanın 10'unda implantlarda eğilme, kırılma ve sıyırma şeklinde fiksasyon yetmezlikleriyle karşılaşmıştır. Vida kırılmalarının çoğunun in situ rot eğilmesiyle vidalarda stres artışı ve dayanma güçlerinin azalmasıyla gerçekleştiğini vurgulamışlardır. Fakat aynı tipte yetmezlik durumunun dejeneratif hastalıklardaki posterior uygulamalarda da görülmesi yetmezliğin kırıklarda anterior ve orta kolonda oluşan hasar ile ilgili olabileceği sonucunu doğurmuştur. Bu konuyla ilgili olarak Kostuik ve arkadaşları, yaptıkları biyomekanik bir çalışmada kısa segment pedikül vidalarında anterior ve orta kolon hasarlanmalarından sonra posterior vidalardaki eğilme momentlerinde %300 oranında artış gözlemişlerdir(60). Ardından

Mc Cormack ve arkadaşları klinik olarak anterior ve orta kolonda meydana gelen hasar miktarına göre yük dağılım sınıflaması oluşturmuşlardır(31). Buna göre preoperatif olarak spinal yaralanma iyi analiz edilmeli, destek grefti ile anterior rekonstrüksiyon gerekliliği belirlenmeli ve tek başına kısa segment posterior enstrumantasyon uygulanacak olgularda implant yetmezlikleri ile karşılaşılabilen göz önünde bulundurulmalıdır.

Destek greftleri kullanılarak anterior ve orta kolonun rekonstrüksiyonu ile posterior sistemlerdeki implant yetmezlikleri önlenir. Bu konu ile ilgili olarak Ebelke ve arkadaşları, patlama kırıklı hastalarda anterior dekompresyon ve destek grefti kullanılan posterior enstrumantasyonlu olgular ve sadece posterior enstrumantasyon yapılan olguları değerlendirmişlerdir(46). Anterior rekonstrüksiyon yapılan grupta 22. ayda implant ömrünün %100 olduğunu, sadece posterior uygulama yapılan olgularda bu oranın dokuzuncu ayda %68 ve 19.ayda %50'lere indiğini belirtmişlerdir. 2000 yılında Parker ve arkadaşları retrospektif olarak değerlendirdikleri posterior kısa segment enstrumantasyon uygulanan ve 40 ay üzerinde izlenen 46 hastanın omurga kırıklı hastanın 45'inde hastalarda başarılı sonuçlar aldıklarını duyurmuşlardır(61). Bu çalışmada uygun enstrumantasyon tekniği seçiminin McCormack'in tariflediği yük dağılım sınıflamasına göre belirlendiğini ve skoru altının altında olan hastaların seçildiği vurgulanmıştır. Scholl ve arkadaşları ise aynı sınıflamaya göre göreceli olarak daha yüksek skora sahip 22 torakolomber kırıklı ve posterior kısa segment enstrumantasyon uygulanan hastayı retrospektif olarak değerlendirmişler(62). Bu sınıflamanın tek başına posterior kısa segment uygulamalardaki başarısızlığı açıklayamayacağını ve kendi serilerinde bir üst bir alt seviye uygulamaların iki üst bir alt seviye uygulamalardan daha fazla yetmezlikle sonuçlandığını belirtmişlerdir. Bu konu üzerinde Aligizakis ve arkadaşları yaptıkları çalışmada Gertzbein sınıflaması ve McCormack' in yük dağılım sınıflamasına göre 30 torakolomber spinal yaralanmalı hastanın tedavisini planlamışlar(63). 21 hastada posterior kısa segment enstrumantasyon uygulaması, üç hastada destek grefti ile anterior dekompresyon ve Kaneda cihazı uygulaması, altı hastada da anterior destek grefti ile beraber posterior kısa segment enstrumantasyon uygulamışlar. Ortalama 32 aylık izlemde pseudoartroz ve implant yetmezliği ile karşılaşılmamış ve 22 hastada tatmin edici sonuçlar alınmış. Sonuçta Gertzbein(64) sınıflamasında kırık tipinin mekanik instabilite derecesi ve nörolojik

durumla korele olduğunu, yük dağılım sınıflamasında da kırıktaki parçalanma miktarı ve deplasmanın mekanik stabilite ve implant yetmezliği ile korelasyon gösterdiğini vurgulamışlardır.

Anterior rekonstrüksiyon için kullanılacak kemik greftinin yerleşimi, omurga ön kolonu biyomekaniğini ve implantın sağlığını etkiler. Aksiyel yönde gelen yüklere karşı direnç göstermesi için greftin mümkün olduğu kadar ön tarafa yerleştirilmesi gerekir. Bununla birlikte anterior greftler rotasyonel kuvvetlere karşı koyamazlar(21). Böylece omur cisminde gelen aksiyel yükler greft tarafından karşılanırken posterior yapılarda da gerilme kuvvetleri oluşur. Ön ve orta kolunun yaralandığı omurga kırıklarında anlık rotasyon ekseninin posteriora doğru yer değiştirdiği öne sürülmüştür. Böyle bir durumda anlık rotasyon ekseninin normal fizyolojik pozisyonuna ancak anterior destek ile kifotik deformitenin düzeltilmesi sonucunda geleceği söylenmiştir(22). Ayrıca uygulanan greftin stabiliteye etkisi, uygulandığı aralıktaki disk aralıklarının yatay düzlem ile yaptığı açıya da bağlıdır. Eğer bu açı yatay düzleme paralel ise greft üzerine gelen yükler aksiyel yönde olacaktır, ancak bu açı yatay düzlemden düşey düzleme doğru değiştikçe grefte gittikçe artan oranda makaslama kuvvetleri binecektir. Basit anlatımı ile greftin kemik yüzeylere dik olarak yerleştirilmesi gerekir. Aksiyel yüklenmeler altında kemik iyileşmesi olumlu yönde etkilenirken makaslama kuvvetlerinin varlığında olumsuz yönde etkilenmektedir(65).

Destek greft üzerine gelen yüklerle ilgili olarak Schultheiss ve arkadaşları 2003'de bir çalışma yapmışlardır(16). Bu çalışmada altı insan kadavrasında, T12 korpektomi sonrasında greft olarak anterior yük hücresi uygulamışlar ve anterior, posterior ve kombine anterior ve posterior kısa segment sistemleri karşılaştırmışlardır. Enstrumante edilip yük hücresi uygulanan omurgalara fleksiyon ekstansiyon, yana eğilme ve aksiyel rotasyon uygulanmıştır. Nötral pozisyonda ve yüklenme verilmiş durumdayken, grefte gelen yük ve eklem hareket açıklıkları ölçülmüştür. Sonuçta, yüklenme verilmediği durumlarda, anterior enstrumantasyon ve anterior ile posterior kombine enstrumantasyonun yükler üzerinde daha etkili olduğu, ekstansiyonda ise posterior enstrumantasyonun etkin olduğu bulunmuştur. Bu çalışmanın sonucu olarak yazarlar, spinal implantların biyomekanik testlerinde grefte gelen yüklerin ölçümünün gerekli olduğunu ve bu yüklerin ölçümü için tanımladıkları yöntemin geçerli olduğunu savunmuşlardır. Bizim çalışmamıza birçok

yönden benzemekle birlikte, temelde yüklenme değerlerinde farklılıklar vardır. Schultheiss ve arkadaşları, hareket momentleri sırasında oluşan yüklenmeleri simüle etmişlerdir. Aksiyel yüklenmenin enstrumantasyon tipine göre greft üzerinde farklı yüklenme yaratmayacağını öne sürmüşlerdir. Bizim çalışmamızda ise sadece aksiyel yüklenme verilmiş ve enstrumantasyon şeklinin grefte ve dolayısı ile omur cismine gelen yükleri etkilediği bulunmuştur. Bu farklılık her iki çalışmada kullanılan yük hücreleri ve bunların ölçüm yöntemlerinin farklı olmasından kaynaklanabilir.

Lim ve arkadaşları, instabilite oluşturulmuş 15 dana omurgası modelinde anterior ve posterior sistemlerin stabilitesini karşılaştırdıkları bir çalışma yapmışlardır(17). Bu çalışmada dana omurgalarında L3-L4 intervertebral diskektomi, uç plakların rezeksiyonu ve 1,5 cm'lik anterior ve orta kolon defekti yaratılarak instabilite oluşturulmuştur. Anterior destek greft olarak polimetilmetakrilat (PMMA) blok kullanılmıştır. Sağlam omurga ile anterior destek greftiyle beraber enstrumante edilen instabil omurga ve anterior destek grefti olmadan enstrumante edilen instabil omurgalarda anterior plak, anterior rot ve posterior segmental vida sistemleri karşılaştırılmıştır. Değerlendirmede fleksiyon ekstansiyon, yana eğilme ve aksiyel rotasyon ile omurgaya moment uygulanarak fleksibiliteleri ölçülmüştür. Sonuç olarak kısa segment posterior enstrumantasyon fleksiyon ve ekstansiyonda anterior destek grefti olmadan daha az stabil fiksasyon sağlamaktadır. Anterior rot ve plak sistemleri ile birlikte destek grefti kullanıldığında tüm testlerde sağlam omurgayla karşılaştırıldığında yeterli stabilite sağlanmıştır. Destek grefti uygulanmayan anterior rot sistemlerinde aksiyel rotasyon stabilitesi diğer sistemlere göre daha etkili bulunmuştur. Yana eğilmelerde destek grefti olmayan durumda anterior plak sistemleri anterior rot sistemlerine göre daha sağlam olarak bulunmuştur. Bizim çalışmamızda da benzer şekilde, dana omurgası kullanılarak instabilite modeli oluşturuldu fakat bu model korpektomi modeli olarak seçildi. Yine aynı şekilde anterior ve posterior fiksasyon yöntemleri karşılaştırıldı ve bizim çalışmamızda farklı olarak kombine anterior ve posterior fiksasyon yöntemi de değerlendirildi. Instabilite modeli oluşturulduğundan her iki çalışmada da destek grefti gereksinimi doğmuştur. Lim ve arkadaşlarının çalışmasında destek greft olarak polimetilmetakrilat (PMMA) blok kullanılmıştır. Ayrıca bu çalışmada enstrumantasyon teknikleri değerlendirmeleri greft varlığına göre ve fleksibilite ölçümlerine dayanarak yapılmıştır. Bizim çalışmamızda ise destek greft tüm



gruplarda kullanıldı ve implant stabilite karşılaştırması greftten geçen yükler ölçülerek yapıldı. Değerlendirmede ölçüm yöntemimizin farklı olması ve direkt olarak yük değeri elde edilmesi bizim çalışmamızın önemli avantajıdır. Bununla beraber ölçümlerimizin sadece aksiyel yüklenme altında yapılması ve fleksibilite ölçümlerinin olmaması bizim çalışmamızın eksik yönleridir. Lim'in çalışmasında anterior rot ve plak sistemleri ile birlikte destek grefti kullanıldığında tüm testlerde sağlam omurgayla karşılaştırıldığında yeterli stabilite elde edilmesi bizim çalışmamızla benzer bir sonuçtur. Ek olarak bizim çalışmamızda test edilen kombine anterior ve posterior fiksasyon yöntemi diğer enstrumantasyon yöntemlerine göre anlamlı oranda daha stabil bulunmuştur.

Oda ve arkadaşları 1999'da yayınladıkları bir çalışmalarında, spondilektomi yapılmış sekiz adet insan kadavrası modeli üzerinde beş farklı enstrumantasyon tekniğini biyomekanik olarak değerlendirmişlerdir(18). L2 total spondilektomi yapılmış omurga modelinde omur cisimleri arasına titanyum kafes yerleştirmişler ve sonrasında da örnekleri beş gruba ayırmışlardır. Bu gruplara anterior vida-rot sistemi, posterior kısa segment transpediküler enstrumantasyon, posterior uzun segment transpediküler enstrumantasyon, anterior vida-rot sistemi ile posterior kısa ve uzun segment transpediküler enstrumantasyonların kombinasyonlarını uygulamışlardır. Bir grup örnekte de sağlam omurgaya yüklenme verilmiştir. Deneylerde aksiyel kompresyon, fleksiyon, ekstansiyon, lateral eğilmeler altında omurgaların fleksibiliteleri değerlendirilmiştir. Sonuç olarak tüm testlerde sadece anterior ve posterior kombine sistemlerin sağlam omurgaya göre daha stabil olduğu bulunmuştur. Kısa ve uzun segment kombine sistemler arasında anlamlı fark bulunmadığı, uzun segment posterior enstrumantasyonun tek başına kısa segment posterior enstrumantasyon ve anterior enstrumantasyona göre daha stabil olduğu saptanmıştır. Kısa segment posterior enstrumantasyon ile tek başına anterior enstrumantasyon, aksiyel kompresyon ve fleksiyon-ekstansiyon testlerinde sağlam omurgadan daha az stabil olarak bulunmuştur. Sonuçta kısa sirkumferansiyel enstrumantasyon uzun segment posterior enstrumantasyona göre daha iyi stabilite sağlaması ve daha az füzyon seviyesi ile sağlamlık oluşturması açısından etkili bir yöntem olarak öne sürülmüştür. Bizim çalışmamızda da benzer şekilde, korpektomi modelinde anterior, posterior ve kombine anterior ve posterior fiksasyon yöntemleri karşılaştırıldı. Instabilite modeli olarak spondilektomi yerine korpektomi seçildi,

böylece kırık modelinin omurga patlama kırığına daha yakın olabileceği düşünöldü. Yine bizim çalışmamızın önemli avantajlarından biri de ölçüm yöntemimizdir. Oda ve arkadaşlarının çalışmasında yüklenmeler sırasında oluşan eklem hareketleri, ekstansiyometre ile ölçölmüş ve buna göre stabil-instabil ayrımı yapılmıştır. Ancak bizim çalışmamızda korpektomi alanına yük hücresi yerleştirildi, böylece yüklenme sırasında omur cismine gelen aksiyel yükler direkt olarak ölçöldü. Burada uygulanan aksiyel yüklenme miktarı ile bu sırada yük hücresinden ölçölen yüklenme miktarı arasındaki fark enstrumanın stabilitesini belirlemektedir. Bununla birlikte bizim çalışmamızın dana omurga modelinde yapılmış olması en önemli eksikliğıdir. Çalışmamızda bulunan sonuçlar, dana omurgasının anatomik farklılıklarından kaynaklanabilir ve bu nedenle kliniğe tam olarak uyarlanamayabilir. Yine de enstrumanların stabilitesi ve karşılaştırması hakkında bize fikir vermektedir. Ölkemizde insan kadavrası üzerinde çalışmanın zorlukları nedeniyle hayvan omurga modelleri üzerinde çalışmalar daha çok tercih edilmektedir.

Özetle, çalışmamızda torakolomber instabil patlama kırıklarında uygulanan dört farklı internal fiksasyon yöntemi primer implant stabilitesi yönünden birbirleri ile karşılaştırılmıştır. Bu karşılaştırma omurga ön kolonuna destek greft olarak yerleştirilen yük hücresi üzerine aksiyel kompresyon uygulaması altında gelen yüklerin ölçümüyle yapılmıştır. Grefte binen yüklerin değerlendirilmesi sonucunda, anterior ve posterior kombine enstrumantasyon yönteminin sadece anterior veya sadece posterior enstrumantasyona göre omurga ön kolonuna gelen yükleri daha fazla karşıladığı ve dolayısı ile daha stabil olduğu bulunmuştur. Anterior plak uygulaması ile posterior kısa segment enstrumantasyon arasında, omurga ön kolonuna gelen yükleri karşılama açısından farklılık gösterilememiştir. Bu çalışmanın insan kadavra omurgası üzerinde yapılması ile klinik uygulamalara daha iyi ışık tutulabilir. İleride yapılabilecek biyomekanik çalışmalarda, internal fiksasyon yöntemleri arasındaki farklar araştırılırken, aksiyel kompresyon yüklenmelerinin yanında fleksibilite ölçüm testlerinin de yapılması klinik uygulamalar açısından değerli sonuçlar verebilir.

## **KAYNAKLAR:**

1. McLain RF. The biomechanics of long versus short fixation for thoracolumbar spine fractures. *Spine* 2006;31:S70–79
2. McLain RF, Sparling E, Benson DR. Early failure of short segment pedicle instrumentation for thoracolumbar fractures. *JBJS Am.*1993;75:162-167
3. Farcy JC, Weidenbaum M, Glassman SD. Sagittal index in management of thoracolumbar burst fractures. *Spine* 1990;15:958-965
4. Browner BD, Levine AM, Jupiter JB, Trafton PG. *Skeletal Trauma*. Ed. BD Browner, AM Levine, JB Jupiter, PG Trafton. Saunders Company. Third edition. Chapter 31
5. Bridwell KH, DeWald RL. *The textbook of spinal surgery second edition vol 2*. Chapter 98
6. Ghanayem AJ, Zdeblick TA. Anterior instrumentation in the management of thoracolumbar burst fractures. *Clinical Orthopaedics and Related Research* 1997;335:89-100
7. Dickman CA, Yahiro MA, Lu HTC, Melkerson MN. Surgical treatment alternatives for fixation of unstable fractures of the thoracic and lumbar spine. *Spine* 1994;19:S2266-2273
8. Sasso RC, Renkens K, Hanson D, Reilly T ve ark. Unstable thoracolumbar burst fractures. Anterior only versus short segment posterior fixation. *Journal of Spinal Disorders & Techniques* 2006;19:242–248
9. Been HD, Bouma GJ. Comparison of two types of surgery for thoracolumbar burst fractures: Combined anterior and posterior stabilization vs. posterior instrumentation only. *Acta Neurochir (Wien)* 1999;141:349-357

10. Esses SI, Botsford DJ, Kostuik JP. Evaluation of surgical treatment for burst fractures. *Spine* 1990;15:667-673
11. Gurwitz GS, Dawson JM, McNamara MJ, Federspiel CF ve ark. Biomechanical analysis of three surgical approaches for lumbar burst fractures using short segment instrumentation. *Spine* 1993;18:977-982
12. Korovessis P, Baikosusis A, Zacharatos S, Petsinis ve ark. Combined anterior plus posterior stabilization versus posterior short segment instrumentation and fusion for mid-lumbar (L2–L4) burst fractures. *Spine* 2006;31:859-868
13. Rimoldi RL, Zigler JE, Capen DA, Hu SS. The effect of surgical intervention on rehabilitation time in patients with thoracolumbar and lumbar spinal cord injuries. *Spine* 1992;17:1443-1449
14. Gertzbein SD. Scoliosis Research Society. Multicenter spine fracture study. *Spine* 1992;17:528-540
15. Wittenberg RH, Shea M, Edwards WT, Swartz DE. A biomechanical study of the fatigue characteristics of thoracolumbar fixation implants in a calf spine model. *Spine* 1992;17:S121–128
16. Schultheiss M, Hartwig E, Kinzl L, Claes L ve ark. Axial compression force measurement acting across the strut graft in thoracolumbar instrumentation testing. *Clinical Biomechanics* 2003;18:631–636
17. Lim TH, Howard S, Jung H, You JW ve ark. Biomechanical evaluation of anterior and posterior fixations in an unstable calf spine model. *Spine* 1997;22:261-266

18. Oda I, Cunningham BW, Abumi K, Kaneda K. The stability of reconstruction methods after thoracolumbar total spondylectomy. An in vitro investigation. Spine 1999;24:1634–1638
19. Alıcı E. Omurga hastalıkları ve deformiteleri; Dokuz Eylül Üni. Yay. 1991: Sayfa 6
20. Panjabi MM, White AA III. Clinical Biomechanics of the Spine. Ed. AA White III, MM Panjabi. JB Lippincott Company. Second Edition. Chapter 1
21. Benzel EC. Biomechanics of spine stabilization. Principles and clinical practice. McGraw-Hill. Çev: Naderi S, Yücesoy K, Özgen S. Omurga stabilizasyonun biyomekaniği, prensipler ve klinik uygulama. Marmara Üni. Nörolojik Bilimler Vakfı Yayınevi. 1998;Bölüm:10;S:107-112
22. Hafer TR, O'Brien M, Felmy WT, Welin D ve ark. Instantaneous axis of rotation as a function of the three columns of the spine. Spine 1992;17:S149-154
23. Bridwell KH, DeWald RL. The textbook of spinal surgery second edition vol 1. Chapter 12
24. Biedermann L. Biomechanics of pedicle fixation as related to implant design. Presented at the American-European Meeting on Pedicle Fixation of the Spine and Other Advanced Techniques. Munich, Germany, 1994.
25. Holdsworth F. Fractures, dislocations and fracture-dislocations of the spine. JBJS Am.1970;52:1535-1543
26. Louis R. Spinal stability as defined by the three-column spine concept. Anatomia Clin.1985;7:33-42

27. Denis F. Spinal instability as defined by the three-column spine concept in acute spinal trauma. *Clinical Orthopaedics and Related Research* 1984;189:65
28. Browner BD, Levine AM, Jupiter JB, Trafton PG. *Skeletal Trauma*. Ed. BD Browner, AM Levine, JB Jupiter, PG Trafton. Saunders Company. Third edition. Chapter 30
29. Whitesides Jr TE. Traumatic kyphosis of the thoracolumbar spine. *Clinical Orthopaedics and Related Research* 1977; 128:78-92
30. McAfee PC, Yuan HA, Fredrickson BE, Lubicky JB. The value of computed tomography in thoracolumbar fractures. *JBJS Am.* 1983;65:461-473
31. McCormack T, Karaikovic E, Gaines RW. The load sharing classification of spine fractures. *Spine* 1994;19:1741-1744
32. Ferguson RL, Allen Jr BL. A mechanistic classification of thoracolumbar spine fractures. *Clinical Orthopaedics and Related Research* 1984;189:77-88
33. Vaccaro AR, Baron E, Sanfilippo J, Jacoby S ve ark. Reliability of a novel classification system for thoracolumbar injuries: The thoracolumbar injury severity score. *Spine* 2006;31:S62-69
34. Magerl F, Aebi M ve ark. A comprehensive classification of thoracic and lumbar injuries. *Eur. Spine J.* 1994;3(4):184-201
35. Dai LY. Remodeling of the spinal canal after thoracolumbar burst fractures. *Clinical Orthopaedics and Related Research* 2001;382:119-123
36. Panjabi MM, White AA III. *Clinical Biomechanics of the Spine*. Ed. AA White III, MM Panjabi. JB Lippincott Company. Second Edition. Chapter 4

37. Panjabi MM, Oxland TR, Kifune M, Arand M ve ark. Validity of the three-column theory of thoracolumbar fractures. *Spine* 1995;20:1122-1127
38. Panjabi MM, White AA III. *Clinical Biomechanics of the Spine*. Ed. AA White III, MM Panjabi. JB Lippincott Company. Second Edition. Chapter 5
39. Vaccaro AR, Lee JY, Schweitzer KM, Lim MR ve ark. Assessment of injury to the posterior ligamentous complex in thoracolumbar spine trauma. *The Spine Journal* 2006;6:524–528
40. Frankel HL, Hancock DO, Hyslop G ve ark. The value of postural reduction in the initial management of closed injuries of the spine with paraplegia and tetraplegia. *Paraplegia* 1969;7:179-192
41. Keynan O, Fisher CG ve ark. Radiographic measurement parameters in thoracolumbar fractures: a systematic review and consensus statement of the spine trauma study group. *Spine* 2006;31:E156-65
42. Vaccaro AR, Lim MR, Hurlbert RJ, Lehman RA ve ark. 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* 2006;19:1–10
43. Stambough JL. Posterior instrumentation for thoracolumbar trauma. *Clinical Orthopaedics and Related Research* 1997;335:73-88
44. Shono Y, McAfee PC, Cunningham BW. Experimental study of thoracolumbar burst fractures. *Spine* 1994;15:1711-1722
45. Gurr KR, McAfee PC, Shih CM. Biomechanical analysis of anterior and posterior instrumentation systems after corpectomy. A calf-spine model. *JBJS Am.* 1988;70:1182–91

46. Ebelke DK, Asher MA, Neff JR, Kraker DP. Survivorship analysis of VSP spine instrumentation in the treatment of thoracolumbar and lumbar burst fracture. *Spine* 1991;16:S428-432
47. Wilke HJ, Kettler A, Claes LE. Are sheep spine a valid biomechanical model for human spines?. *Spine* 1997;22:2365-2374
48. Wilke HJ, Krischak S, Claes L. Biomechanical comparison of calf and human spines. *J Orthop. Res.* 1996;14:500-503
49. Goel VK. Basic science of spinal instrumentation. *Clinical Orthopaedics and Related Research* 1997;335:10-31
50. Flamme CH, Hurschler C, Heymann C, Heide N. Comparative biomechanical testing of anterior and posterior stabilization procedures. *Spine* 2005;30:E352-362
51. Mark R. Foster MR. A functional classification of spinal instrumentation. *The Spine Journal* 2005;5:682–694
52. Hitchon PW, Brenton MD, Serhan H, Goel VK ve ark. In vitro biomechanical studies of an anterior thoracolumbar implant. *Journal of Spinal Disorders & Techniques* 2002;Vol. 15, No 5:350–354
53. Howard S. An HS, Singh K, Vaccaro AR, Wang G ve ark. Biomechanical evaluation of contemporary posterior spinal internal fixation configurations in an unstable burst fracture calf spine model. *Spine* 2004;29:257-262
54. Kanayama M, Jeremy TW, Cunningham BW, Abumi K ve ark. Biomechanical analysis of anterior versus circumferential spinal reconstruction for various anatomic stages of tumor lesions. *Spine* 1999;24:445-450



55. Gaines RW. Experimental evaluation of seven different spinal fracture internal fixation devices using nonfailure stability testing. *Spine* 1991;16:902-909
56. Hitchon PW, Goel VK, Rogge TN ve ark. In vitro biomechanical analysis of three anterior thoracolumbar implants. *J Neurosurg.* 2000;93:252–258
57. Kaneda K, Taneichi H, Abumi K ve ark. Anterior decompression and stabilization with the Kaneda device for thoracolumbar burst fractures associated with neurological deficits. *JBJS Am.*1997;79:69-83
58. Johnston CE, Ashman RB, Baird AM, Allard RN. Effect of spinal construct stiffness on early fusion mass incorporation. Experimental study. *Spine* 1990;15:908–912
59. McAfee P, Farey ID, Sutterlin CE, Gurr KE ve ark. Device-related osteoporosis with spinal instrumentation. *Spine* 1989;14:919
60. Kostuik JP, Munting E, Valdevit A. Biomechanical analysis of screw load sharing. *J Spinal Disorders* 1994;7:394-401
61. Parker JW, Lane JR, Karaikovic EE, Gaines RW. Successful short segment instrumentation and fusion for thoracolumbar spine fractures. *Spine* 2000;25:1157-1169
62. Scholl BM, Theiss SM, Kirkpatrick JS. Short segment fixation of thoracolumbar burst fractures. *Orthopedics* 2006;29:703-708
63. Aligizakis AC, Katonis PG, Sapkas G, Papagelopoulos PJ ve ark. Gertzbein and load sharing classifications for unstable thoracolumbar fractures. *Clinical Orthopaedics and Related Research* 2003;411:77-85
64. Gertzbein SD, Courtbrown CM, Marks P, Martin C ve ark. The neurological outcome following surgery for spinal fractures. *Spine* 1988;13:641-644

65. Lowe TG, Hashim S, Wilson LA, O'Brien MF ve ark. A biomechanical study of regional endplate strength and cage morphology as it relates to structural interbody support. *Spine* 2004;29:2389-2394



**EK-1****Tablo 4. Tüm gruplarda yük hücresinden elde edilen yük değerleri**

<b>Gruplar</b>	<b>Örnekler</b>	<b>200 N</b>	<b>400 N</b>	<b>600 N</b>	<b>800 N</b>
Ant. Plak	Örnek 1	118,04	367,73	524,65	677,34
Ant. Plak	Örnek 2	215,06	419,5	603,28	785,36
Ant. Plak	Örnek 3	167,28	324,94	476,1	623,22
Ant. Plak	Örnek 4	184,96	362,94	537,01	708,59
Ant. Plak	Örnek 5	146,92	333,74	521,49	708,28
Ant. Plak	Örnek 6	171,79	253,45	487,42	640,08
Ant. Rot	Örnek 1	224,37	423,99	623,67	810,9
Ant. Rot	Örnek 2	186,74	312,41	417,52	548,08
Ant. Rot	Örnek 3	120,37	258,03	404,88	562,55
Ant. Rot	Örnek 4	99,45	235,29	420,03	586,45
Ant. Rot	Örnek 5	161,64	343,3	530,8	721,01
Ant. Rot	Örnek 6	131,8	382,6	621,35	831,5
Posterior	Örnek 1	151,49	302,68	403,3	596,11
Posterior	Örnek 2	160,03	328,15	536,91	743,35
Posterior	Örnek 3	179,4	317,06	497,7	660,56
Posterior	Örnek 4	109,44	273,25	373,67	608,99
Posterior	Örnek 5	207,7	385,93	550,05	641,28
Posterior	Örnek 6	128,34	285,5	449,91	615,02
Ant. + Post.	Örnek 1	98,3	202,26	314,05	424,45
Ant. + Post.	Örnek 2	100,42	202,84	295,86	404,31
Ant. + Post.	Örnek 3	50,11	150,14	270,42	388,97
Ant. + Post.	Örnek 4	48,03	120,94	208,78	317,59
Ant. + Post.	Örnek 5	141,04	306,05	473,66	622,92
Ant. + Post.	Örnek 6	20,68	52,25	117,55	212,21