

**KOMŞU SEGMENT RAHATSIZLIĞINDA KOMPRESYON KIRIKLARININ
OLUŞMA MEKANİZMALARININ DENEYSEL OLARAK İNCELENMESİ**

MUSTAFA ÖZKAYA

**YÜKSEK LİSANS TEZİ
MAKİNE MÜHENDİSLİĞİ**

**TOBB EKONOMİ VE TEKNOLOJİ ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**NİSAN 2015
ANKARA**

Fen Bilimleri Enstitü onayı

Prof. Dr. Osman EROĞUL
Müdür

Bu tezin Yüksek Lisans derecesinin tüm gereksinimlerini sağladığını onaylarım.

Doç. Dr. Murat Kadri AKTAŞ
Anabilim Dalı Başkanı

Mustafa ÖZKAYA tarafından hazırlanan “Komşu Segment Rahatsızlığında Kompresyon Kırıklarının Oluşma Mekanizmalarının Deneysel Olarak İncelenmesi” adlı bu tezin Yüksek Lisans tezi olarak uygun olduğunu onaylarım.

Doç. Dr. Teyfik DEMİR
Tez Danışmanı

Tez Jüri Üyeleri

Başkan : Doç. Dr. Onur Yaman

(Koç Üni. Tıp Fakültesi Beyin Cerrahisi)

Üye : Doç. Dr. Erdem Acar

Üye : Doç. Dr. Teyfik Demir

TEZ BİLDİRİMİ

Tez içindeki bütün bilgilerin etik davranış ve akademik kurallar çerçevesinde elde edilerek sunulduğunu, ayrıca tez yazım kurallarına uygun olarak hazırlanan bu çalışmada orijinal olmayan her türlü kaynağa eksiksiz atıf yapıldığını bildiririm.

Mustafa ÖZKAYA

Üniversitesi : TOBB Ekonomi ve Teknoloji Üniversitesi
Enstitüsü : Fen Bilimleri
Anabilim Dalı : Makine Mühendisliği
Tez Danışmanı : Doç. Dr. Teyfik DEMİR
Tez Türü ve Tarihi : Yüksek Lisans – Nisan 2015

MUSTAFA ÖZKAYA

**KOMŞU SEGMENT RAHATSIZLIĞINDA KOMPRESYON KIRIKLARININ
OLUŞMA MEKANİZMALARININ DENEYSEL OLARAK İNCELENMESİ**

ÖZET

Son yıllarda omurga rahatsızlıklarında füzyon tedavisi standart tedavi yöntemi haline gelmiştir. Füzyon tedavisi kısa vadede iyi klinik sonuçlar verse de uzun vadede komşu segment rahatsızlığına sebebiyet vermektedir. Komşu segment rahatsızlığı, alt veya üst komşu hareketli segmentlerin füzyondan dolayı dejenerasyona uğramasıdır. Komşu segment rahatsızlığının sebebinin ne olduğu konusunda bir fikir birliği olmamasına rağmen, füzyondan dolayı değişen biyomekanik kuvvetlerin en önemli rolü oynadığı düşünülmektedir. Komşu segment rahatsızlığı, genellikle ikinci bir operasyon gerektirir. Bu sebeple hastalar açısından oldukça problemlidir. Omurgada yapılan füzyon işleminin günden güne artmasına paralel olarak komşu segment rahatsızlığının ortaya çıkma durumu da artmaktadır. Kompresyon kırıkları ise omur gövdesine uygulanan şiddetli kompresyon sonucu oluşur. Genellikle travma veya otomobil kazaları sonucu oluşur.

Bu tez kapsamında hareketsiz, hareketli ve yarı hareketli sabitleme yapıları ile sabitlenmiş koyun omurgalarında, travma sonucunda komşu segmentlerde kompresyon kırığı oluşumu deneysel olarak incelenmiştir. Tasarlanmış ve üretilmiş düşürme düzeneğinde, omurgaların üzerine belirli ağırlıklar düşürülmüş ve komşu hareketli segmentlerde kompresyon kırığı oluşumu incelenmiştir. Testten önce ve sonra omurgaların röntgen filmleri çekilmiş ve kırık oluşumu röntgen filmleri

karşılaştırılarak gözlemlenmiştir. Ayrıca, basma eğme, yana eğme ve burma deneyleri yapılarak her bir sabitleme sisteminin katılıkları belirlenmiştir. Statik denetler sonucunda hareketsiz sabitlemenin, hareketli ve yarı hareketli sabitlemelere göre anlamlı seviyede yüksek katılık değerine sahip olduğu tespit edilmiştir. Düşürme deneylerinin ardından, yarı hareketli sabitleme ile sabitlenen omurgaların sabitlenmiş ve komşu hareketli omurlarında epifiz kırıkları görülmüştür. Hareketli sabitleme ise elastik yapısı sayesinde sabitlenmiş ve komşu hareketli omurları korumaktadır.

Anahtar Kelimeler: Komşu Segment Rahatsızlığı, Kompresyon Kırığı, Hareketli Fiksasyon, Hareketsiz Fiksasyon, Yarı Hareketli Fiksasyon, Omurga

University : **TOBB University of Economics and Technology**
Institute : **Institute of Natural and Applied Sciences**
Science Programme : **Mechanical Engineering**
Supervisor : **Assoc. Prof. Dr. Teyfik Demir**
Degree Awarded and Date : **M.Sc. – April 2015**

MUSTAFA ÖZKAYA

**EXPERIMENTAL EVALUATION OF THE DEVELOPMENT MECHANISM
OF THE COMPRESSION FRACTURES AT ADJACENT SEGMENT
DISEASE**

ABSTRACT

Fusion has been the standard method in the treatment of spinal disorders in past few decades. Although the fusion has demonstrated good clinical results in early period, it has been thought to cause adjacent segment disease in long term period. Degeneration occurred at adjacent mobile segments above or below fusion is called as adjacent segment disease. Despite that exact mechanism of adjacent segment disease is not known, it is thought that changed biomechanical forces play key role. Adjacent segment disease generally necessitates a second operation. Compression fracture occurs through severe compressive loads acting on spine. It generally occurs in incidence of trauma or traffic accidents.

Within the scope of this thesis, the compression fracture at adjacent segment after trauma was experimentally evaluated on ovine vertebrae fixed with rigid, dynamic, and semi-rigid fixations. A free fall drop system was designed and manufactured. Specific weights were dropped to test samples, and compression fractures at adjacent segments were evaluated. Radiography of test samples were taken before and after drop test, and occurrence of compression fractures was observed with comparison of the radiographies. Additionally, rigidity of each fixation systems in compression bending, lateral bending, and torsion tests was determined. Static tests showed that rigid fixation has significantly higher stiffness values than dynamic and semi-rigid

fixations. Drop tests showed that epiphysis fractures occurred at fixed and adjacent mobile segments of vertebrae which were fixed with semi-rigid fixation after drop. Additionally, dynamic fixation well preserved the fixed and adjacent mobile segments of vertebrae during drop.

Key Words: Adjacent Segment Disease, Compression Fracture, Dynamic Fixation, Rigid Fixation, Semi-Rigid Fixation, Spine

TEŞEKKÜR

Çalıőmalarım boyunca değerli katkılarını ve desteğini eksik etmeyen hocam Doç. Dr. Teyfik DEMİR'e, proje boyunca beraber çalıőmaktan memnuniyet duyduğum Doç. Dr. Onur YAMAN'a, tüm çalışma arkadaşlarıma, bana burs imkânı sağlayan TOBB ETÜ'ye ve bu günlere gelmemde manevi ve maddi desteklerini esirgemeyen aileme çok teşekkür ederim.

İÇİNDEKİLER

ÖZET.....	iv
ABSTRACT	vi
TEŞEKKÜR.....	viii
İÇİNDEKİLER	ix
ÇİZELGE LİSTESİ.....	x
ŞEKİL LİSTESİ.....	xi
KISALTMALAR	xv
1.GİRİŞ	1
1.1. Genel Bilgiler	1
1.2. Komşu Segment Rahatsızlığı (KSR).....	5
1.3. KSR Oluşum Mekanizması	19
1.4. Tezin Amacı ve Kapsamı	21
2.YÖNTEM.....	23
2.1. Numunelerin Hazırlanması ve Sabitlemede Kullanılan İmplantlar.....	23
2.2. Sabitleme Sistemlerinin Düşürme Deneyi Öncesi Statik Deneyleri	28
2.3. Düşürme Düzeneğinin Tasarlanması, Üretilmesi ve Deneylerin Yapılması... 34	
3. DENEYSEL BULGULAR ve TARTIŞMA	41
3.1. Sabitleme Sistemlerinin Statik Deney Sonuçları.....	41
3.1.1. Basma Eğme Deneyi Sonuçları	41
3.1.2. Yana Eğme Deneyi Sonuçları.....	44
3.1.3. Burma Deneyi Sonuçları.....	46
3.2. Düşürme Deneyi Sonuçları	50
3.2.1. 3,5 kg Ağırlık İle Yapılan Düşürme Deneyi Sonuçları	50
3.2.2. 5 kg Ağırlık İle Yapılan Düşürme Deneyi Sonuçları	52
3.2.3. 7 kg Ağırlık İle Yapılan Düşürme Deneyi Sonuçları	56
4. SONUÇLAR	69
KAYNAKLAR	71
ÖZGEÇMİŞ	80

ÇİZELGE LİSTESİ

Çizelge	Sayfa
Çizelge 1.1 Komşu segmentlerde meydana gelen rahatsızlıklar.....	6
Çizelge 3.1 Basma eğme deneyi sonuçları.....	42
Çizelge 3.2 Sabitleme sistemlerinin katılık değerlerinin istatistiksel karşılaştırılması.....	42
Çizelge 3.3 Yana eğme deneyi sonuçları.....	44
Çizelge 3.4 Burma deneyi sonuçları.....	47

ŞEKİL LİSTESİ

Şekil	Sayfa
Şekil 1.1. İnsan omurgası.....	2
Şekil 1.2. İnsan anatomisi, düzlemler ve yönler [3].....	2
Şekil 1.3. İnsan omuru anatomisi.....	3
Şekil 1.4. Omurlar arası disk yapısı.....	4
Şekil 1.5. Omurlar arası disk mesafesi.....	8
Şekil 1.6. Listezis oluşumu.....	9
Şekil 1.7. Fıtık oluşumu [30].....	11
Şekil 1.8. Lomber Stenoz [30].....	12
Şekil 1.9. Kifoz, lordoz ve skolyoz oluşumu [37].....	15
Şekil 1.10. Omur kompresyon kırığı [30].....	18
Şekil 1.11.Şiddetli omur kompresyon kırığı (omur gövdesi parçalara ayrılır)[40]....	18
Şekil 2.1. Koyundan alınan omurga numunesi (a) posteriyor görünüş, (b) anteriyor görünüş.....	24
Şekil 2.2. Pedikül ve kullanılan çubuk türleri.....	26
Şekil 2.3. PÜ bloklara döküm aşaması (a) sakrumun gömülmesi, (b) superiyor omurların gömülmesi.....	28
Şekil 2.4. Lomber omurga için vertebrektomi modeli kritik uzunlukları [65].....	29
Şekil 2.5. Hareketsiz, hareketli ve yarı hareketli sabitlemeler için hazırlanan vertebrektomi modelleri.....	30
Şekil 2.6. (a) Hareketsiz, (b) hareketli ve (c) yarı hareketli sabitlemeler için basma eğme deneyi düzenekleri ve (d) basma çekme test cihazı.....	31
Şekil 2.7. (a) Hareketsiz, (b) hareketli ve (c) yarı hareketli sabitlemeler için yana eğme deneyi düzenekleri.....	32
Şekil 2.8. (a) hareketsiz, (b) hareketli ve (c) yarı hareketli sabitlemeler için burma deneyi düzenekleri ve (d) burma test cihazı.....	33
Şekil 2.9. Panjabi vd.'nin düşürme düzeneği [74].....	35
Şekil 2.10. Kallemeier vd.'nin düşürme düzeneği [75].....	36
Şekil 2.11. Düşürme düzeneği, (a) katı model, (b) üretilen sistem.....	38

Şekil 2.12. Deneyde kullanılan 3,5 kg, 2 kg ve 1,5 kg'lık parçalar.	39
Şekil 2.13. Numunelerin deney öncesinde çekilen fotoğrafları. (a) hareketsiz, (b) hareketli, (c) yarı hareketli sistemler.....	40
Şekil 3.1. Hareketsiz sabitleme numunesinin basma eğme deneyinde çekilen fotoğrafları. (a) deney öncesi, (b) deney sonrası.	42
Şekil 3.2. Hareketli sabitleme numunesinin basma eğme deneyinde çekilen fotoğrafları. (a) deney öncesi, (b) deney sonrası.	43
Şekil 3.3. Yarı hareketli sabitleme numunesinin basma eğme deneyinde çekilen fotoğrafları. (a) deney öncesi, (b) deney sonrası.	43
Şekil 3.4. Hareketsiz sabitleme numunesinin yana eğme deneyinde çekilen fotoğrafları. (a) deney öncesi, (b) deney sonrası.	45
Şekil 3.5. Hareketli sabitleme numunesinin yana eğme deneyinde çekilen fotoğrafları. (a) deney öncesi, (b) deney sonrası.	45
Şekil 3.6. Yarı hareketli sabitleme numunesinin yana eğme deneyinde çekilen fotoğrafları. (a) deney öncesi, (b) deney sonrası.	46
Şekil 3.7. Hareketsiz sabitleme numunesinin burma deneyinde çekilen fotoğrafları. (a) deney öncesi, (b) deney sonrası.	47
Şekil 3.8. Hareketli sabitleme numunesinin burma deneyinde çekilen fotoğrafları. (a) deney öncesi, (b) deney sonrası.....	48
Şekil 3.9. Yarı hareketli sabitleme numunesinin burma deneyinde çekilen fotoğrafları. (a) deney öncesi, (b) deney sonrası.	48
Şekil 3.10. Hareketsiz sabitleme uygulanmış bir numunenin 3,5 kg ağırlık ile yapılan düşürme deneyi öncesi ve sonrasında arkadan ve yandan çekilen radyografi filmleri. (a) Deney öncesi, arkadan, (b) deney sonrası, arkadan, (c) deney öncesi, yandan, (d) deney sonrası, yandan.	51
Şekil 3.11. Hareketli sabitleme uygulanmış bir numunenin 3,5 kg ağırlık ile yapılan düşürme deneyi öncesi ve sonrasında arkadan ve yandan çekilen radyografi filmleri. (a) Deney öncesi, arkadan, (b) deney sonrası, arkadan, (c) deney öncesi, yandan, (d) deney sonrası, yandan.	51
Şekil 3.12. Yarı hareketli sabitleme uygulanmış bir numunenin 3,5 kg ağırlık ile yapılan düşürme deneyi öncesi ve sonrasında arkadan ve yandan çekilen	

- radyografi filmleri. (a) Deney öncesi, arkadan, (b) deney sonrası, arkadan, (c) deney öncesi, yandan, (d) deney sonrası, yandan. 52
- Şekil 3.13. Hareketsiz sabitleme uygulanmış bir numunenin 5 kg ağırlık ile yapılan düşürme deneyi öncesi ve sonrasında arkadan ve yandan çekilen radyografi filmleri. (a) Deney öncesi, arkadan, (b) deney sonrası, arkadan, (c) deney öncesi, yandan, (d) deney sonrası, yandan. 53
- Şekil 3.14. Hareketsiz sabitleme uygulanmış numunenin 5 kg ağırlık ile yapılan düşürme deneyi sonrasında en üst sabit segmentte meydana gelen kırık. 53
- Şekil 3.15. Hareketli sabitleme uygulanmış bir numunenin 5 kg ağırlık ile yapılan düşürme deneyi öncesi ve sonrasında arkadan ve yandan çekilen radyografi filmleri. (a) Deney öncesi, arkadan, (b) deney sonrası, arkadan, (c) deney öncesi, yandan, (d) deney sonrası, yandan. 54
- Şekil 3.16. Yarı hareketli sabitleme uygulanmış bir numunenin 5 kg ağırlık ile yapılan düşürme deneyi öncesi ve sonrasında arkadan ve yandan çekilen radyografi filmleri. (a) Deney öncesi, arkadan, (b) deney sonrası, arkadan, (c) deney öncesi, yandan, (d) deney sonrası, yandan. 55
- Şekil 3.17. Yarı hareketli sabitleme uygulanmış numunenin 5 kg ağırlık ile yapılan düşürme deneyi sonrasında en üst sabit segmentte meydana gelen kırık. 55
- Şekil 3.18. Hareketsiz sabitleme uygulanmış bir numunenin 7 kg ağırlık ile yapılan düşürme deneyi öncesi ve sonrasında arkadan ve yandan çekilen radyografi filmleri. (a) Deney öncesi, arkadan, (b) deney sonrası, arkadan, (c) deney öncesi, yandan, (d) deney sonrası, yandan. 56
- Şekil 3.19. Hareketsiz sabitleme uygulanmış numunenin 7 kg ağırlık ile yapılan düşürme deneyi sonrasında L4 omurunda meydana gelen split kırığı. ... 57
- Şekil 3.20. Hareketli sabitleme uygulanmış bir numunenin 7 kg ağırlık ile yapılan düşürme deneyi öncesi ve sonrasında arkadan ve yandan çekilen radyografi filmleri. (a) Deney öncesi, arkadan, (b) deney sonrası, arkadan, (c) deney öncesi, yandan, (d) deney sonrası, yandan. 58
- Şekil 3.21. Yarı hareketli sabitleme uygulanmış bir numunenin 7 kg ağırlık ile yapılan düşürme deneyi öncesi ve sonrasında arkadan ve yandan çekilen

radyografi filmleri. (a) Deney öncesi, arkadan, (b) deney sonrası, arkadan, (c) deney öncesi, yandan, (d) deney sonrası, yandan.	59
Şekil 3.22. Yarı hareketli sabitleme uygulanmış numunenin 7 kg ağırlık ile yapılan düşürme deneyi sonrasında L1 ve L3 omurlarında meydana gelen epifiz kırıkları.	60
Şekil 3.23. Hareketsiz sabitleme uygulanmış numunenin düşürme deneyi (a) öncesi ve (b) sonrasında ölçülmüş oransal olarak verilen disk yükseklikleri. ...	60
Şekil 3.24. Hareketli sabitleme uygulanmış numunenin düşürme deneyi (a) öncesi ve (b) sonrasında ölçülmüş oransal olarak verilen disk yükseklikleri.	61
Şekil 3.25. Yarı hareketli sabitleme uygulanmış numunenin düşürme deneyi (a) öncesi ve (b) sonrasında ölçülmüş oransal olarak verilen disk yükseklikleri.	62
Şekil 3.26. Sabitleme sistemleri için kompresyon kırığı oluşum mekanizması. (a) Hareketsiz, (b) hareketli, (c) yarı hareketli sabitleme	65
Şekil 3.27. Komşu hareketli segmentte füzyon sonrasında oluşan kompresyon kırığı. (a) arkadan, (b) yandan [39].	66
Şekil 3.28. Füzyon sonrasında kırık oluşumu mekanizması [85].	67

KISALTMALAR

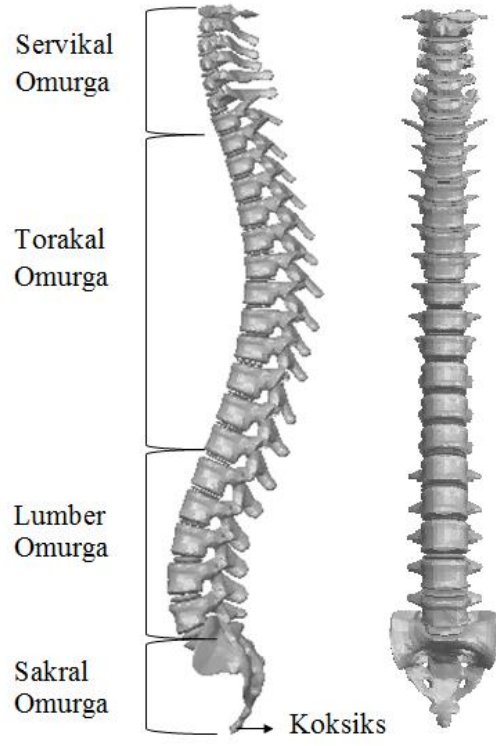
Kısaltmalar	Açıklama
KSR	Komşu Segment Rahatsızlığı
KMY	Kemik Mineral Yoğunluğu
PEEK	Poly Ether Ether Ketone
MRI	Manyetik Rezonans Görüntüleme
PLIF	Posteriyor Lomber Omurlararası Füzyon
ALIF	Anteriyor Lomber Omurlararası Füzyon
DEXA	Çift Işınli Absorbsiyometri
WHO	Dünya Sağlık Örgütü
YMYPEB	Yüksek Molekül Yoğunluklu Poli Etilen Bloklar
PMMA	Polymethyl methacrylate
PÜ	Poli Üretan

1. GİRİŞ

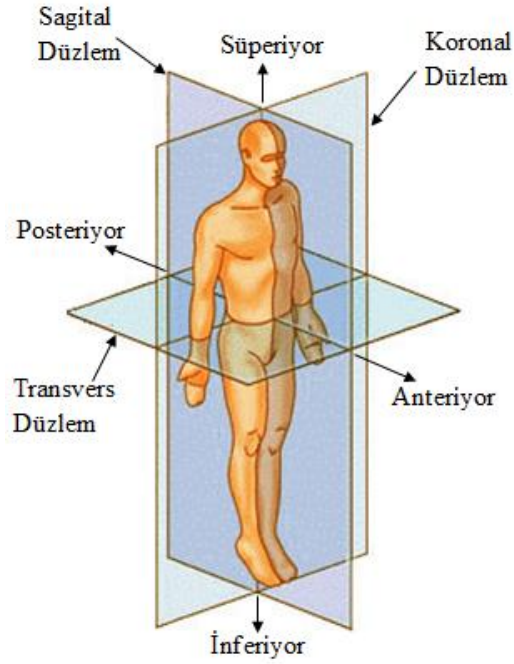
1.1. Genel Bilgiler

Omurga, birbirinden bağımsız omurların yan yana dizilmesiyle gövdeye destek olan ve gövdenin ayakta durmasını sağlayan, aynı zamanda ona belli bir şekil de veren yapıdır. Omurganın üç temel görevi vardır. Bunlardan ilki, kafanın, gövdenin ve kaldırılan herhangi bir yükün ağırlıklarını ve sebep oldukları eğme momentlerini pelvise aktarmasıdır. İkinci olarak gövdenin hareketini sağlamaktır. Üçüncüsü ise, omuriliği içine alması ve dışarıdan gelen ve ona zarar verebilecek kuvvetlere karşı korumasıdır. İnsan omurgası, genel hatlarıyla Şekil 1.1'de görüldüğü gibi beş farklı omurga bölgesinden ve 33 farklı omurdan oluşmaktadır. Bu bölgeler, servikal omurga, torakal omurga, lomber omurga, sakral omurga ve koksiks yani kuyruk sokumudur. Servikal omurgada yedi tane servikal omur, torakal omurgada 12 tane torakal omur ve lomber omurgada beş tane lomber omur bulunmaktadır. Sakral omurgada, kaynaşmış beş adet sakral omurdan, koksiks ise kaynaşmış dört tane koksijeal omurdan oluşmaktadır [1, 2]. Servikal omurlar, en üstteki omur C1, en alttaki omur C7 olacak şekilde isimlendirilirler. Benzer biçimde torakal omurlar T1'den T12'ye kadar, lomber omurlar L1'den L5'e kadar isimlendirilir.

Omurga anlatılırken kullanılacak olan düzlemler ve yönler Şekil 1.2'de verilmiştir. Genellikle koronal düzlemde omurga simetrik bir şekilde dizilmiştir. Sagittal düzlemde servikal ve lomber omurgalar anterior konveks eğriye, torakal ve sakral omurgalar ise posterior dışbükey eğriye sahiptirler. Omurganın bu farklı yönlerde eğri yapıları, ona esneklik verir ve kaza veya yüksekten düşme durumlarında oluşan şok yüklerini sönümleme kapasitesini artırır [1, 2].

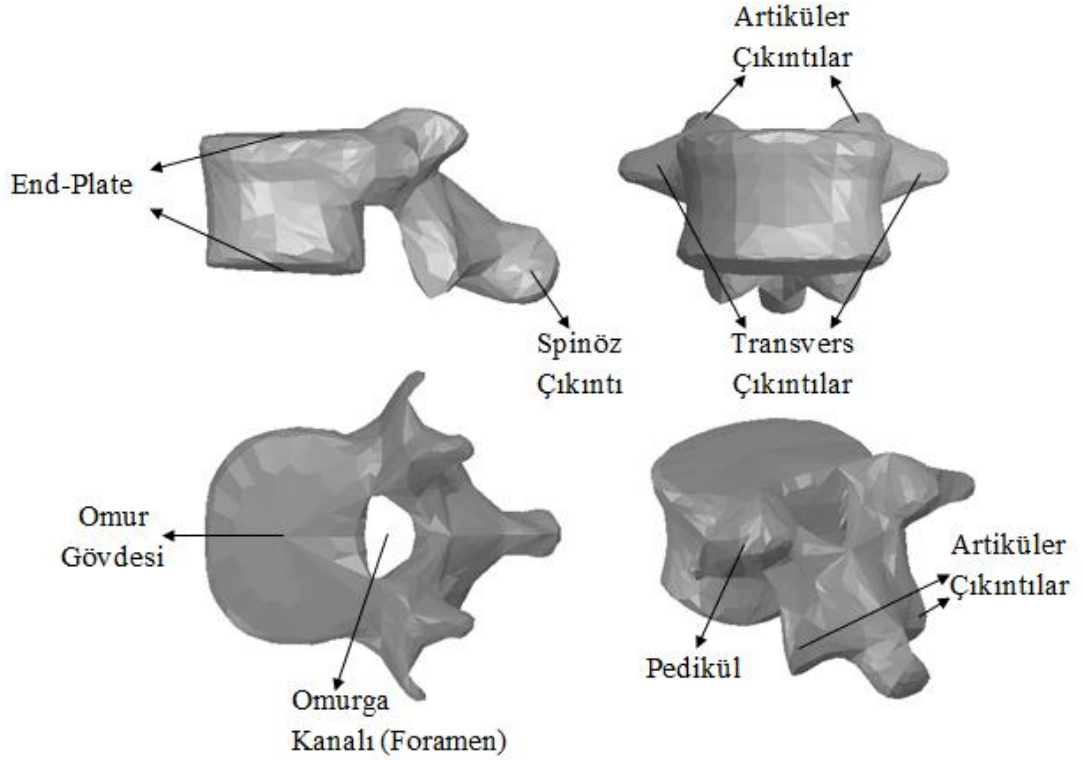


Şekil 1.1. İnsan omurgası.



Şekil 1.2. İnsan anatomisi, düzlemler ve yönler [3].

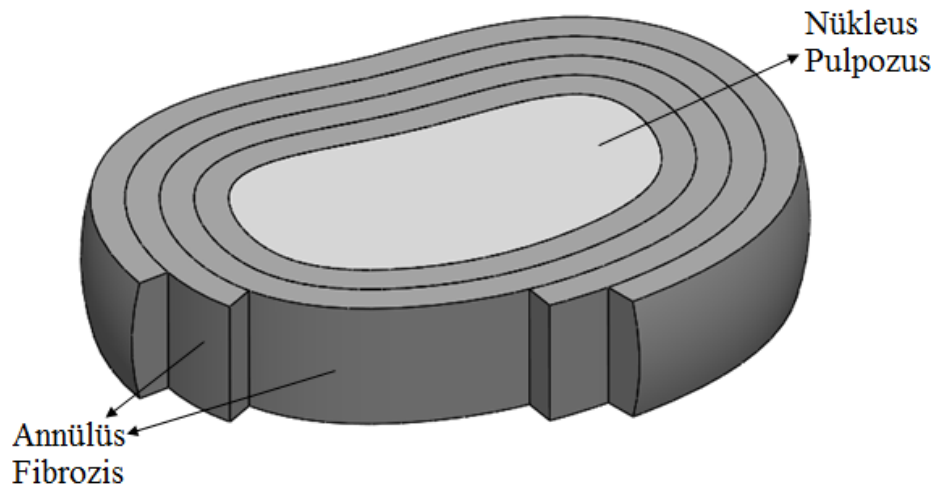
Omurgada, C3 omurundan L5 omuruna kadar olan bölümdeki omurlar genel olarak benzer yapıdadır. Bu omurlar arasında bulunduğu bölgeye göre boyut farkı vardır. Servikal omurgadan lomber omurgaya doğru omur boyutu artmaktadır. Bir omur, Şekil 1.3’de görülebileceği gibi omur gövdesinden, artiküler, transvers ve spinöz çıkıntılardan meydana gelmektedir. Artiküler çıkıntılar fasetler olarak da adlandırılırlar. Artiküler, transvers ve spinöz çıkıntılar nöral yay olarak da bilinen omurga kanalını oluştururlar. Oluşan bu halka şeklindeki omurga kanalının içinden omurilik geçer. Nöral halkayı oluşturan çıkıntılar aynı zamanda laminalar ve pediküllerin de oluşmasına sebebiyet verir. Omur gövdesinin süperiyör ve inferiyör yüzeyleri omurun end-plate’leri olarak adlandırılırlar [1, 2].



Şekil 1.3. İnsan omuru anatomisi.

Omurlar, kaslar ve ligamentler yardımıyla birbirlerine bağlanırlar ve düzenli bir şekilde dururlar. Omurlar arasında, omur gövdelerinin birbirlerine temas etmesini

engelleyen ve omurganın hareketliliğini artıran omurlar arası diskler bulunmaktadır. Omurlar arasındaki bağlantı, omurlar arası diskler ve faset eklemleri ile sağlanır. Omurlar arası disk faset eklemleri ile birlikte üzerine düşen basma yüklerini taşır [4, 5]. Şekil 1.4'te omurlar arası diski oluşturan üç farklı kısım gösterilmiştir. Diskin merkezinde oldukça akıcı ve saydam olan nükleus pulpozus bulunur. Nükleus pulpozusun etrafından diskin çevresine doğru büyüyen soğan halkaları şeklinde dizilmiş annülüs fibrozis yapıları bulunur. Bu halkalar, lif bağlarından oluşmaktadır. Aynı halkanın üzerindeki lifler aynı yönde dizilmiştir. Komşu iki halkada liflerin dizilişleri farklı yönlerdedir. Liflerin bu dizilimi diskin dayanıklılığını artırır. Diskin kartilaj dokusu ise, diğer iki yapıyı omur gövdesinden ayırmaktadır [1]. Diskin bu yapısı, ayakta durma, dönme ve eğilme durumlarında diskin üzerine düşen basma, kayma ve eğme yüklerine karşı koymasında büyük önem taşımaktadır. Faset eklemleri ise birbirleri üzerinde kayabilirler ve bu sayede omurganın hareket etmesine olanak sağlarlar. Aşırı geriye esnemedi, faset eklemleri omurganın üzerine düşen basma yüklerinin %30'unu taşımaktadır [2]. Komşu omurlar arasında, anterior bölgede diskler yardımıyla yumuşak ve esnek bir bağlantı bulunurken, posterior bölgede birbiri üzerinde kayan faset eklemleri yardımıyla daha dengeli ve güçlü bir bağlantı bulunur. Omurlar arasında anterior ve posterior bölgede bulunan bu bağlantılar ise omurgaya gerekli katılığı ve dengeyi kazandırır.



Şekil 1.4. Omurlar arası disk yapısı.

1.2. Komşu Segment Rahatsızlığı (KSR)

Spinal füzyon, son 50 yılda omurgada meydana gelen şekil bozukluklarında, dejeneratif hastalıklarda ve travma durumlarında oluşan kırık durumlarında standart tedavi metodu haline gelmiştir [6-9]. Spinal füzyon omurgadaki bir veya daha fazla omurun hareket etmeyecek şekilde birleştirilmesidir. Füzyon, servikal, torakal, torakolomber ve lomber omurgalarda genç ve yetişkin hastalar için uygulanabilmektedir. İlk olarak 1911 yılında Albee FH [10] ve Hibbs RA [11]'nin çalışmalarında tedavi yöntemi olarak tanımlanmıştır. Albee, füzyonu Pott hastalığı (kemik tüberkülozu) tedavisinde, Hibbs ise spinal deformite tedavisinde kullanmıştır. Daha sonraki yıllarda da, sağladığı yüksek birleşme oranı ve denge ile birlikte hastaların ağrılarını gidermesi [12] füzyonun kullanımını günden güne arttırmıştır. Bohlman vd. [13] anterior diskektomi ile birlikte füzyonun servikal radikülopati tedavisinde kullanılabilir bir yöntem olduğu, hastalarda ağrıyı giderdiği ve nörolojik kayıplarda iyileşme sağladığı sonucuna ulaşmışlardır. Herkowitz vd. [14] ise dejeneratif lomber stenoz ile birlikte spondilolistezis tedavisinde, sadece dekompresyon ve dekompresyon ile birlikte füzyon uygulamalarının etkilerini karşılaştırmışlar ve füzyonun hastalarda ağrıyı gidermede önemli ölçüde daha iyi sonuçlar verdiğini belirtmişlerdir. Amerika'da son 20 yılda lomber ve servikal omurgadaki bunlara benzer hastalıkların tedavisinde füzyon uygulaması ciddi ölçüde artmıştır [15].

Spinal füzyon kısa vadede iyi klinik sonuçlar verse de, uzun takip süreleri ardından füzyonun kötü etkilerinin olduğu ortaya çıkmıştır. Servikal, lomber ve lumbosakral omurgalarda füzyonun ardından uzun vadede omurgada farklı dejeneratif pek çok rahatsızlık gelişmektedir. Füzyon uygulanan omurların, alt ve üst komşu hareketli omurlarında meydana gelen rahatsızlıklara Komşu Segment Rahatsızlığı (KSR) denilmektedir [7, 8, 16]. KSR yaklaşık 50 yıl öncesinin raporlarında omurgada füzyon sonrası oluşan olağan dışı komplikasyonlar olarak yer almaktadır. KSR oluşumu hastalar için oldukça sıkıntılıdır, çünkü tedavinin sonucunu kötü yönde etkiler ve genellikle ikinci bir operasyon gerektirir. Omurgada füzyon tedavisinin artmasıyla birlikte, KSR vakalarının görülme oranı da maalesef giderek artmaktadır.

Farklı çalışmalarda KSR için çeşitli tanımlamalar yapılsa da, en genel hali ile füzyon sonrası komşu segmentte meydana gelen neredeyse her türlü anormal durum KSR olarak adlandırılmaktadır. Ayrıca KSR radyografik ve semptomatik olarak da ikiye ayrılabilir. Çalışmalarda komşu segmentlerde meydana gelen rahatsızlıklar Çizelge 1.1’ de verilmiştir.

Çizelge 1.1. Komşu segmentlerde meydana gelen rahatsızlıklar.

Disk dejenerasyonu
Listezis (omur kayması)
Dengesizlik
Faset eklem artrit (iltihabı)
Bel fitiği
Stenoz (sinir kanalı daralması)
End plate’lerde Skleroz (doku sertleşmesi)
Lordozda azalma, kifozda artma
Skolyoz
Osteofit (kemik çıkıntısı)
Omur kompresyon kırıkları

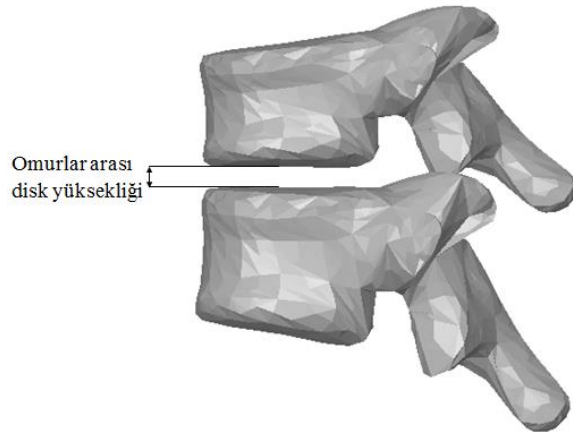
Aşağıda fikir vermesi açısından, Çizelge 1.1’de verilen bu rahatsızlıklardan yapılan çalışmalarda örnek verilerek anlatılmıştır.

Omurlar arası disk dejenerasyonu, genellikle omurganın yüklenmesinden dolayı diskin yüksekliğini kaybetmesidir veya bir nevi aşınmasıdır. Omurlar arası disk yüksekliğini gösteren bir çizim Şekil 1.5’te verilmiştir. İnsanların günlük yaşantısında kaldırdıkları aşırı yüklerden, fazla kilodan, hareketsizlikten veya yaşlanma sebebiyle çok sık görülen bir rahatsızlıktır. KSR olarak ise en sık görülen rahatsızlıklardan birisidir. Füzyon sonrası oluşumunu incelemek için pek çok klinik çalışma yapılmıştır. Miyakoshi vd. [17] spondilolistezis rahatsızlığı olan 45 hastaya L4-L5 seviyesinde posteriyor lomber omurlararası füzyon (PLIF) uygulamışlar ve

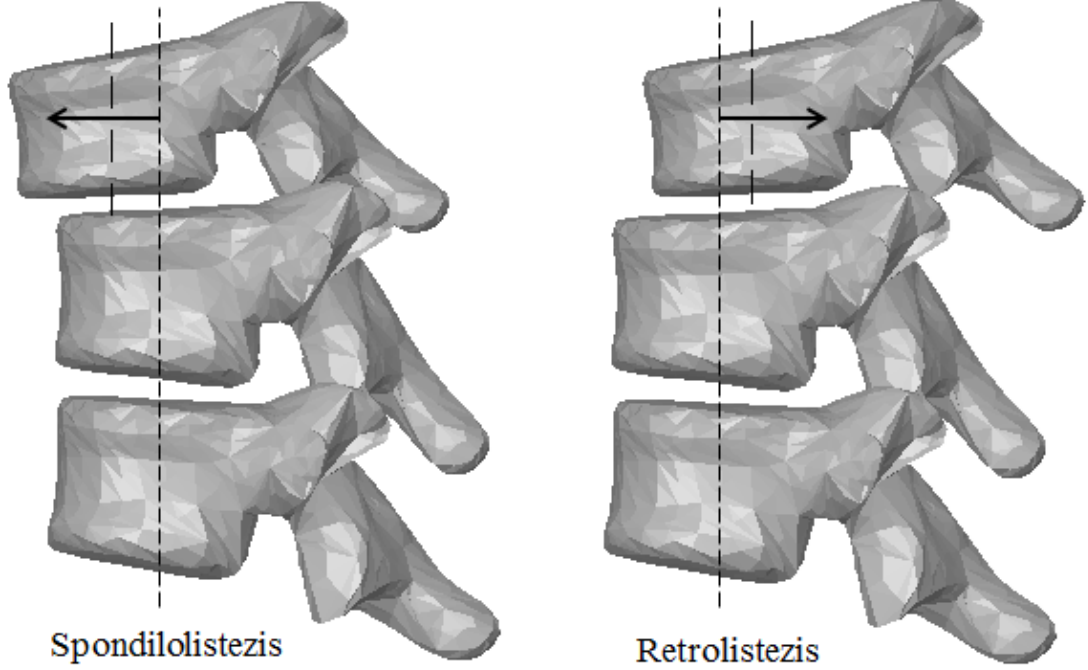
komşu L2-L3, L3-L4 ve L5-S1 disk yüksekliklerini 5 yıl boyunca kontrol etmişlerdir. Takip süresi sonunda radyografik olarak tüm komşu disklerin yüksekliklerinde önemli ölçüde azalma olduğunu görmüşlerdir ($P<0,05$). Fakat elde edilen bu sonuçlar klinik sonuçlarla herhangi bir korelasyon göstermemektedir. Ishihara vd. [18]'nin yaptığı benzer bir çalışmada ise, spondilolistezis rahatsızlığı olan 35 hastaya anterior lomber omurlararası füzyon (ALIF) uygulanmıştır. Ortalama 13,3 yıl takip süresinin ardından, radyografi ve manyetik rezonans görüntüleme (MRI) sonuçları üst komşu diskte % 52, alt komşu diskte % 70 disk mesafesi daralması göstermiştir. Fakat bu sonuçlar yine klinik sonuçlar ile korelasyon göstermemektedir. Schulte vd. [19] 40 hastada enstrümantasyonlu füzyon sonucunda komşu disklerin disk yüksekliklerindeki değişimi incelemiştir. Radyografi sonuçları, tüm hastalarda füzyonun üstündeki ilk komşu diskin yüksekliğinde ortalama % 21, ikinci komşu diskin yüksekliğinde ise ortalama %16 düşüş olduğunu ortaya çıkarmıştır ($P<0,001$). Kumar vd. [20]'nin çalışmasında, dejeneratif disk rahatsızlığı olan ve füzyon ile tedavi edilen 28 hastanın radyografik sonuçları değerlendirilmiş, hastaların % 35,7'sinde komşu diskin disk mesafesinde daralma görülmüştür. Füzyon uygulanmayan 28 hastada ise bu oran % 18,5'tir. Füzyon uygulanan ve uygulanmayan hastalar arasında anlamlı fark bulunmaktadır ($P=0,017$). Hambly vd [21]'nin çalışmasında ise, enstrümantasyonsuz lomber veya lumbosakral füzyon uygulanmış 42 hasta üzerinde füzyonun klinik ve radyografik sonuçları incelenmiştir ve füzyon uygulanmayan kontrol grubuyla karşılaştırılmıştır. Füzyon uygulanan grupta, hastaların % 19'unda füzyona komşu ilk diskte, %21'inde ise komşu ikinci diskte, disk yüksekliklerinde azalma görülmüştür. Fakat bu sonuçların, füzyon uygulanmayan kontrol grubuyla arasında anlamlı bir fark bulunmamaktadır. Kontrol grubunda da bu sonuçlar görülmüştür.

Listezis omurların birbiri üzerinde kaymasıdır. Eğer üstteki omur alttaki omurun üzerinde anteriora kaymışsa spondilolistezis, posteriyora kaymışsa retrolistezis olarak adlandırılır. Listezis oluşumunu gösteren bir çizim Şekil 1.6 da gösterilmiştir. Kumar vd. [22] dejeneratif disk rahatsızlığı olan 83 hastada füzyon uygulamışlardır ve ortalama 5 yıl takip süresi sonunda radyografi sonuçlarına göre hastaların %36,1'inde komşu segmentte rahatsızlık tespit etmişlerdir. Sonuçlar 15 hastada

füzyonun üstündeki segmentte retrolistezis oluştuğunu göstermektedir. Kanamori vd. [23]'nin çalışmasında, spondilolistezis rahatsızlığı olan hastalara (ALIF) füzyon uygulanmış ve hastalar minimum 10 yıl takip edilmiştir. Takip süresi sonunda hastaların hepsinde üst yada alt komşu disklerde disk yüksekliğinde azalma görülmüştür. Üst komşu disk mesafesinde azalma görülen hastalarda takip süresi sonuna doğru tekrardan spondilolistezis oluştuğu gözlemlenmiştir. Choon Lee vd. [24], KSR için risk faktörlerini araştırdıkları çalışmalarında, dejeneratif değişikliklerden dolayı lomber füzyon uygulanmış ve 1 yıl takip edilmiş hastaların sonuçlarını değerlendirmişlerdir. 1069 hastanın 28 tanesinde KSR oluşumundan dolayı revizyon operasyonu gerekmiştir. Revizyon gereken bu 28 hastada en çok görülen KSR dejeneratif spondilolistezistir. Hastaların 11 tanesinde spondilolistezis, 7 tanesinde ise retrolistezis oluştuğu görülmüştür. Etebar ve Cahill'in [25] yaptıkları çalışmada, dejeneratif dengesizlik rahatsızlığı olan hastalara enstrümantasyonla lomber füzyon tedavisi uygulanmıştır. Hastaların ameliyat sonrası ortalama takip süresi 44,8 aydır. Takip süresi sonunda hastaların % 39'unda komşu segmentte spondilolistezis oluşumu bildirilmiştir. Yine Hambly vd. [21]'nin çalışmasında, hastalarda bir veya iki seviye füzyon sonrasında, üst komşu segmentlerde spondilolistezis ve retrolistezis rahatsızlıkları ortaya çıkmıştır fakat bu sonuçlar kontrol grubu ile anlamlı bir farklılık göstermemektedir. Kontrol grubunda da yine bu rahatsızlıklar oluşmuştur.



Şekil 1.5. Omurlar arası disk mesafesi.



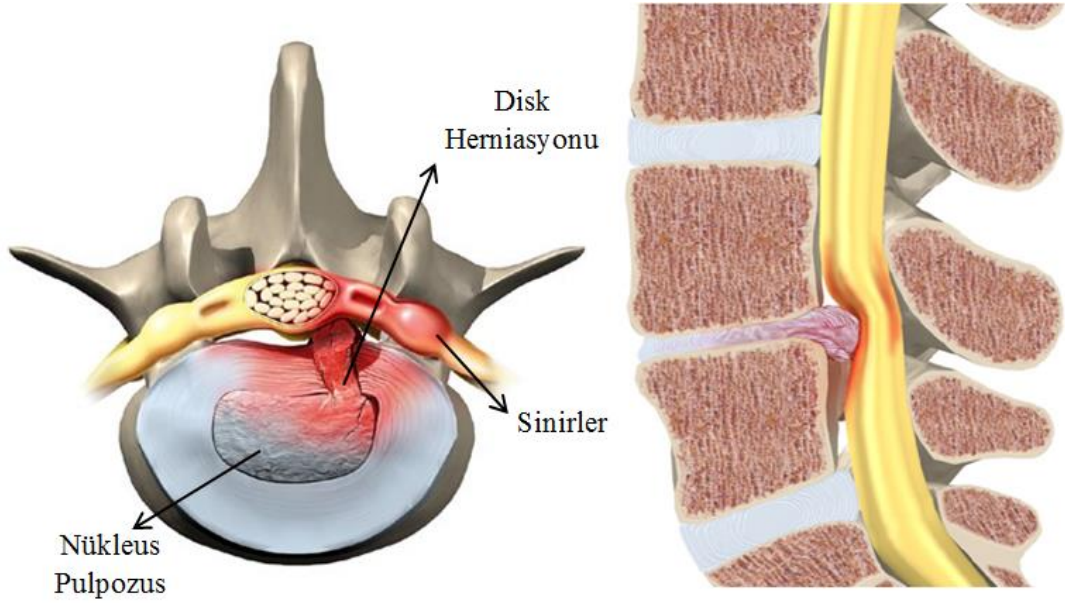
Şekil 1.6. Listezis oluşumu.

Dengesizlik tanım olarak kaynakların çoğunda yer almamaktadır. Hekimler genellikle omurgada dengeyi tanımlarlar. Klinik dengesizlik hakkında en genel tanımı Panjabi ve White [1] yapmışlardır. Onlara göre klinik dengesizlik, fizyolojik yükler altında omurganın hareket etme kabiliyetindeki azalmadır yani bir nevi hareket modelinin bozulmasıdır. Dengesizliğin ilerlemesi durumunda hastalarda spondilolistezis oluşumu görülür. Kumar vd [20]'nin çalışmasında, radyografi sonuçları füzyon uygulanan hastaların % 14,2'sinde komşu segmentlerde dengesizlik oluştuğunu bildirmişlerdir. Füzyon uygulanmayan kontrol grubu hastalarında ise bu değer % 7,4'tür. Değerlere bakılacak olursa, füzyon uygulanan grupta komşu segmentlerde dengesizlik oluşma sıklığının, füzyon uygulanmayan grubun neredeyse 2 katı olduğu görülebilir. Bu da bu iki grup arasında önemli bir fark olduğunun göstergesidir. Lehmann vd. [26] lomber füzyonun uzun vadede etkisini incelemek için lomber füzyon uygulanmış 86 hastayı incelemişlerdir. Hastaların ortalama takip süresi 33 yıldır. Radyografi ve tomografi sonuçları olan 33 hastadan 15'inde (% 45)

füzyonun üzerindeki komşu segmentte dengesizlik oluşumu oldukça yaygındır. Aota vd. [27]'nin çalışmasında ise, füzyon sonrasında komşu üst ve alt segmentlerde dengesizlik oluşumu incelenmiştir. Dejeneratif hastalıkları bulunan ve tedavi için füzyon uygulanan 65 hasta ortalama 39 ay takip edilmiştir. Hastaların takip süreleri sonunda, hastaların % 24,6'sında komşu segmentlerde dengesizlik teşhisi konulmuştur. Üst komşu segmentte dengesizlik görülme sıklığı, alt komşu segmentlere oranla çok daha fazladır. Chen vd. [28]'nin çalışmasında spondiloliztezis tedavisi füzyon ile yapılan 185 hasta ortalama 3,5 yıl takip edilmiştir. Takip süresinin sonunda hastaların % 9,7'sinde komşu segmentte dengesizlik oluştuğu bildirilmiştir.

Artrit eklem bölgelerinde, mikrobik olmayıp vücudun kendisi tarafından üretilen iltihaptır. Diz, dirsek ve omurların faset eklemeleri gibi çeşitli bölgelerde bulunabilir. Genelde eklem içerisinde bulunan sinoviyal sıvıların eksilmesinin ardından eklem yüzeylerini kaplayan kıkırdak dokularının birbirine sürtmesi ve aşınması ile oluşur. Faset eklem artritisi şişliklere, şekil bozukluklarına ve ağrıya sebep olur. Lee CK [29], füzyon tedavisi uygulanmış 18 hastada ortalama 8,5 yıl takip süresini takiben komşu segmentlere en çok ortaya çıkan rahatsızlığın dejeneratif faset eklem artritisi olduğunu bildirmiştir.

Fıtık (disk herniasyonu) günümüzde omurga hastalıkları denildiğinde neredeyse akla ilk gelen rahatsızlıktır. Aşırı kilo, genç yaşlarda yapılan ağır sporlar, kaldırılan ağır yükler, çalışma ortamına bağlı olarak uzun süreli oturmak bel fıtığı ve boyun fıtığı oluşumunda başlıca etkili faktörlerdir. Bu faktörlerden dolayı nüfusun çok büyük bir bölümünde ya bel veya boyun fıtığı hastalıkları yada başlangıcı vardır. Fıtık, omurgaya binen aşırı yüklerden, omurgayı zorlayacak ters hareketlerden yada normal disk dejenerasyonundan dolayı omurlar arası disklerin şeklini kaybederek omurun posteriyoruna kayması, sinir kanallarına taşması ve ardından omurilik ve/veya sinir köklerine baskı yapmasıdır. Şekil 1.7'de fıtık oluşumu görülebilir. Diskin akışkan bir kıvamda olan nükleus pulpozus yapısı çizimde görülebileceği gibi sinir kanalına taşarak sinirlere bası uygular ve ağrıya sebep olur. Bu durumdaki bir fıtığın tedavisi ise sinire bası yapan kısmın ameliyatla alınması ile mümkündür.

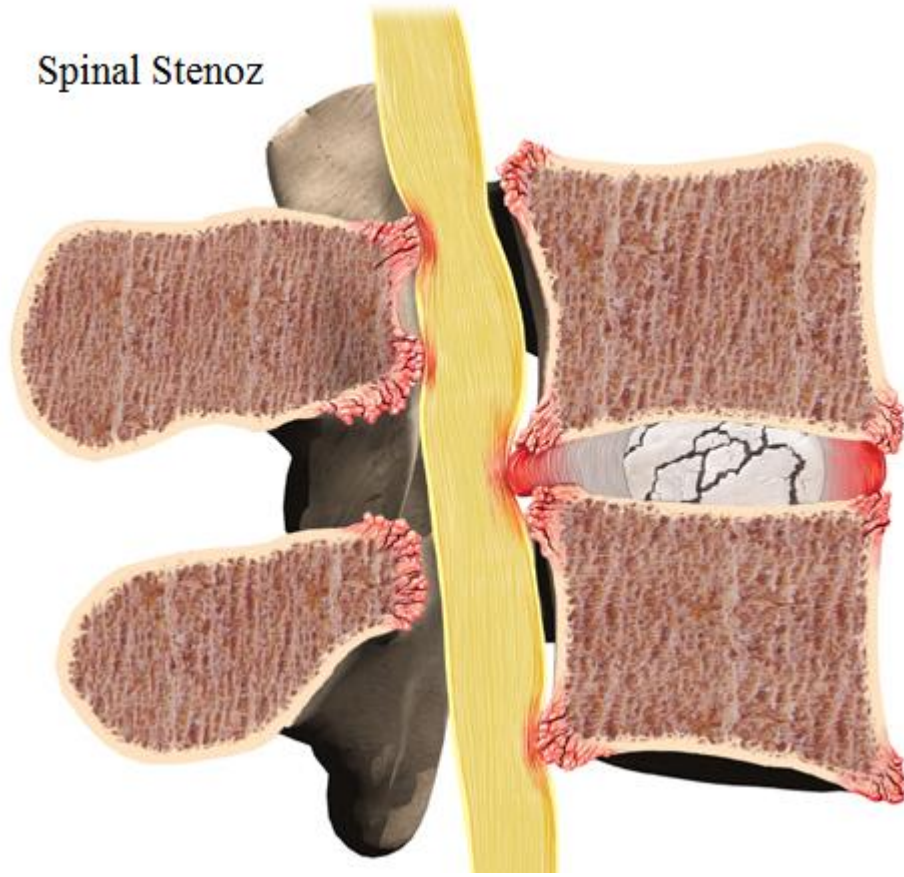


Şekil 1.7. Fıtık oluşumu [30].

Schlegel vd. [31]'nin çalışmasında, torakolomber, lomber ve lumbosakral füzyon uygulanan 58 hastanın ortalama 13,1 yıl takip süresi sonunda füzyona komşu segmentlerde oluşan rahatsızlıklar incelenmiştir. Radyografi sonuçları 58 hastanın 18 tanesinde komşu diskte disk herniasyonu olduğunu göstermiştir. Etebar ve Cahill'in [25] çalışmasında, lomber füzyon uygulanan hastaların % 33'ünde komşu segmentte disk herniasyonu ve/veya faset hipertropisi (anormal gelişme, büyüme) olduğu bildirilmiştir. Bu durumun ileriki vadede stenoza sebebiyet verdiği de not edilmiştir. Disk herniasyonu sinir kanallarına taşarak sinir kanallarının bir kısmını doldurduğundan, omurgada stenoz rahatsızlığının rapor edildiği durumlarda disk herniasyonu da görülme ihtimali vardır. Aiki vd. [32] lomber füzyon ameliyatı yapılan 117 hastanın dokuzunda (% 7,7) komşu segmentte rahatsızlık olduğunu rapor etmişlerdir. Bu dokuz hastadan ikisinde komşu segmentte meydana gelen rahatsızlık disk herniasyonudur.

Spinal stenoz doğuştan veya sonradan gelişen sebeplerle omurilik kanalının veya omurilikten çıkan, kol ve bacaklara giden sinirlerin geçtiği kanalların daralmasıdır. Günümüzde çok sık karşılaşılan omurga rahatsızlıklarından biridir ve kol ve

bacaklarda ağrıya veya fonksiyon kaybına sebep olur. Lomber ve servikal omurgada görülür. Servikal bölgede oluşan stenoz servikal miyelopati olarak adlandırıldığından, spinal stenoz denildiğinde akla genellikle lomber stenoz gelmektedir. İnsan yaşlandıkça kemiklerinde osteofitler oluşur ve bu da sinir kanalı daralmasına sebep olur. Yine benzer şekilde omurgada meydana gelen disk herniasyonu veya listezis gibi durumlar spinal stenozu sebebiyet verebilir. Şekil 1.8'deki çizimde lomber omurgada meydana gelen stenoz gösterilmiştir.



Şekil 1.8. Lomber Stenoz [30].

Etebar ve Cahill'in [25] çalışmasında, dejeneratif dengesizlik tedavisi için lomber füzyon uygulanan 125 hastanın % 33'ünde, füzyona komşu segmentlerde disk herniasyonu ve/veya faset hipertropisinden kaynaklanan stenoz rahatsızlığı ortaya çıkmıştır. Lehmann vd. [26] lomber füzyon uygulanmış, radyografi ve tomografi

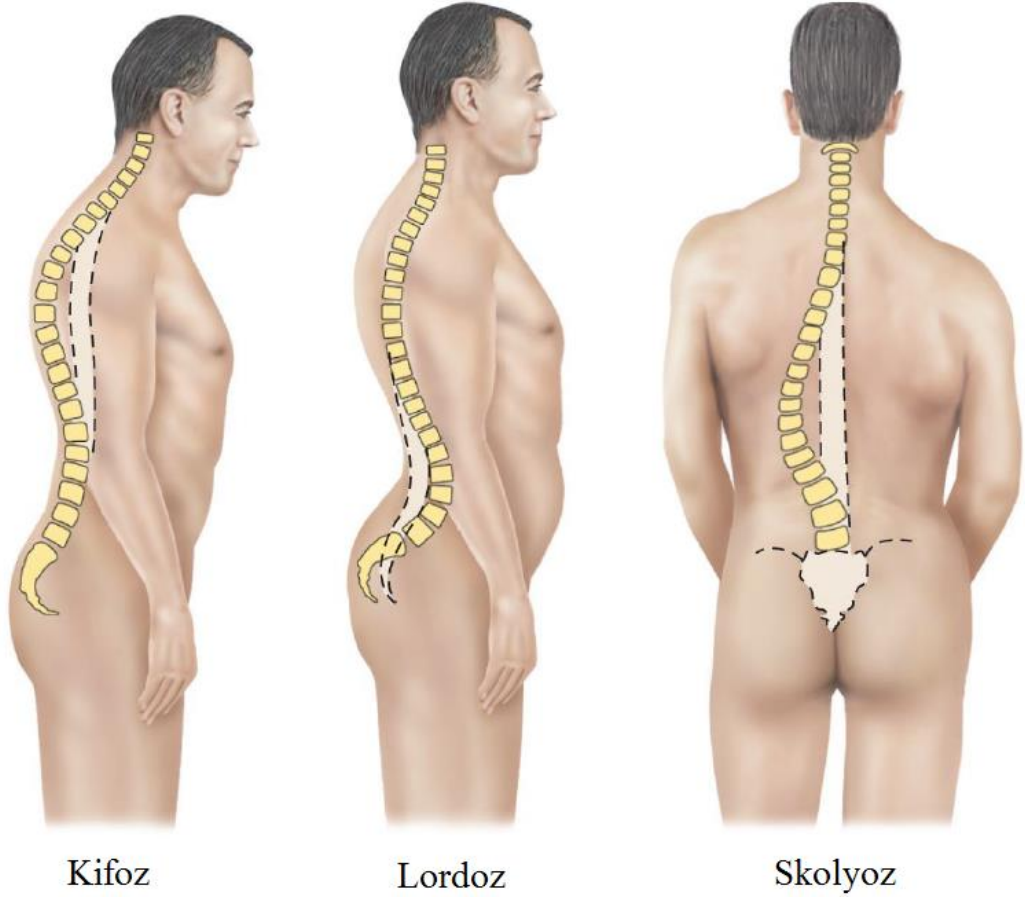
sonuçları olan 33 hastayı inceledikleri çalışmalarında, hastaların 14 tanesinde füzyona komşu segmentlerde stenoz gözlemlenmiştir. Fakat stenoz oluşumunu gösteren radyografi sonuçları ile semptomatik sonuçlar benzerlik göstermemektedir. Choon Lee vd. [24] KSR için risk faktörlerini araştırdıkları çalışmalarında, lomber füzyon uygulanıp komşu segmentlerde KSR görülen 28 hastanın sonuçlarını incelemiştir. Bu 28 hastanın hepsinde revizyon ameliyatı gerçekleştirilmiştir. Revizyon ameliyatı sonrasında da yine hastaların omurgalarında füzyona komşu segmentlerde KSR oluşmuştur. Komşu segmentlerinde rahatsızlık oluşan hastaların hepsinde spinal stenoz belirtileri görülmektedir. Bu hastalarda kanal daralmasından dolayı sinir hasarı meydana gelmiştir. Hastaların sekizinde disk herniasyonu, 11'inde spondilolistezis ve yedisinde retrolistezisten dolayı stenoz oluşmuştur. Revizyon gereken bu 28 hastada en çok görülen KSR dejeneratif spondilolistezistir. G. Cheh vd. [7] çalışmalarında, omurgasında dejeneratif rahatsızlıkları bulunan 188 hastanın pedikül vida enstrümantasyonu ile yapılan lomber/torakolomber füzyon tedavisini ve 5 yıl takip süresi sonunda hastaların füzyona komşu segmentlerde oluşan rahatsızlıkları incelemiştir. Hastaların %42,6'sında radyolojik, %30,3'ünde ise klinik KSR oluşmuştur. Klinik KSR bulunan hastaların 47 tanesinde komşu segmentte meydana gelen rahatsızlık spinal stenozdur. Schlegel vd. [31]'nin çalışmasında, torakolomber, lomber ve lumbosakral füzyon uygulanan 58 hastadan ortalama 13,1 yıl takip süresi sonunda elde edilen radyografi sonuçları, hastaların 25 tanesinde komşu segmentlerde spinal stenoz meydana geldiğini göstermiştir. Kim vd. [33]'nin çalışmasında, enstrümantasyonlu tek seviye lomber füzyon uygulanmış ve ameliyat öncesinde de MRI ve radyografi filmleri olan 69 hastanın beş yıl takip süresinin ardından komşu segmentlerinde meydana gelen rahatsızlıklar değerlendirilmiştir. Hastalar ameliyat öncesinde istmik (Grup 1) ve dejeneratif (Grup 2) spondilolistezisleri olanlar şeklinde iki gruba ayrılmıştır. Radyolojik KSR, MRI ve radyografi sonuçları yardımıyla değerlendirilmiştir. Klinik KSR ise semptomatik spinal stenoz, şiddetli sırt ağrısı ve sagittal/koronal düzlemde dengesizlikler şeklinde tanımlanmıştır. Klinik KSR, birinci gruptaki hastaların % 15,9'unda, ikinci gruptaki hastaların ise % 24'ünde görülmüştür fakat arada anlamlı fark yoktur. Spinal stenoz teşhisi 11 hastaya konmuştur ve en yaygın olarak görülen klinik KSR'dir. Zencica vd. [34] spondilolistezis rahatsızlığı olan ve lomber bölgede füzyon uygulanan 91

hastanın sonuçlarını analiz etmişlerdir. Radyografi sonuçları 4 hastada komşu hareketli segmentlerde disk herniasyonundan ve/veya faset hipertropisinden dolayı stenoz oluştuğunu ortaya çıkarmıştır. Ayrıca, 5 hastada komşu disk mesafesinde daralma ve 5 hastada da komşu segmentlerde spondilolistezis veya retrolistezis görülmüştür.

End-plate'lerde skleroz yaygın olmasa da omurgada füzyon sonrası füzyona komşu hareketli segmentlerde oluşan komplikasyonlardan birisidir. Skleroz bir organ ya da dokunun patolojik olarak sertleşmesidir. Jigar vd. [35] yaptıkları bir çalışmada, KSR'nin gelişiminde risk faktörlerini, yapılan füzyon türü ile ilişkisini, radyografik ve klinik sonuçların uyumunu incelemişlerdir. Çalışmalarında, dejeneratif hastalıklardan dolayı enstrümantasyonlu lomber/lumbosakral füzyon tedavisi uygulanan ve en az 5 yıl takip edilen 74 hastanın radyografi ve MRI sonuçlarıyla ve klinik sonuçlarını karşılaştırmışlardır. Hastalardan 14 tanesinde komşu segmentlerde radyolojik KSR oluşumu gözlenmiştir. Komşu segmentlerinde rahatsızlık gözlenen bu 14 hastanın 4 tanesinde KSR olarak oluşan komplikasyon end-plate'lerde sklerozdur. Kumar vd.[20]'nin çalışmasında ise, dejeneratif disk rahatsızlığı olan 28 hastada uygulanan füzyon sonrasında radyografik verilerden yola çıkarak hastaların % 44,3'ünde komşu segmentlerin end-plate'lerinde skleroz görülmüştür. Füzyon uygulanmayan 28 hastada ise bu oran % 20,6'dır.

Bazı cerrahlar füzyondan sonra sagittal düzlemde omurganın lordotik ve kifotik eğrilerinde meydana gelen değişimleri de KSR olarak tanımlamışlardır. İnsan omurgası doğuştan itibaren servikal ve lomber bölgede lordotik, torakal ve sakral bölgede ise kifotik eğriye sahiptir. Lomber omurganın sahip olduğu eğrinin artması lordoz hastalığı olarak adlandırılır. Lordoz, aşırı kilo ve bel kaslarının zayıflaması gibi durumlardan kaynaklanabilir. Lordozda meydana gelen yüksek değerlerdeki artış hastada bel ve bacak ağrılarına sebep vermektedir. Torakal omurgadaki eğrinin artmasına ise halka arasında kamburluk olarak bilinen kifoz denilir. Torakal omurgada kifozun artması en çok göğüs bölgesini etkilediğinden, kan basıncı değişir, solunum veya akciğer hastalıkları görülebilir. Şekil 1.9'da omurgada lordoz ve kifoz oluşumunu anlatan bir çizim verilmiştir. Kim vd. [36] lomber omurgada

rahatsızlıkları olan ve pedikül vida sabitlemesi kullanılarak 4 yada daha fazla segmentin füzyonuyla tedavi edilen hastalarda, en az 2 yıl takip süresinin ardından füzyona komşu segmentlerde meydana gelen değişimleri analiz etmişlerdir. 35 hastanın radyografi sonuçları ve klinik kayıtlar yardımıyla değerlendirmeler yapılmıştır. Radyografi sonuçları, lomber bölgede 4 ten fazla segmentin füzyonu ile tedavi edilen hastalarda son kontrolde füzyona komşu segmentlerde (L2-T11 hareketli bölgesi) kifoz oluşumunun yüksek olduğunu göstermiştir. Lomber ile birlikte bazı torakal omurlarda da füzyon uygulanan hastalarda ise komşu segmentlerde kifoz görülmemiştir. Yazarlar bu durumdan yola çıkarak, omurgada lomber bölgeden torakal bölgeye kadar füzyon uygulanması durumlarında, T12 veya daha üst segmentlerde de füzyona gidilmesi gerektiği sonucuna ulaşmışlardır.

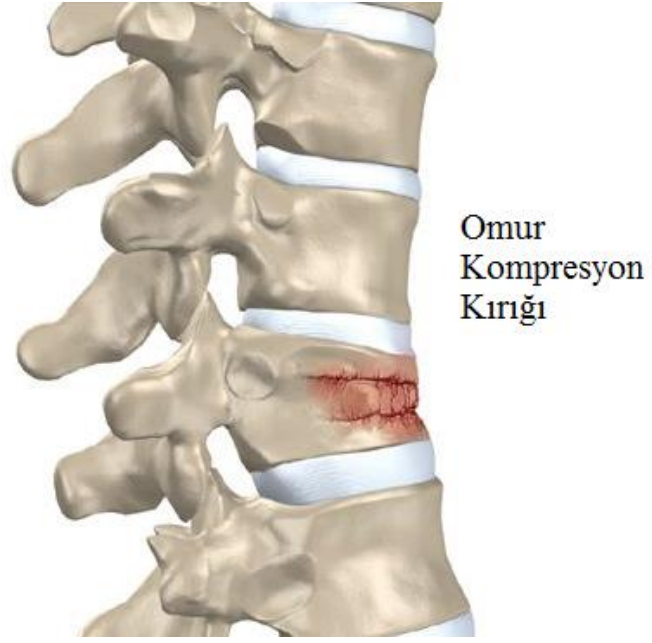


Şekil 1.9. Kifoz, lordoz ve skolyoz oluşumu [37].

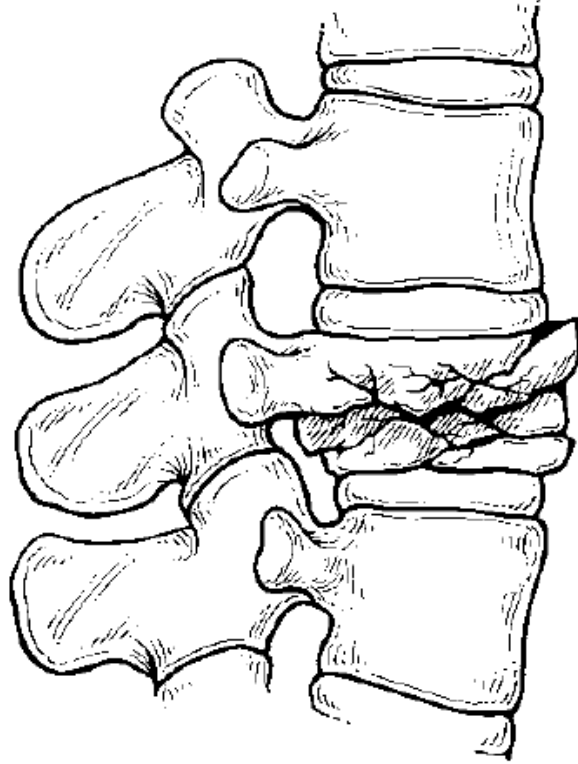
Skolyoz, omurganın torakal ve lomber bölgelerinde koronal düzlem üzerinde oluşan eğriliktir. Skolyoz kifoz ile birlikte de görülebilir. Günümüzde en çok karşılaşılan skolyoz türü oluşum nedeni tam olarak bilinmeyen ve genelde 10'lu yaşlarda görülmeye başlayan idiyoPATİK skolyozdur. Doğumdan itibaren belirti gösteren konjineal skolyoz ise sıkça görülen ikinci bir türdür. Skolyoz, yetişkinlerde bel ve sırt ağrularına, kalp ve akciğer fonksiyon bozukluklarına sebep olabilmektedir. Skolyozun erken tanı durumlarında ise tedavisi oldukça başarılı sonuçlar vermektedir. Skolyoz oluşumu Şekil 1.9'da görülebilir. Etebar ve Cahill'in [25] çalışmalarında, enstrümantasyonlu füzyon sonrası KSR görülen hastaların %17'sinde komşu segmentlerde skolyoz oluştuğu rapor edilmiştir.

Osteofitler kemiklerde patolojik olarak oluşan yeni kemiksi çıkıntılardır. Genelde uzun süre futbol oynayanlarda, koşucularda vb. sporlarla uğraşanlarda çok sık görülür. KSR olarak ise çok sık olmasa da rapor edildiği çalışmalar vardır. Kanamori vd. [23]'nin çalışmasında, spondilolistezis rahatsızlığı olan ve füzyon ile tedavi edilen hastalarda takip süresinin ardından füzyona komşu alt segmentlerde osteofit oluştuğu rapor edilmiştir. Hambly vd [21]'nin çalışmasında ise, enstrümantasyonsuz lomber veya lumbosakral füzyon sonrasında hastaların % 23,8'inde birinci komşu segmentte, % 31'inde ikinci komşu segmentte ciddi düzeyde osteofit oluştuğu radyografik olarak tespit edilmiştir. Füzyon uygulanmayan kontrol grubunda ise bu oranlar % 14,3 ve % 11,9'dur. İstatistiksel karşılaştırmalar sonucunda ikinci komşu segmentte osteofit oluşumu için bu iki grup arasında anlamlı düzeyde fark olduğu ortaya çıkmıştır. Kumar vd. [20]'nin çalışmasında, dejeneratif disk rahatsızlığı olan ve füzyon ile tedavi edilen hastaların % 42,8'inde füzyona komşu segmentlerde osteofit oluştuğu rapor edilmiştir. Füzyon uygulanmayan grupta ise bu değer %25,9'dur.

Omur kompresyon kırığı, çalışmalarda KSR olarak bildirilen bir diğer komplikasyon türüdür. Omur kompresyon kırığı omur gövdesinin içine çökmesidir. Oluşumunda birkaç sebep etkilidir. Öncelikle kemik kalitesi düşük olan osteoporoz hastalarında diğer bir adıyla kemik erimesi görülen hastalarda meydana gelebilir. Osteoporoz genellikle doğal yaşlanma sürecinde yaygın olarak görülen bir rahatsızlıktır. Kompresyon kırığının bir diğer sebebi ise araba kazaları veya omurgada meydana gelen şiddetli travmalardır (yüksekten düşme). Osteoporoz sahibi kişilerde travma sonucu omurga kırığı görülmesi oldukça sıradandır. Son olarak omurgada görülen tümörler kemiği zayıflatarak kompresyon kırığına yol açan bir diğer faktördür. Şekil 1.10 ve Şekil 1.11’de omur kompresyon kırığına örnek iki farklı çizim verilmiştir. Kim vd. [36]’nin çalışmasında, KSR gözlenen 15 hastadan 2 tanesinde füzyona komşu üst segmentte kompresyon kırığı oluşumu rapor edilmiştir. Yine Etebar ve Cahill’in [25] yaptıkları çalışmada, lomber füzyon tedavisi uygulanan ve takip süresi sonunda KSR teşhisi konulan hastaların % 28’inde komşu omur gövdesinde kırık saptanmıştır. Tomoaki vd. [38] enstrümantasyonlu füzyon sonucu komşu segmentte kompresyon kırığı oluşumunu değerlendirmişlerdir. L1-S1 arasında en fazla 3 segment füzyon uygulanan 100 hastanın radyografi sonuçları incelenerek değerlendirme yapılmıştır. Hastaların ortalama takip süresi 10,2 yıldır. Takip süresi boyunca 14 bayan ve 1 bay olmak üzere toplamda 15 hastada 21 segment kırığı oluşmuştur. Bu segment kırıklarından 18 tanesi ilk iki yıl içerisinde görülmüştür. Ayrıca füzyona komşu olmayıp, füzyon ile arasında belli mesafe olan segmentlerde de kırık gözlenmiştir. Füzyona daha uzak segmentlerde kompresyon kırığı oluşumu, yakın segmentlere nazaran daha uzun sürede gerçekleşmektedir. Yang vd. [39]’nin çalışmasında ise, üç hastada iki seviye, 12 hastada üç seviye ve üç hastada dört seviye enstrümantasyonlu füzyon uygulanmıştır. Füzyon sonrasında 11 hastada 1 omurda, altı hastada 2 omurda ve bir hastada üç omurda osteoporotik kompresyon kırığı teşhisi konulmuştur. Füzyon ve kırık oluşumu arasında geçen ortalama süre 24,8 aydır.



Şekil 1.10. Omur kompresyon kırığı [30].



Şekil 1.11. Şiddetli omur kompresyon kırığı (omur gövdesi parçalara ayrılır) [40].

1.3. KSR Oluşum Mekanizması

Omurgada füzyon sonrası KSR'nin neden ortaya çıktığı uzun süredir araştırmacılar tarafından tartışılmaktadır. Buna rağmen KSR'nin oluşum mekanizması ile ilgili olarak literatürde kesin bir fikir birliği bulunmamaktadır. Bu konu ile ilgili olarak araştırmacılar 2 ayrı görüş etrafında ayrılmışlardır. Bir kısmı KSR'ye omurgada füzyon sonrası omurganın değişen biyomekaniğinin ve kinematığının sebep olduğunu düşünmektedir ve bunu kanıtlamak için çalışmalar yapmışlardır. Buna karşın KSR'nin omurgada meydana gelen normal dejeneratif bir süreç olduğunu savunan araştırmacılar da bulunmaktadır. Bu bölümde bu iki görüşü destekleyen çalışmalar özetlenecektir.

Lee ve Langrana [41], L5-S1 segmentlerinde uygulanan füzyonun ardından omurganın L3-S1 bölümünün değişen biyomekaniği ve kinematığını gözlemlemek için yaptıkları biyomekanik çalışmada, 16 taze insan kadavrasının lumbosakral kısmını kullanmışlardır. Omurgada füzyonu taklit etmek için 3 farklı sabitleme tekniği (posterior, çift taraflı-lateral, anterior) kullanılmış ve bunlar da ayrıca karşılaştırılmıştır. İlk önce sabitlenmemiş omurganın, ardından sabitlenmiş omurgaların basma-eğme yükleri altında deneyleri gerçekleştirilmiştir ve deney esnasında video kamera ile çekim de yapılmıştır. Deney sonrasında tüm sabitleme tekniklerinin omurganın dönme merkezini değiştirdiği ve bunun da komşu hareketli segmentin faset eklemleri ve/veya diskinde yük artışına sebep verdiği rapor edilmiştir.

Bastian vd. [42] torakolumbar taze insan kadavra omurgasında T12-L2 çift seviye posterior sabitlemenin komşu hareketli segmentlere etkisini incelemişlerdir. Sabitleme öncesi ve sonrasında omurgalara öne eğilme/arkaya esneme, sağ yana eğme ve sağa rotasyon deneyleri yapılmıştır ve deneylerin ardından sonuçlar karşılaştırılmıştır. Uygulanan çift seviye sabitlemenin, öne eğilme/arkaya esneme yükleri altında üst komşu segmentin hareketliliğini önemli ölçüde artırdığı tespit edilmiştir. Üst komşu segmentte meydana gelen bu hareket artışının, faset

eklemlerindeki dejenerasyonu artırabileceği de belirtilmektedir. Alt komşu segmentin ise hareketliliğinde önemli seviyede bir artış gözlenmemiştir.

Daniel Chow vd. [43] tek seviye L4-L5 ve çift seviye L4-L5-S1 anterior omurlar arası füzyonun komşu segmentlere olan biyomekanik etkilerini 6 insan kadavrası üzerinde incelemiştir. Omurgaların lumbar bölgelerine, öne eğilme ve arkaya esneme deneyleri yapılmıştır. Omurga segmentlerinin hareketliliği ve omurlar arası disk basınçları deney öncesi ve sonrasında ölçülmüştür. Sonuç olarak, tek seviye L4-L5 sabitlemesinin bir alt ve üst komşu hareketli segmentlerdeki hareketlilik artmıştır. Çift seviye sabitlemede ise arkaya esneme ve öne eğilme yükleri altında füzyona uğramış segmentlerdeki hareket kaybının, füzyona komşu tüm üst segmentler tarafından telafi edildiği sonucuna varılmıştır. Yine sabitleme sonrasında tüm komşu disklerdeki basınçların da arttığı bildirilmiştir.

Yapılan klinik çalışmalar da, yukarıda anlatılan çalışmaların sonuçları ile benzer sonuçlar vermiştir. Frymoyer vd. [44]'nin çalışmasında, 36 hastanın bazıları füzyon uygulanarak bazıları da füzyon uygulanmadan tedavi edilmiştir ve hastalar ortalama 10 yıl takip edilmiştir. Füzyon uygulanan hastalarda omurganın L1-L3 bölümünün hareketliliğinin füzyon uygulanmayan hastalarından daha yüksek olduğu rapor edilmiştir. Axelsson vd. [45] de çalışmalarında benzer sonuçlar bulmuşlardır. Füzyon uygulanan hastalarda komşu segmentlerin, füzyondan dolayı kaybedilen hareketliliği telafi etmek için daha fazla hareket ettiğini bildirmişlerdir.

Weinhoffer vd. [46] çalışmalarında, sabitlemenin öne eğilme yükleri altında komşu disklerdeki basıncı nasıl değiştirdiğini değerlendirmek için insan kadavra omurgası üzerinde çalışmışlardır. Çalışmada, sabitlenmemiş omurga, L5-S1 çift taraflı pedikül vida çubuk sabitlemesi ve L4-S1 çift taraflı pedikül vida çubuk sabitlemesi karşılaştırılmıştır. Öne eğilme yükleri altında, sabitleme komşu disklerdeki basıncı artırmaktadır. Ayrıca, çift seviye sabitleme tek seviye sabitlemeye göre komşu diskteki basıncı daha fazla artırmaktadır. Cunningham vd. [47] ise omurgada posteriyor sabitleme sonrası komşu diskteki basıncın % 45 arttığını rapor etmişlerdir.

Yukarıda bahsedilen çalışmalara bakılarak füzyonun, omurganın biyomekaniği ve kinematığını önemli ölçüde değiştirdiği ve bunun da uzun vadede KSR' ye sebep olduğu söylenebilir. Çoğu biyomekanik çalışmada KSR' ye değişen omurga biyomekaniği ve kinematığının sebep olduğu bildirilse de, bu çalışmalar klinik sonuçlarla fazla uyuşmamaktadır. Bununla birlikte, KSR'nin omurganın değişen biyomekaniği ve kinematığından etkilenmediğini, omurgada meydana gelen normal dejeneratif bir süreç olduğunu bildiren çalışmalar da bulunmaktadır.

Hambly vd. [21]' nin çalışmasında, füzyon uygulanan ve füzyon uygulanmayan hastalar arasında uzun vadede KSR oluşumunda önemli bir farklılık olmadığı bildirilmiştir. Van Horn ve Bohnen [48]'de, yaptıkları çalışmada füzyon uygulanan hastalar ve füzyon uygulanmayan kontrol grubu hastaları arasında, uzun vadede komşu segmentte oluşan dejenerasyon ve dengesizlik artışında önemli bir farklılık görmemişlerdir. Penta vd. [49], anterior omurlararası füzyon uygulanan 81 hastanın MRI sonuçlarını değerlendirmişler ve komşu segmentte rahatsızlık görülme sıklığını yaş gibi faktörlerin füzyondan daha fazla etkilediğini belirtmişlerdir.

Yukarıda da anlatıldığı gibi KSR oluşum mekanizmasını anlamak için yapılan pek çok çalışma mevcuttur fakat oluşma sebebi henüz tam olarak bilinmemektedir. Füzyon sonrası omurganın biyomekaniği ve kinematığının değiştiği bir gerçektir. Bunun yanında normal dejeneratif bir süreç olduğunu gösteren çalışmalarda bulunmaktadır. Sonuç olarak, KSR oluşumuyla alakalı çalışmalar da bahsi geçen bu karşıt faktörlerin her ikisinin de etkisinin olduğunu söylemek yanlış olmaz.

1.4. Tezin Amacı ve Kapsamı

Omurgada uygulanan füzyon işleminin ardından füzyona komşu hareketli segmentlerde KSR görülmektedir. Komşu hareketli segmentlerde oluşan bu rahatsızlıkların uygulanan sabitlemenin yüksek katılığında kaynaklandığı düşünülmektedir. Hareketsiz sabitlemeden çok daha düşük katılık değerlerine sahip olan hareketli ve yarı hareketli sabitleme yapılarının kullanılmasıyla omurga ile

sabitleme sistemi arasında çok daha yumuşak bir geçiş bölgesinin elde edilebileceği, bu sayede de komşu segmentlerde KSR oluşumunun önüne geçilebileceği düşünülmektedir.

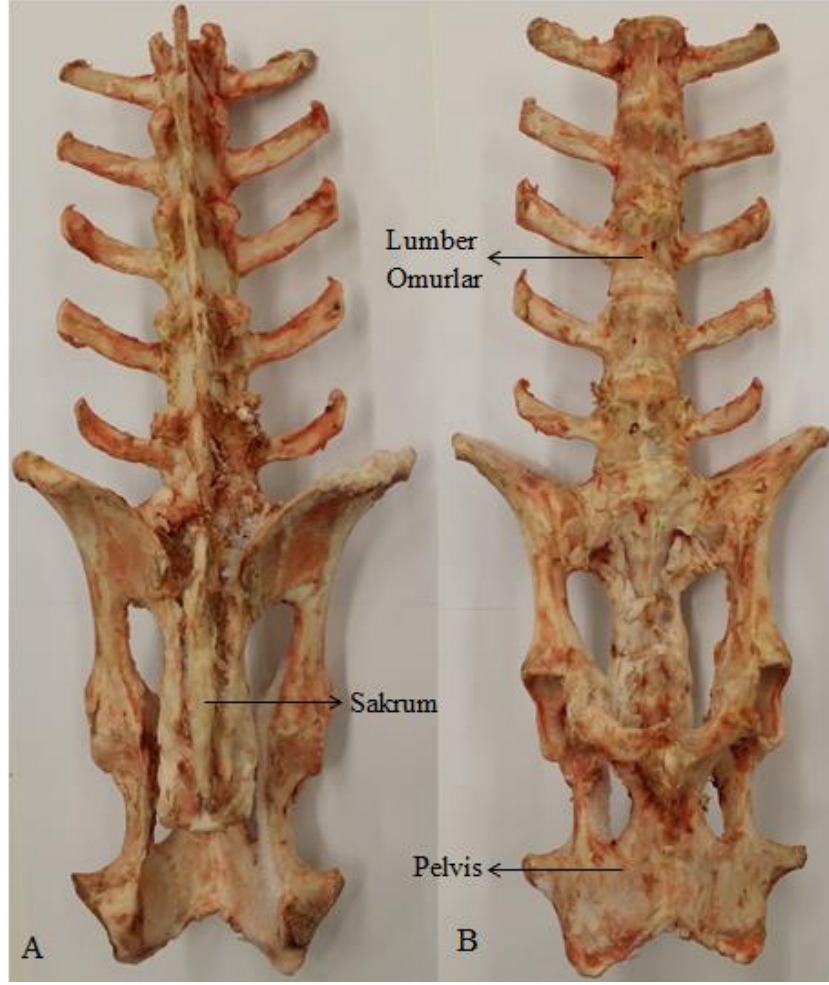
Bu proje kapsamında hareketsiz, hareketli ve yarı hareketli sabitleme yapıları ile tedavi edilmiş omurgalarda, travma sonucunda komşu segmentlerde kompresyon kırığı oluşumu incelenmiştir. Travma durumunda omurga üzerinde oluşacak akut yükü simüle etmek için bir düşürme düzeneği tasarlanmış ve imalatı yapılmıştır. Tasarımı ve imalatı yapılan düşürme düzeneğinde, omurgaların üzerine belirli ağırlıklar düşürülerek kişinin yüksekte düşme durumunda kompresyon kırığı oluşumu incelenmiştir. Deneyden önce ve sonra omurgaların röntgen filmleri çekilmiş ve karşılaştırılmıştır. Ayrıca tedavide kullanılan her bir sabitleme sisteminin öne eğilme/arkaya esneme, burma ve yana eğme durumunda mukavemetleri de belirlenmiştir.

2. YÖNTEM

Bu bölümde, düşürme deneyinde kullanılacak olan omurga numunelerinin hazırlanması, sabitlemede kullanılan implant çeşitleri, sabitleme sistemlerinin mukavemetini belirlemek için yapılan statik deneyler ve düşürme düzeneğinin tasarımı ve imalatı hakkında bilgiler verilecektir.

2.1. Numunelerin Hazırlanması ve Sabitlemede Kullanılan İmplantlar

Çalışmada, sabitlemenin ardından herhangi bir travma durumunda komşu segmentte meydana gelebilecek kompresyon kırığı oluşumu incelenmek istendiğinden deneylerde numune olarak taze koyun omurgası kullanılmıştır. İnsan kadavrasının temini zor olduğundan, koyun omurgası bu tür biyomekanik çalışmalarda domuz veya büyükbaş hayvan omurgası gibi çok kullanılan deney numunelerinden biridir. Koyun omurgasını ve insan kadavra omurgasını anatomik, kinematik ve biyomekanik yönden karşılaştıran pek çok çalışmada, koyun omurgasının insan omurgası için bir model olarak kullanılabilceği rapor edilmiştir [50-53]. Çalışmada, insan omurga modeli olarak 54 koyundan alınan sakral (sakrum) bölgeyi, lomber bölgeyi ve pelvisi içeren omurgalar kullanılmıştır. Şekil 2.1’de insan omurga modeli olarak kullanılan koyun omurgalarından biri gösterilmiştir. Koyunlardan alınan omurgalar yumuşak dokularından arındırılmış geriye sadece omurlar, omurlar arası diskler ve ligamentler bırakılmıştır. Ligamentler kemikleri kemiklere bağlayan dokulardır. Yumuşak dokular alınırken ligamentlerinde alınması omurganın bütünlüğüne zarar vereceğinden ligamentlerin bırakılması deneyler açısından oldukça önemlidir.



Şekil 2.1. Koyundan alınan omurga numunesi (a) posteriyor görünüş, (b) anterior görünüş.

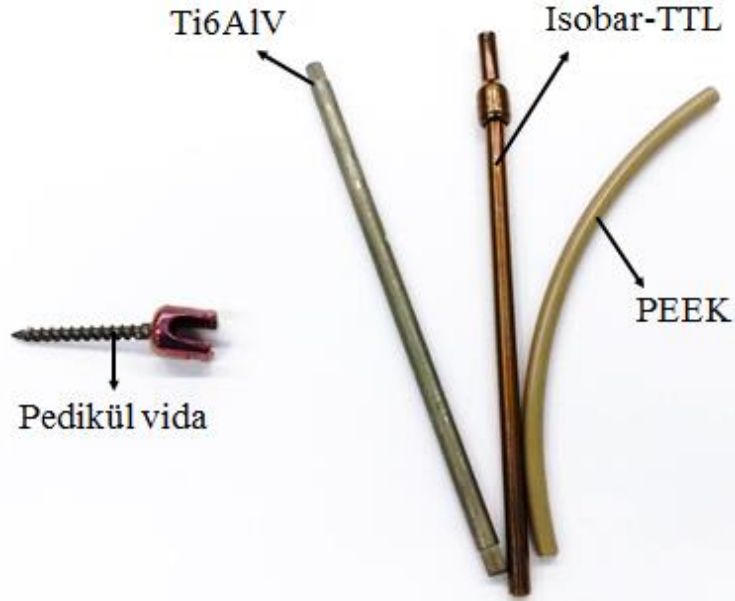
Yumuşak dokulardan arındırma işleminden sonra omurgaların deney için uygun olup olmadıkları, kemik mineral yoğunlukları (KMY) ölçülerek belirlenmiştir. KMY testi, kemiğin içerisinde bulunan ve yapısının büyük kısmını oluşturan kalsiyum ve fosfor gibi minerallerin miktarının ölçülmesidir. Kemikteki minerallerin miktarları azalmaya başladıkça KMY düşüşe geçer. Bu durum kemik kalitesinin düşmesi anlamına gelmektedir. İnsan yaşlandıkça KMY azalır ve bu durum genelde osteoporoz (kemik erimesi) ile ilişkilendirilir. KMY ölçümü, çift ışınli absorpsiyometri (Dual Energy X-ray Absorptiometry-DEXA) yöntemi ile yapılmaktadır. DEXA yöntemi, hızlı, güvenilir sonuç veren aynı zamanda da düşük

maliyetli bir yöntemdir. DEXA yöntemi ile kemik mineral yoğunluğu g/cm^2 cinsinden ölçülür. Daha sonra kişinin KMY ve bulunduğu yaş aralığı dikkate alınarak bir T skoru Dünya Sağlık Örgütü'nün (WHO) standartlarına göre atanır. Bu T skoru üzerinden kişinin kemik kalitesi yorumlanır. T skoru -1'den büyük ise kişinin kemik kalitesi normal, -1 ile -2,5 aralığında ise kişi osteopeni, -2,5'ten küçük ise kişi osteoporoz sahibidir. Çalışmada kullanılacak olan omurgaların tamamı $T > -1$ değeri ile sağlıklı kemik standartlarını sağlamaktadır. KMY ölçüm işleminden sonra, omurgalar üzerinde enstrümantasyon uygulanmıştır. Enstrümantasyon uygulanması omurganın implantlar kullanılarak sabitlenmesidir. Çalışmada, hareketsiz, hareketli ve yarı hareketli olmak üzere üç farklı pedikül vida sabitleme sistemi kullanılmıştır. Omurgalardan 18 tanesine hareketsiz, 18 tanesine hareketli ve kalan 18 tanesine de yarı hareketli pedikül vida sabitlemesi uygulanmıştır.

Pedikül vida sabitlemesi, pedikül vidalar, çubuklar ve tespit vidaları kullanılarak yapılmaktadır. Pedikül vidalar sabitlenecek omurların pediküllerine yerleştirilir. Yerleştirilen bu pedikül vidaların şapkalarından çubuk geçirildikten sonra bir tespit vidası ile çubuk ve pedikül vidanın şapkası sıkılır. Bu işlem ile iki komşu omur birbirine sabitlenmiş olur. Pedikül vida ve çubuk sayısı artırılarak sabitlenen omur sayısı da artırılabilir. Çalışmada, her sabitleme türü için aynı pedikül vidalar kullanılsa da, kullanılan çubuklar farklıdır. Hareketsiz sabitleme için Ti6Al4V çubuklar, hareketli sabitleme için Polyether ether ketone (PEEK) çubuklar ve yarı hareketli sabitleme için Isobar-TTL çubukları kullanılmıştır. Şekil 2.2'de kullanılan pedikül vida ve çubuk türleri gösterilmiştir.

Sabitlemenin hareketsiz, hareketli veya yarı hareketli olmasını belirleyen asıl unsur kullanılan çubuklardır. Ti6Al4V çubuk kullanılan sabitleme, çok yüksek katılığa sahip bir sabitleme türüdür ve sabitlenen omurların hareket etmesini engeller. Kullanıldığı her seviyede hareketsiz sabitlemeye sebebiyet verir. Hareketsiz sabitlemenin bu yüksek katılığından dolayı omurganın kinematiğinin ve biyomekaniğinin bozulduğu, komşu segmentlerde dejenerasyonlar görüldüğü pek çok çalışmada rapor edilmiştir. Hareketsiz sabitleme sonrasında füzyon oluşumunun bu kötü etkisini ortadan kaldırmak için omurgayı hem sabitleyecek hem de ona bir

miktar hareket kabiliyeti sağlayacak sabitleme türleri geliştirilmeye çalışılmıştır ve bunun için pek çok çalışma yapılmıştır [54-71]. Bu da PEEK ve Isobar TTL çubukları ile başarılmıştır. PEEK çubuk, Ti6Al4V çubuğa göre çok daha düşük katılığa sahiptir. Aynı zamanda esneyebilen bir malzemedendir yapıldığından sabitlenen omurların belli bir miktar hareket etmesine de imkân sağlamaktadır. Kullanıldığı her seviyede hareketli sabitlemeye sebebiyet verir. Isobar TTL çubuk, yine Ti6Al4V çubuğa göre çok daha düşük bir katılığa sahiptir. Üretildiği malzeme yine metaldir. Üzerinde sönümleyici benzeri bir mekanizma bulunmaktadır. Bu mekanizma bir miktar deplasmana ve bir miktar rotasyona izin vermektedir. Bu sayede Ti6Al4V çubuğa göre çok daha az bir katılığa sahiptir. PEEK ve Ti6Al4V çubuklardan farkı ise uygulandığı seviyelerde bir seviye hareketsiz bir seviye hareketli sabitleme özelliği göstermesidir.

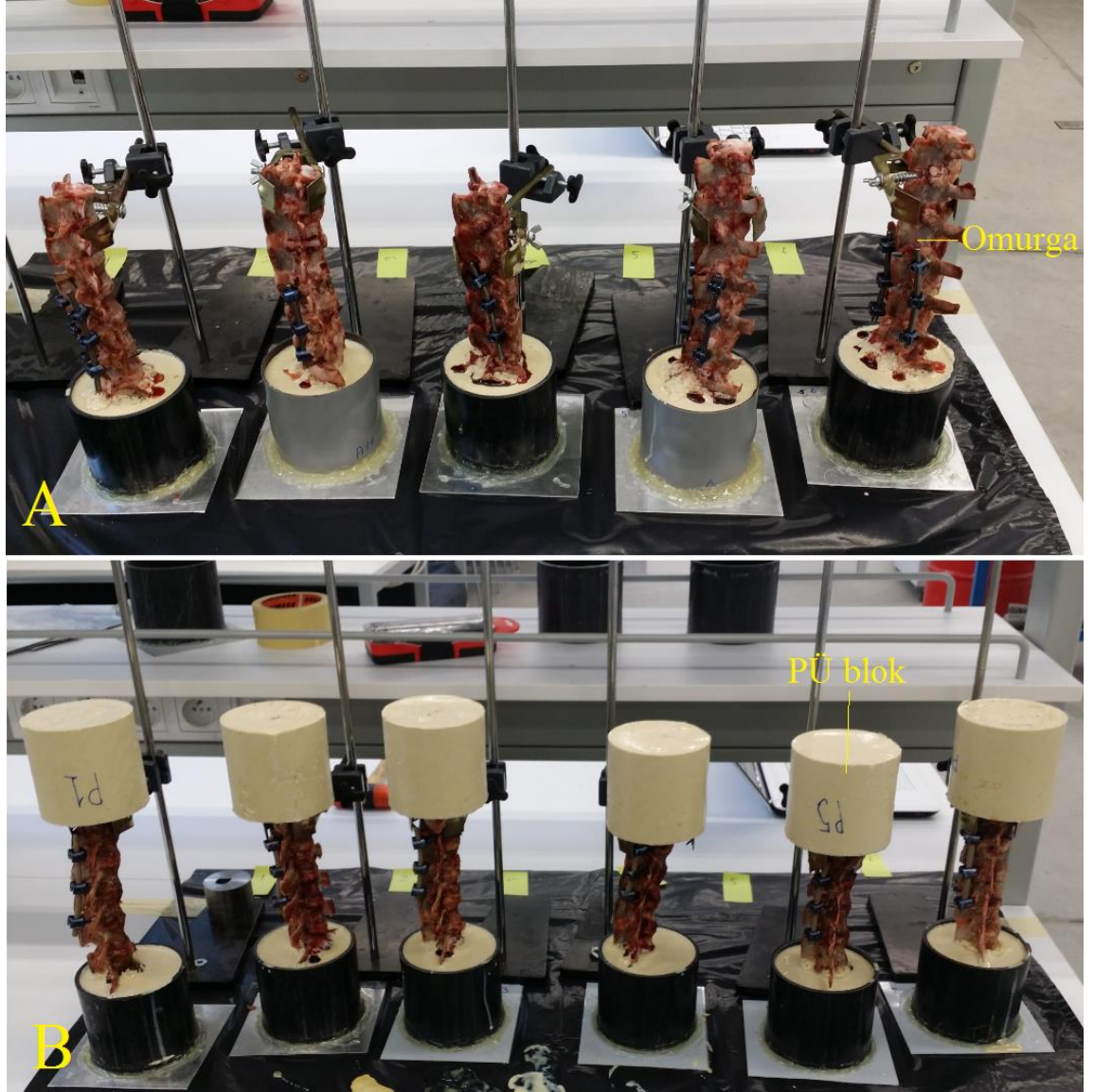


Şekil 2.2. Pedikül ve kullanılan çubuk türleri.

Çalışmada omurgaların L3-L4-L5 segmentlerine çift seviye posteriyor lomber pedikül vida sabitlemesi uygulanmıştır. L1 ve L2 omurları sabitlenmiş omurlara komşu segmentler olarak belirlenmişler ve herhangi bir sabitleme işlemine tabi tutulmamışlardır. Tüm omurgalardaki implantasyonlar aynı cerrah tarafından

gerçekleştirilmiştir. Her bir omurganın sabitlemesi için 6 adet pedikül vida, 6 adet tespit vidası ve 2 adet çubuk kullanılmıştır. Sabitlemede kullanılan vidalar 5,5 mm çapında 35 mm uzunluğunda (Osimplant,Türkiye) pedikül vidalardır. Toplamda çalışma için 324 adet pedikül vida, 36'şar adet titanyum, PEEK ve Isobar TTL çubuk kullanılmıştır.

Sabitleme sonrasında tüm omurgaların posteriyor ve lateral radyografi filmleri çekilmiştir. Deney öncesinde çekilen radyografi filmleri ile düşürme deneyinden sonra çekilen radyografi filmleri karşılaştırılmış ve kırık oluşumu incelenmiştir. Bu aşamadan sonra numuneler deneye hazırlanmıştır. Deney esnasında numunelerin üzerine ağırlık düşürüleceğinden ağırlığın direk omurgaya çarpmaması gerekmektedir. Ağırlık ile omurga arasında yük iletimini yapacak tutucu malzemesi kullanılmıştır. Bundan dolayı numunelerin düşürme deneyi düzeneğine doğru pozisyonda yerleştirilip, deneylerinin uygun şekilde gerçekleştirilmesi için omurgaların superiyor (üst) ve inferiyor (alt) kısımları yani bazı torakal omurlar ve sakrum Poli Üretan (PÜ) bloklara gömülmüştür. PÜ malzemesi, UNIFOAM R 9190 (UNICOM) ve UNATE 2521 (UNICOM) kimyasal sıvılarının sırasıyla kütleli olarak 3/2 oranında karıştırılmasının ardından kimyasal reaksiyona girerek ortaya çıkardıkları iyi dayanım değerleri olan katı bir malzemedir. Karıştırılan kimyasal sıvı malzemeler kalıplara dökülüp belli bir süre beklendiğinde karışım katılaşarak donmaktadır. Kullanılan PÜ malzemesinin mekanik özellikleri, kemik numunelerin mekanik özelliklerinden yüksektir. Aksi takdirde deneyler esnasında PÜ bloklarda hasar oluşabilir. Çalışmada omurgalar, 100 mm çap ve 100 mm yüksekliğe sahip olan silindir kalıpların içerisine yerleştirilmişler ve kalıplara PÜ dökülmüştür. PÜ katılaştağında ise omurgalar silindirik şekle sahip PÜ bloklara gömülü olmuştur. Omurganın önce sakrum kısımları PÜ bloklara gömülmüş, katılaşma işleminin ardından üst kısımları PÜ bloklara gömülmüştür. Omurgaları PÜ bloklara gömme aşaması Şekil 2.3'de görülebilir. PÜ bloklara gömme işleminin ardından numuneler deneye kadar -20° C de derin dondurucuda saklanmışlardır.

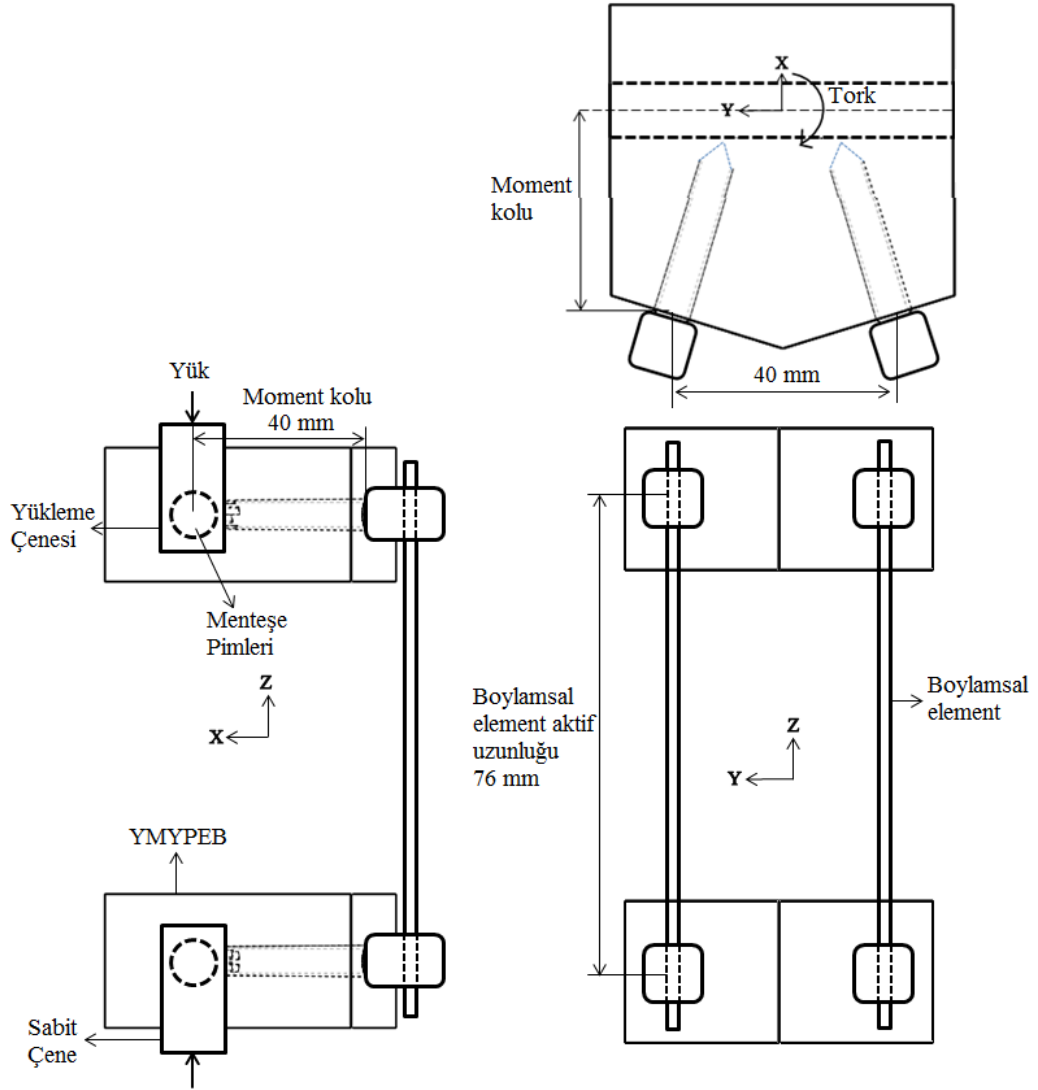


Şekil 2.3. PÜ bloklara döküm aşaması (a) sakrumun gömülmesi, (b) superiyor omurların gömülmesi.

2.2. Sabitleme Sistemlerinin Düşürme Deneyi Öncesi Statik Deneyleri

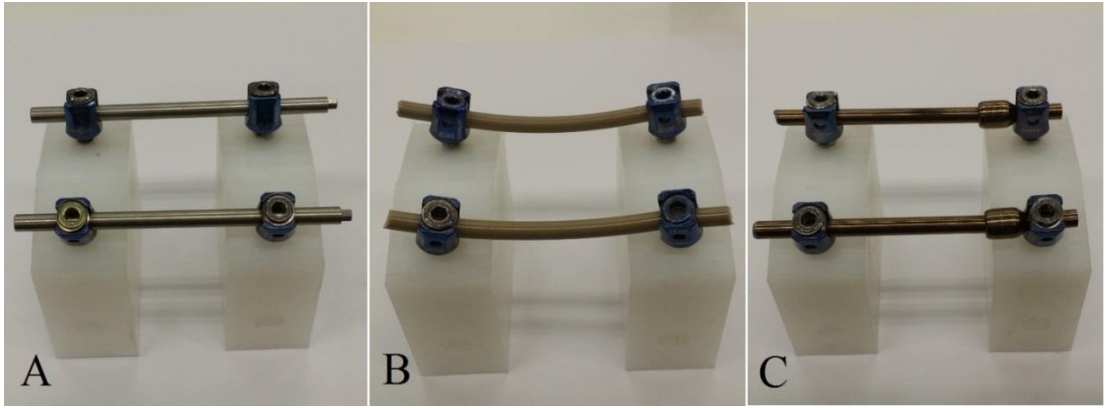
Düşürme deneyi öncesinde hareketsiz, hareketli ve yarı hareketli pedikül vida sabitleme sistemlerinin mekanik performansları hakkında bilgi sahibi olmak için sabitleme sistemlerinin statik deneyleri yapılmıştır. Bunun için pedikül vida ve çubuk sistemlerinin vertebrektomi modelleri oluşturulur. Vertebrektomi modellerinin statik

deneyleri ASTM F1717 standart deney protokolüne uygun olarak gerçekleştirilir [72, 73]. Vertebrektomi modellerine basma eğme deneyi, yana eğme deneyi ve burma deneyi uygulanmıştır. Her sabitleme sisteminden 15'şer numune hazırlanmıştır ve bu 15 numune deneyler için beşerli gruplara ayrılmıştır. Yani toplamda 45 numune ve beşer numunedan oluşan dokuz ayrı grup oluşturulmuştur. Vertebrektomi modelleri için standartta belirlenmiş olan kritik ölçüler Şekil 2.4'te verilmiştir.



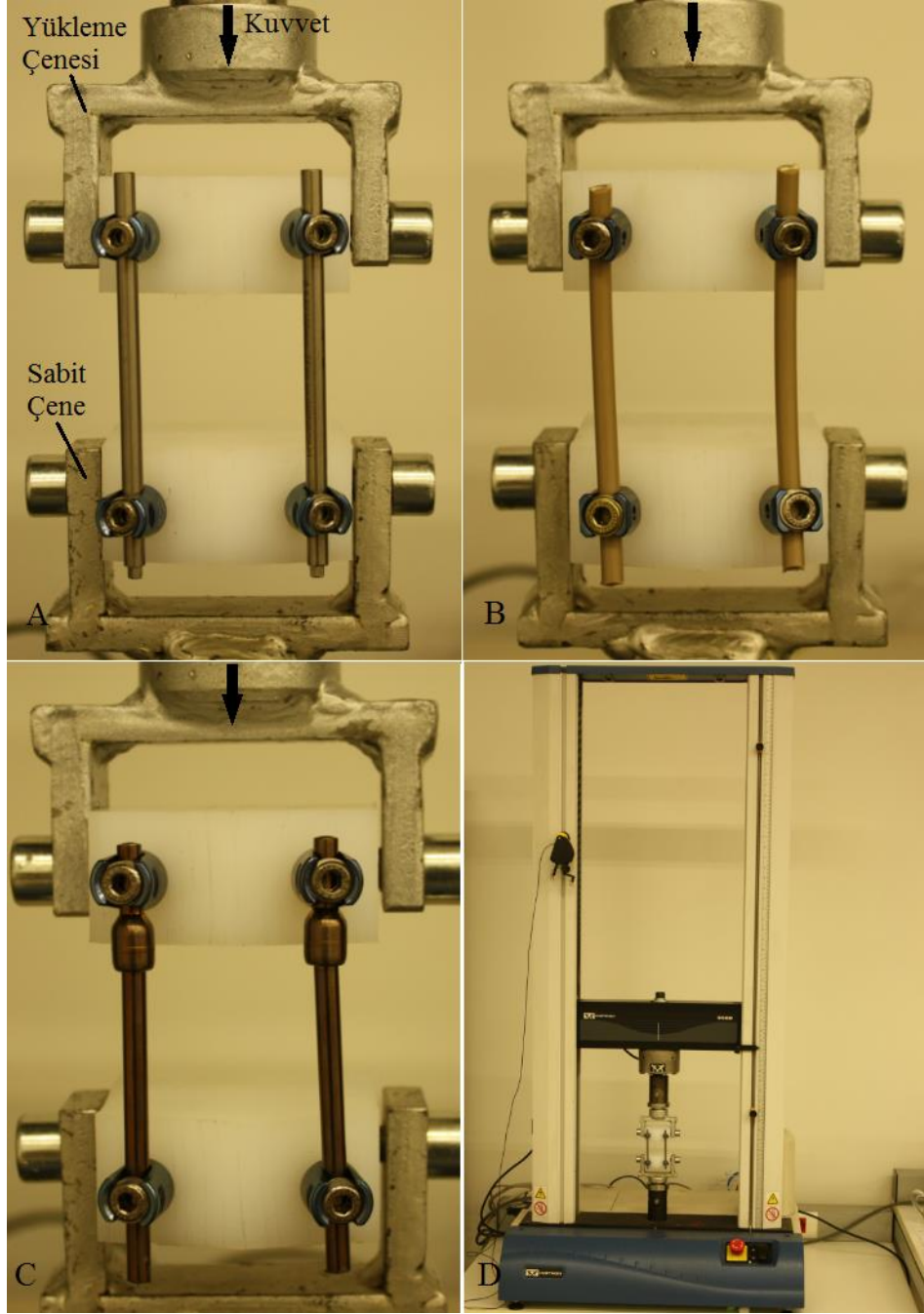
Şekil 2.4. Lomber omurga için vertebrektomi modeli kritik uzunlukları [65].

Vertebrektomi modellerinde kemiği taklit etmek için Yüksek Molekül Yoğunluklu Poli Etilen Bloklar (YMYPEB) kullanılmıştır. Pedikül vidalar standartta belirlendiği şekilde YMYPEB'lere gönderilmiş ve ardından çubuklar yerleştirilerek sabitleme işlemi tamamlanmıştır. Vida ve çubuğu sabitlemek için kullanılan tespit vidaları standartta belirlendiği gibi 9 Nm tork ile sıkılmıştır. PEEK çubuk içinse bu değer 4 Nm'dir. Hareketsiz, hareketli ve yarı hareketli sabitlemeler için hazırlanan vertebrektomi modellerinin birer örneği Şekil 2.5'te gösterilmiştir.



Şekil 2.5. Hareketsiz, hareketli ve yarı hareketli sabitlemeler için hazırlanan vertebrektomi modelleri.

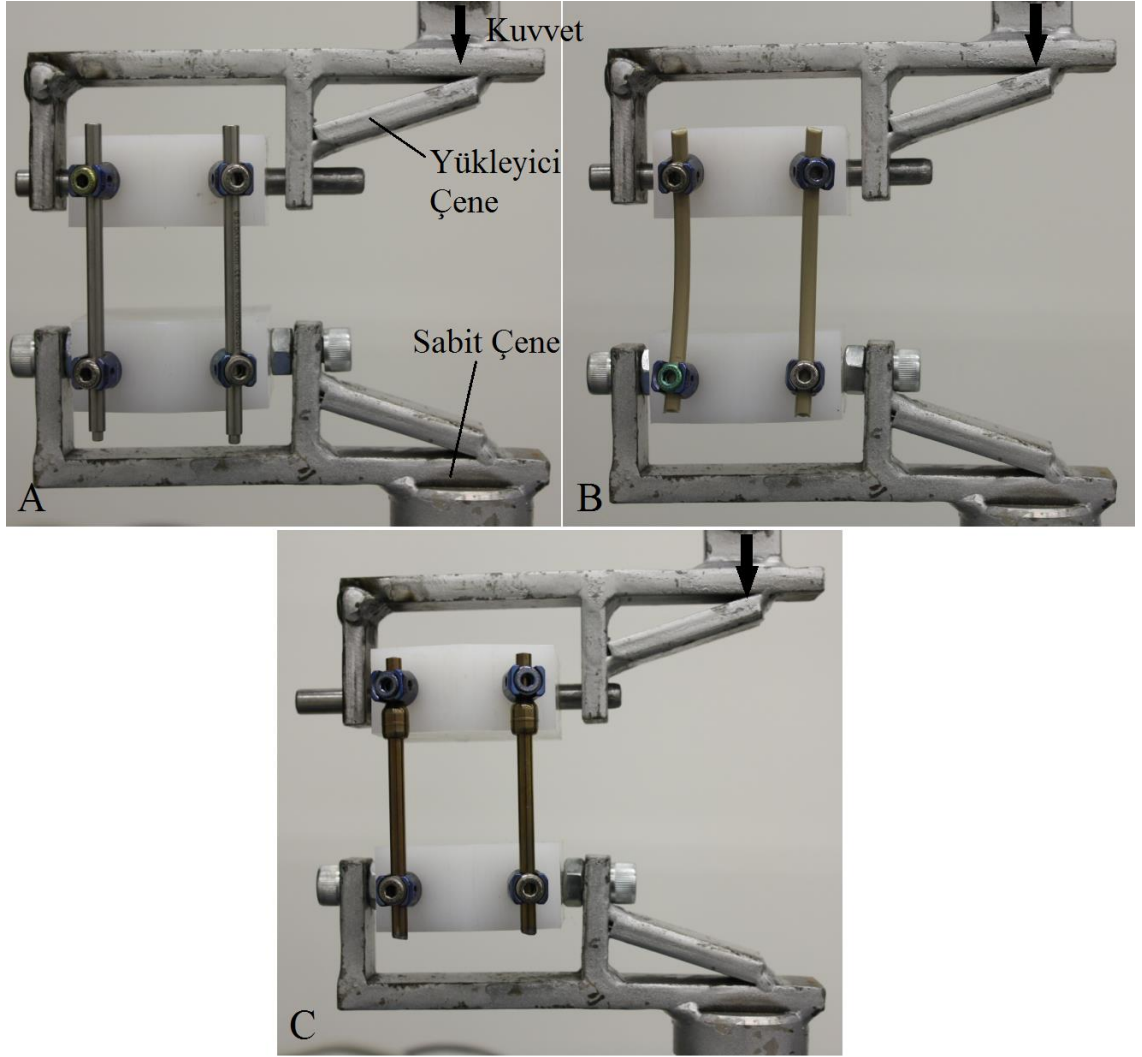
Hazırlanan vertebrektomi modellerinin basma eğme deneyleri Instron 3300 Basma Çekme Test Cihazı kullanılarak yapılmıştır. Deneylerde kullanılan yük hücresi, 50 kN aksenal statik basma ve çekme yükü uygulayabilmektedir. Vertebrektomi modellerini deney cihazına uygun şekilde bağlanabilmesi için çeneler tasarlanıp üretilmişlerdir. Deneyde yükleme hızı 5 mm/dk olarak belirlenmiştir. Deney sonrasında cihazın yazılımından elde edilen kuvvet-deplasman grafiği kullanılarak modellerin katlıkları (N/mm) ve akma dayanım değerleri (N) hesaplanmıştır. Hareketsiz, hareketli ve yarı hareketli sabitlemelerin basma eğme deney düzenekleri ve basma çekme test cihazı Şekil 2.6'da görülebilir.



Şekil 2.6. (a) Hareketsiz, (b) hareketli ve (c) yarı hareketli sabitlemeler için basma eğme deneyi düzenekleri ve (d) basma çekme test cihazı.

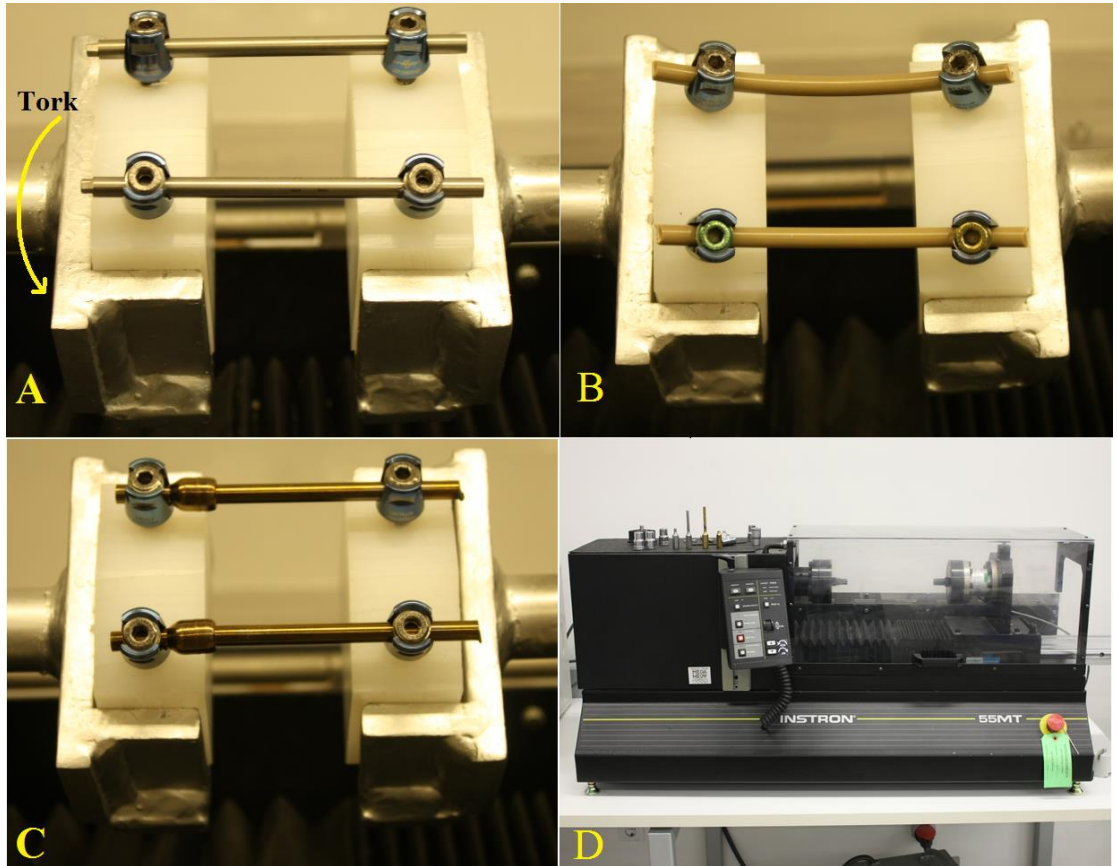
Vertebrektomi modellerinin yana eğme deneyi yine Instron 3300 Basma Çekme Test Cihazı ile yapılmıştır. Modellerin yana eğme deneyleri için yeni çeneler tasarlanıp üretilmiş ve numuneler bu çeneler yardımıyla cihaza uygun şekilde bağlanabilmiştir.

Yükleme hızı basma eğme deneyine benzer şekilde 5 mm/dk olarak belirlenmiştir. Deneylelerden elde edilen kuvvet-deplasman eğrileri kullanılarak numunelerin yana eğme yükleri altında katılıkları (N/mm) ve akma dayanım değerleri (N) hesaplanmıştır. Şekil 2.7’de vertebrektomi modelleri için yana eğme deney düzenekleri gösterilmiştir.



Şekil 2.7. (a) Hareketsiz, (b) hareketli ve (c) yarı hareketli sabitlemeler için yana eğme deneyi düzenekleri.

Vertebrektomi modellerinin burma deneyleri ise Instron 55MT Mikro Torsiyon Test Cihazı kullanılarak gerçekleştirilmiştir. Burma deneylerinde kullanılan yük hücresi, 225,95 Nm tork uygulama kapasitesine sahiptir. Numunelerin, standartta belirtilen koşullara uygun olarak deneylerinin gerçekleştirilmesi için yeni çeneler tasarlanıp üretilmiştir. Numunelerin burma deneyleri yapılırken YMYPEB'lerin yerleştirildikleri çenelerden biri sabit tutulurken diğer çeneye 2 derece/sn ile tork uygulanır. Deney sonrasında cihazın yazılımı aracılığıyla elde edilen tork-açı grafikleri yardımıyla, vertebrektomi modellerinin burma yükü altında katlıkları (Nm/derece) ve akma tork değerleri (Nm) elde edilir. Şekil 2.8'de burma deneyinin yapıldığı cihaz ve hareketsiz, hareketli ve yarı hareketli vertebrektomi modelleri için deney düzenekleri gösterilmiştir.

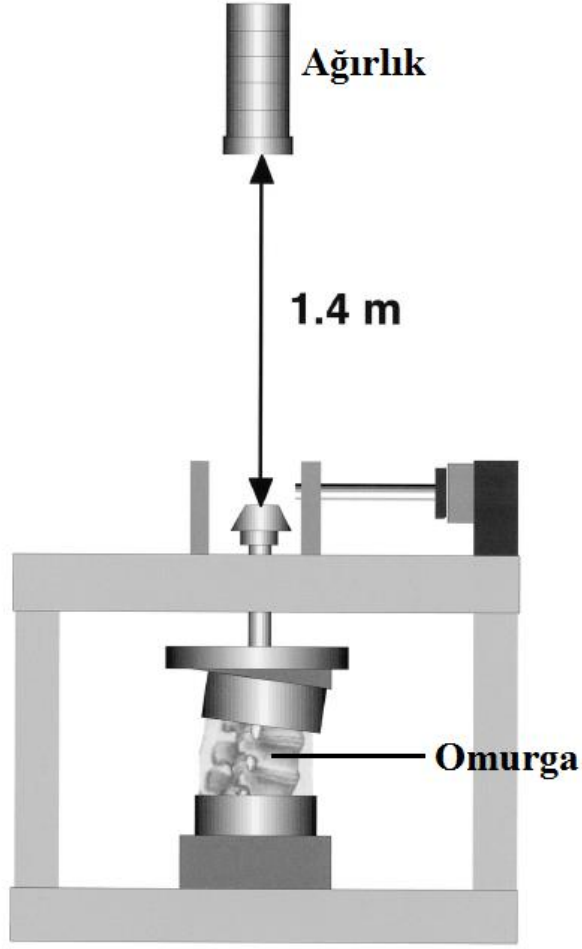


Şekil 2.8. (a) hareketsiz, (b) hareketli ve (c) yarı hareketli sabitlemeler için burma deneyi düzenekleri ve (d) burma test cihazı.

2.3. Düşürme Düzeneginin Tasarlanması, Üretilmesi ve Deneylein Yapılması

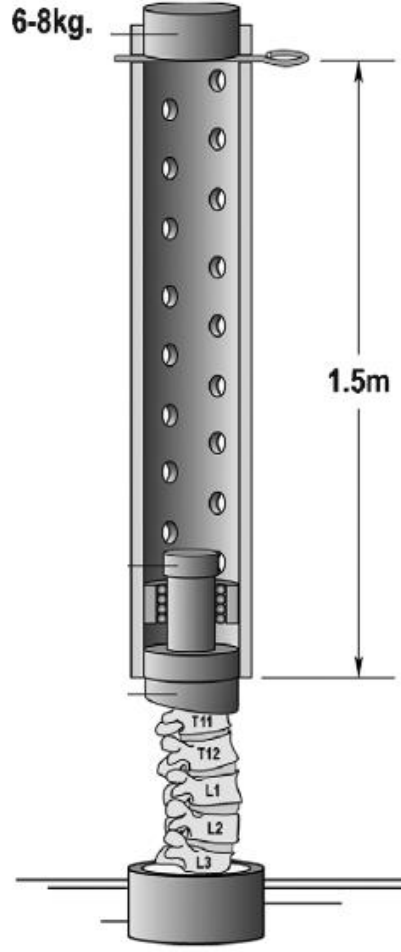
Düşürme düzeneginin tasarımı yapılmadan önce, omurgada kompresyon kırığı oluşturmak için benzer çalışmalar yapıp yapılmadığı araştırılmıştır. Literatür araştırması sonucunda, omurganın herhangi bir omurunda kompresyon kırığı oluşturmak için deneysel çalışmaların yapıldığı, düşürme düzenekleri tasarlandığı ve kırık oluşumu için gerekli olan enerji miktarlarının hesaplandığı görülmüştür. Fakat sabitlenen omurgalarda sabitlemeye komşu segmentlerde travma durumunda kompresyon kırığı oluşumunu inceleyen herhangi bir deneysel çalışmaya rastlanmamıştır. Bu bakımdan çalışmamız, sabitleme sonrasında travma gibi ani yükleme durumlarında komşu segmentlerdeki kompresyon kırığı oluşumunu inceleyen ilk çalışma olma özelliğini taşımaktadır.

Panjabi vd. [74] çalışmalarında, insan kadavra omurgalarının torakolomber bölümünde deneysel kırık oluşturmak için bir düşürme düzenegi tasarlamışlardır. Bu düşürme düzeneginde omurga üzerine 1,4 metre yükseklikten 3,3 kg ağırlık düşürerek omurgada kırık oluşumunu incelemişlerdir. Omurgada kırık oluşmadığı durumda kırık oluşumu görülene kadar 2 kg ilave ağırlıklar eklenerek deney tekrarlanmıştır. Ağırlığın direk omurgaya çarpıp zedelememesi için omurganın alt ve üst omurlarını epoksi içerisine gömmüşlerdir. Daha sonra epoksi üzerine ağırlıkları düşürmüşlerdir. Ağırlığın numuneye çarpmadan hemen önceki hızının, tüm numuneler için sabit 5,24 m/s olduğunu bildirmişlerdir. Omurgalarda kırık oluşturmak için kullanılan ağırlıklar 3,3 kg ile 13,3 kg (ortalama 6,86 kg) arasında, gerekli olan enerjiler ise 45,3 J ile 182,7 J (ortalama 94,2 J) arasında değişmektedir. Çalışmalarında kullandıkları düşürme düzenegi Şekil 2.9'da gösterilmiştir.



Şekil 2.9. Panjabi vd.'nin düşürme düzeneği [74].

Kallemeier vd. [75], çalışmalarında dokuz insan kadavrasının torakolomber omurgasında kırık oluşturmak için bir düşürme düzeneği tasarlamışlardır. Omurgaların L3 ve T11 omurları epoksi içerisine gömülmüştür. Düşürme yüksekliğini 1,5 metre, ağırlığı ise 6 ve 8 kg olarak belirlenmiştir. Bu ağırlıklar 1,5 metre yükseklikten bırakıldığında omurgaya 88,29 J ve 117,72 J enerji ile çapmaktadırlar. Omurgada kırık oluşumu deney öncesi ve deney sonrasında çekilen bilgisayarlı tomografiler karşılaştırılarak belirlenmiştir. Deneyden önce omurgaların L1 ve L2 omurlarında KMY ölçülmüş ve numunelerin ortalaması $1,1 \text{ g/cm}^2$ bulunmuştur. Çalışmalarında kullandıkları düşürme düzeneğinin bir çizimi Şekil 2.10'da görülebilir.



Şekil 2.10. Kallemeier vd.'nin düşürme düzeneği [75].

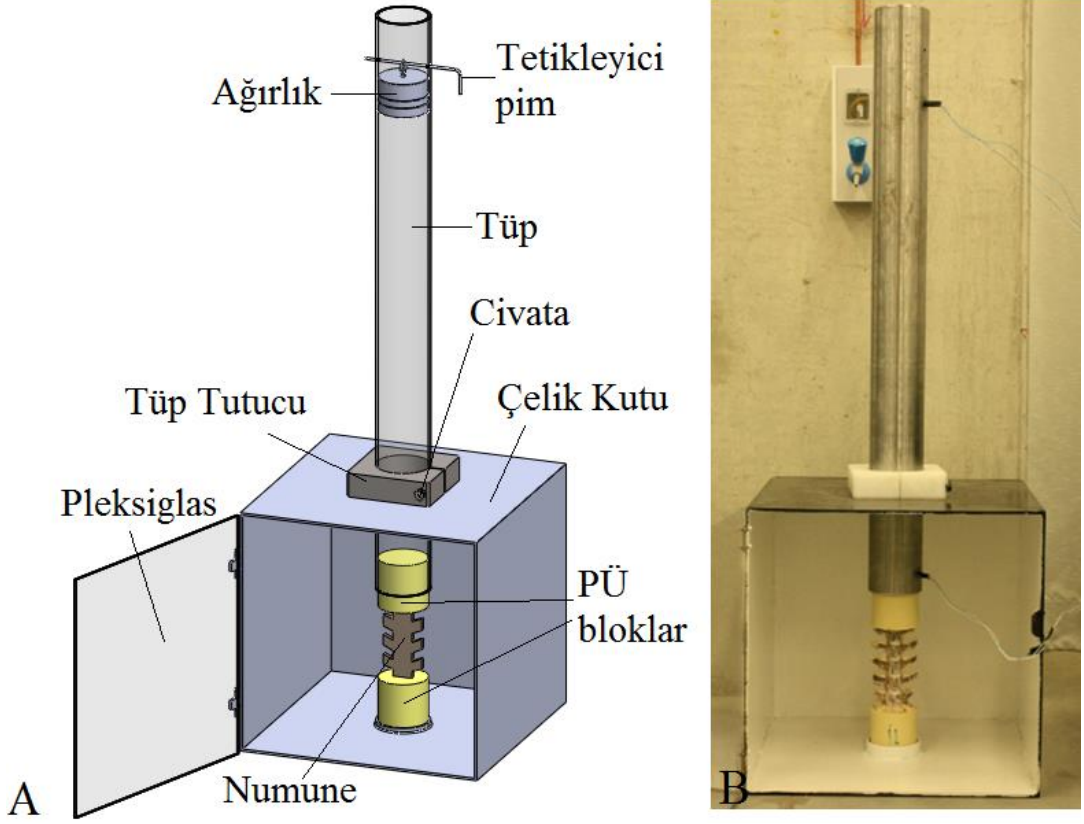
Wilcox vd. [76]'nin çalışmasında, 21 günlük danalardan alınan ve T12-T13-L1 omurlarından oluşan numunelerde deneysel kırık oluşturulmuştur. T12 ve L1 omurları PMMA (Polymethyl methacrylate) içerisine gömülerek, omurga üzerine ağırlık düşürülmüş ve T13 omurunda deneysel kırık oluşumu bilgisayarlı tomografiler yardımıyla belirlenmiştir. Omurlarda kırık oluşturmak için gerekli olan enerjinin 60 J ile 140 J arasında değiştiği rapor edilmiştir.

Tarsusluğil vd. [77]'nin çalışmasında, domuz torakolomber omurgalarında kırık oluşturmak için tasarlanan düşürme düzeneğinde, bırakılan ağırlığın omurgalara ilettiği enerji 121 J ile 142 J arasında değişmektedir. Çalışmada, domuz

omurgalarının L1 ve L2 omurlarında kırığın 142 J çarpma enerjisi altında oluştuğu, L4 ve L5 omurlarında ise bu değerin 121 J olduğu rapor edilmiştir.

Son olarak Jones vd. [78]'nin çalışmasında, beş insan kadavrasının torakolomber omurgasının (T10-L4) L1 omuru dışındaki tüm omurları PMMA içerisine gömülmüştür ve tasarlanan düşürme düzeneğinde numunenin üzerine ağırlık düşürülerek L1 omurunda kırık oluşturulmuştur. Sistemde 25 kg ağırlığındaki kütle 1 metre yükseklikten omurga üzerine düşürülmüştür. Omurlarda kırık oluşturmak için gereken enerji 245,25 J'e karşılık gelmektedir. Kırık oluşumu çekilen bilgisayarlı tomografiler yardımıyla değerlendirilmiştir.

Çalışmamız kapsamında tasarımı ve üretimi yapılan düşürme düzeneği Şekil 2.11'de görülmektedir. 500x500x5 mm ölçülerine sahip çelikten üretilen 5 adet parçanın bir tarafı açık küp şeklinde kaynak yapılmasıyla oluşan çelik kutu sistemi ayakta tutan yapıdır. Yine çelikten üretilen iç çapı 100 mm, kalınlığı 5 mm ve uzunluğu 120 cm olan boru düşürme tüpü olarak kullanılmaktadır. Düşürme tüpü, kutunun üst yüzeyinde açılan 110 mm çapındaki daire şeklindeki boşluktan geçirilmiş ve PE malzemedен üretilen tüp tutucu yardımıyla sabitlenmiştir. Tüp tutucu, üzerinde bulunan civatanın sıkılıp gevşetilmesi ile belli bir miktar hareket edebilen bir parçadır ve bu sayede tüpü sıkı bir şekilde tutmaktadır. Tüp tutucunun kullanılmasının amacı, tüpün sabit değil de hareketli olmasını sağlamak bu sayede deney esnasında sistemin kullanılabilirliğini artırmaktır. Kutunun alt yüzeyine, tüp ile eş merkezli olacak şekilde daire bir parça kaynak yapılmıştır. Bu parça hem numunenin gömülü olduğu alt PÜ bloğun doğru şekilde yerleştirilmesini sağlar hem de onu tutarak numunenin deney esnasında kaymasını engeller. Kutunun boş yüzeyine ise koruyucu pleksiglas kapak takılmıştır.



Şekil 2.11. Düşürme düzeneği, (a) katı model, (b) üretilen sistem.

Düşürülecek olan ağırlık tetikleyici pim yardımıyla belli bir yükseklikte tutulmaktadır ve yine tetikleyici pimin çekilmesi ile serbest kalıp düşmeye başlamaktadır. Çalışmada belirlenen düşürme yüksekliği 1 metredir. Yani ağırlık bırakıldıktan sonra 1 metre aşağıya düşer ve numuneye çarpar. Deneyde kullanılan ağırlık, birbirine monte edilip sökülebilen üç parçadan oluşmaktadır. Bunlar 3,5 kg, 2 kg ve 1,5 kg ağırlığında parçalardır. Bu parçalar birleştirilerek 5 kg ve 7 kg'lık ağırlıklar elde edilebilmektedir. Deneyde de 3,5 kg, 5 kg ve 7 kg olmak üzere üç farklı ağırlık kullanılmıştır. 3,5 kg'lık ağırlık kullanıldığında düşürme sonucu numuneye 34,335 J enerji aktarılır. 5 kg ve 7 kg'lık ağırlıklarda ise bu değerler sırası ile 49,05 J ve 68,67 J'dir. Kullanılan ağırlık, bırakıldıktan 0,45 saniye sonra numunelere $4,3 \pm 0,2$ m/s hız ile çarpmıştır. Zaman ve hız değerleri, düşürme tüpünde 1 metre ara ile yerleştirilen iki sensör yardımıyla elde edilmiştir. Daha önceden, 54 numune sabitleme sistemleri için her grubun 18 numuneden oluştuğu 3 gruba

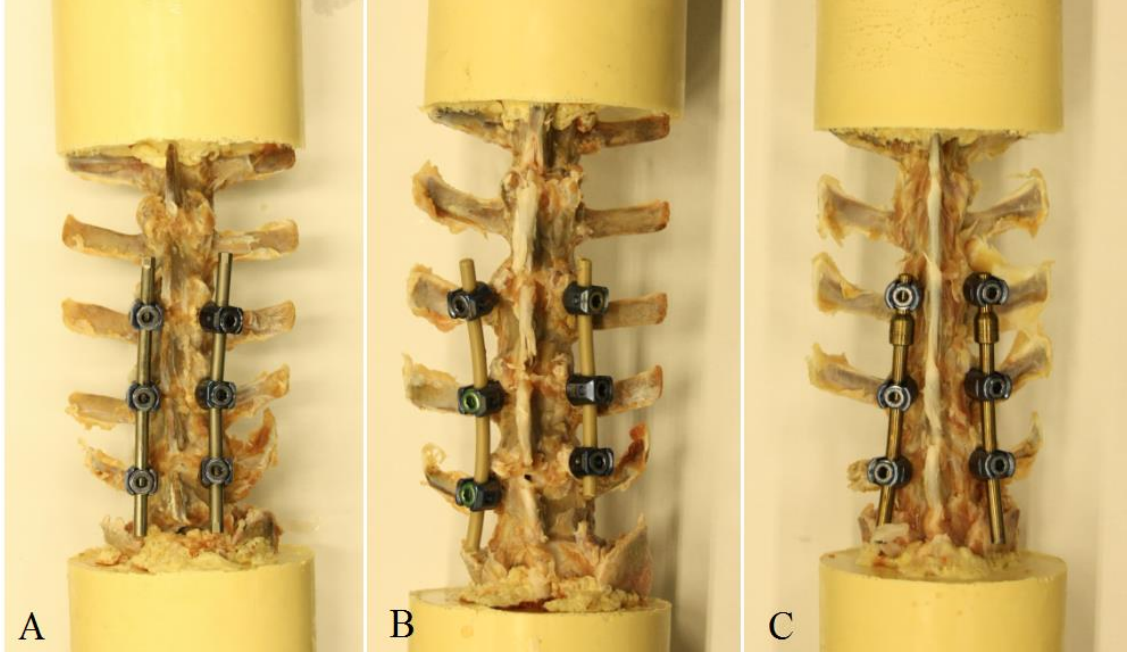
ayrılmıştı. Üç farklı ağırlığın etkisini görmek için her grup kendi içinde yine üç ayrı gruba ayrılmıştır. Dolayısı ile çalışma kapsamında altışar numuneden oluşan dokuz ayrı grup oluşturulmuştur. Deneyde kullanılacak olan ağırlıklar Şekil 2.12’de gösterilmiştir.



Şekil 2.12. Deneyde kullanılan 3,5 kg, 2 kg ve 1,5 kg’lık parçalar.

Derin dondurucuda -20°C ’de saklanan numuneler, deneyden önce çözülmeleri için dondurucudan çıkarılmışlardır. Tüm numuneler deneye kadar serum fizyoloji sıvısı içerisinde 24 saat bekletilmişlerdir. Fizyolojik serum sıvısı sodyum klorür çözeltisidir, yani bir nevi tuzlu sudur. Numunelerin fizyolojik serum sıvısı içerisinde bekletilmelerinin sebebi, bu sıvı içerisinde kemiklerin ve yumuşak dokuların canlı doku özelliklerini muhafaza edebilmeleridir. Bu sayede numuneler deney esnasında sanki bir canlı dokuymuş gibi tepki verebilirler. Deneyleri yapılmadan önce tüm

numunelerin fotoğrafları çekilmiştir. Hareketsiz, hareketli ve yarı hareketli numunelerin birer örneklerinin deney öncesinde çekilen fotoğrafları Şekil 2.13'de verilmiştir. Ayrıca deney sonrasında da tüm numunelerin fotoğrafları çekilmiştir.



Şekil 2.13. Numunelerin deney öncesinde çekilen fotoğrafları. (a) hareketsiz, (b) hareketli, (c) yarı hareketli sistemler.

Deneyi yapılacak olan numune deney düzeneğine yerleştirilmiştir. Koruyucu pleksiglas kapak kapatıldıktan sonra tetikleyici pim çekilerek ağırlık serbest bırakılmış ve numuneye belli bir enerji ile çarpmıştır. Hareketsiz, hareketli ve yarı hareketli gruplar için 3,5 kg, 5 kg ve 7 kg ağırlıklar ile ayrı ayrı düşürme deneyleri yapılmıştır. Numunede deney sonrasında gözle görülebilen bir kırık olup olmadığının kontrolü, deney öncesi ve sonrasında çekilen fotoğrafların karşılaştırılması ile yapılmıştır. Ayrıca komşu segmentte kompresyon kırığı oluşumunu detaylı olarak incelemek için deney sonrasında da numunelerin radyografi filmleri çekilmiştir ve deney öncesinde çekilen filmler ile karşılaştırılmıştır. Şekil 2.11 (b)'de deneyi yapılmış olan bir numune gösterilmiştir.

3. DENEYSEL BULGULAR ve TARTIŞMA

3.1. Sabitleme Sistemlerinin Statik Deney Sonuçları

Bu bölümde, hareketsiz, hareketli ve yarı hareketli sabitlemeler için hazırlanan vertebrektomi modellerine uygulanan basma eğme, yana eğme ve burma statik deneylerinin sonuçları alt başlıklar şeklinde verilmiş ve tartışılmıştır.

3.1.1. Basma Eğme Deneyi Sonuçları

Hareketsiz, hareketli ve yarı hareketli sabitlemelerin vertebrektomi modellerine uygulanan basma eğme deneyi sonrasında elde edilen yük-deplasman eğrileri yardımıyla numunelerin katılık (N/mm) değerleri hesaplanmış ve Çizelge 3.1’de ortalama ve standart sapma değerleri ile birlikte verilmiştir. Çizelge 3.1’de de görülebileceği gibi basma eğme yükleri altında hareketsiz sabitleme ortalama 36,672 N/mm değeri ile en büyük katılık değerine sahipken, yarı hareketli sabitleme ise ortalama 21,225 N/mm ile en küçük katılık değerine sahiptir. Hareketli sabitlemenin katılık değeri ise ortalama 23,826 N/mm’dir. Sistemlerin katılık değerlerini istatistiksel olarak karşılaştırmak için yapılan iki uçlu Student t-test sonuçları Çizelge 3.2’de verilmiştir. Görüldüğü gibi basma eğme yükleri altında hareketsiz sabitlemenin katılık değeri hem hareketli sabitlemeden ($P=0,000024$) hem de yarı hareketli sabitlemeden ($P=0,000015$) anlamlı derecede yüksektir. Bunun yanında basma eğme deneyinde, yakın katılık değerleri veren hareketli ve yarı hareketli sabitlemeler arasında anlamlı bir fark bulunamamıştır ($P=0,096647$).

Hareketsiz, hareketli ve yarı hareketli sabitleme sistemlerinden birer numunenin basma eğme deneyi öncesinde ve sonrasında çekilen fotoğrafları sırası ile Şekil 3.1, Şekil 3.2 ve Şekil 3.3’de gösterilmiştir.

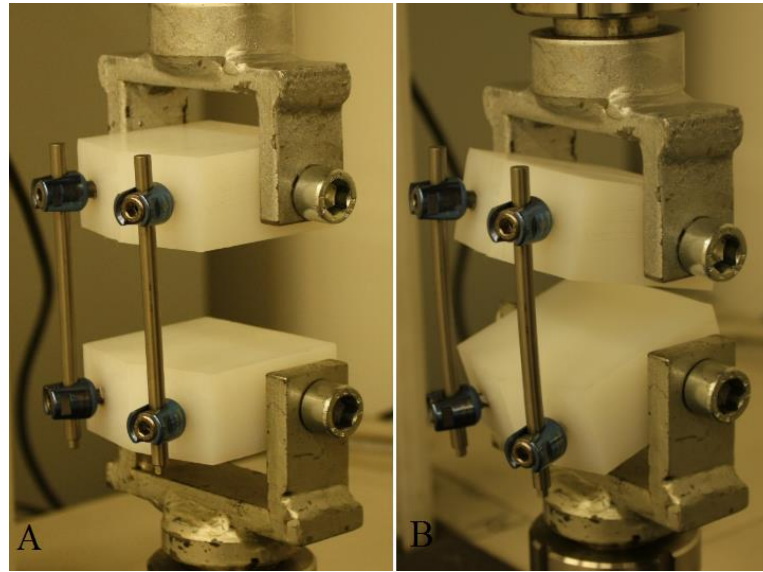
Çizelge 3.1. Basma eğme deneyi sonuçları.

	Katılık (N/mm)		
	Hareketsiz	Hareketli	Yarı hareketli
Numune 1	34,672	23,488	24,407
Numune 2	39,148	23,814	17,642
Numune 3	35,439	24,404	21,688
Numune 4	36,750	23,210	19,650
Numune 5	35,220	24,214	22,740
Ortalama	36,246	23,826	21,225
Std. Sapma	1,793	0,495	2,644

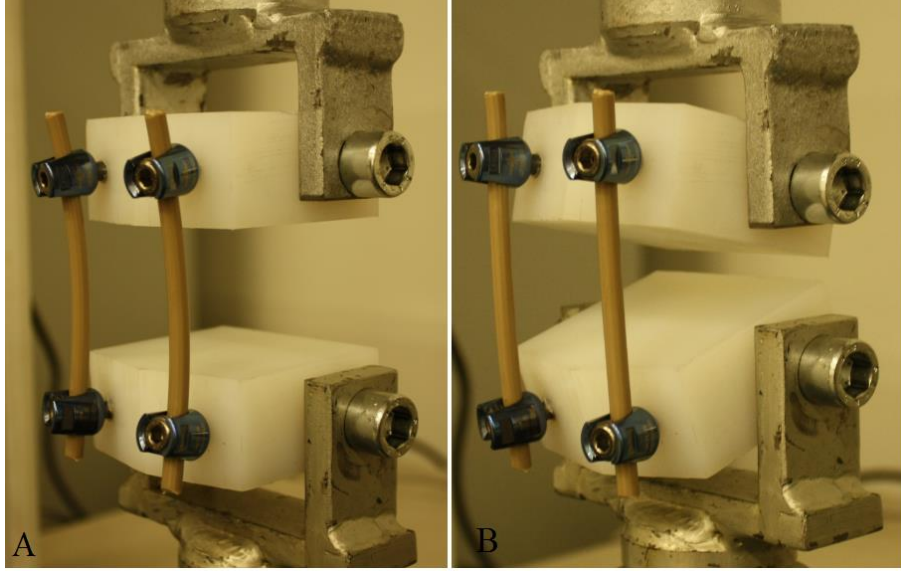
Çizelge 3.2. Sabitleme sistemlerinin katılık değerlerinin istatistiksel karşılaştırılması.

	P değerleri		
	Basma Eğme	Yana Eğme	Burma
Hareketsiz ve Hareketli	0,000024*	0,000002*	0,000005*
Hareketli ve Yarı hareketli	0,096647	0,000002*	0,007320*
Hareketsiz ve Yarı hareketli	0,000015*	0,000013*	0,000043*

* Anlamlı fark ($P < 0,05$)



Şekil 3.1. Hareketsiz sabitleme numunesinin basma eğme deneyinde çekilen fotoğrafları. (a) deney öncesi, (b) deney sonrası.



Şekil 3.2. Hareketli sabitleme numunesinin basma eğme deneyinde çekilen fotoğrafları. (a) deney öncesi, (b) deney sonrası.



Şekil 3.3. Yarı hareketli sabitleme numunesinin basma eğme deneyinde çekilen fotoğrafları. (a) deney öncesi, (b) deney sonrası.

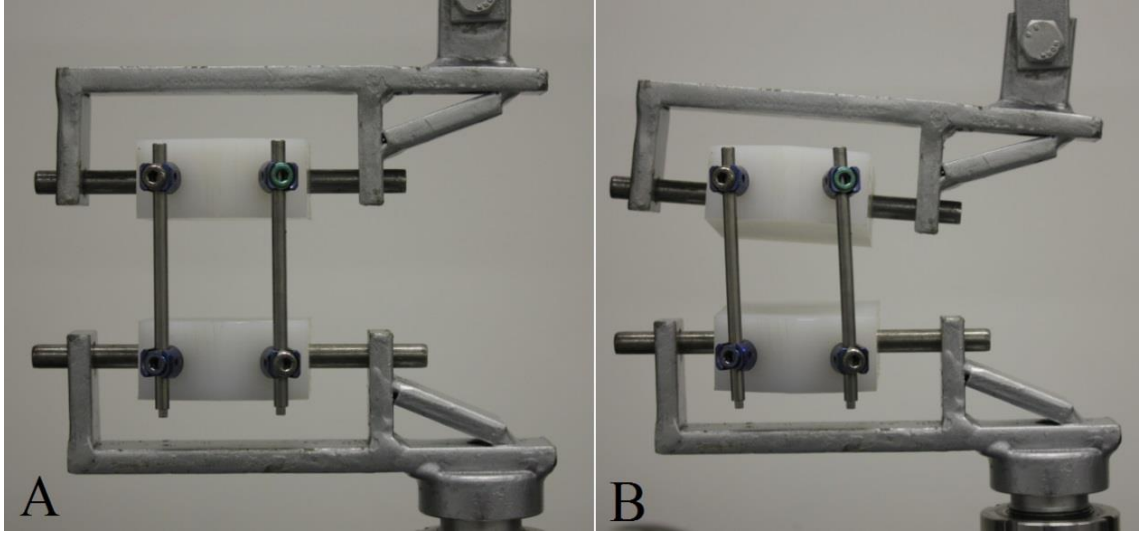
3.1.2. Yana Eğme Deneyi Sonuçları

Yana eğme deneyinden elde edilen hareketsiz, hareketli ve yarı hareketli sabitleme sistemlerinin katılık değerleri Çizelge 3.3’de ortalama ve standart sapma değerleri ile birlikte verilmiştir. Basma eğme deneyinde olduğu gibi yana eğme yükleri altında da hareketsiz sabitleme ortalama 20,796 N/mm değeri ile hareketli ve yarı hareketli sabitlemelerden daha yüksek katılık değeri göstermiştir. En düşük katılık değerini ortalama 2,023 N/mm değeri ile hareketli sabitleme vermiştir. Hareketli sabitlemenin katılık değeri diğer sabitlemelerin katılık değerlerine göre çok düşüktür. İstatistiksel karşılaştırmalar (Çizelge 3.2) yana eğme yükleri altında, hareketsiz sabitlemenin katılık değeri ile hareketli sabitleme ($P=0,000002$) ve yarı hareketli sabitleme ($P=0,000013$) sistemlerinin katılık yükleri arasında anlamlı seviyede farklılık olduğunu göstermiştir. Ayrıca hareketli ve yarı hareketli sabitlemenin katılık değerleri arasında da anlamlı seviyede fark bulunmaktadır ($P=0,000002$). Bunlara ek olarak yana eğme deneyinde tüm sabitleme sistemlerinin, basma eğme deneyinden daha düşük katılık değerleri gösterdikleri tablolardan anlaşılabilir.

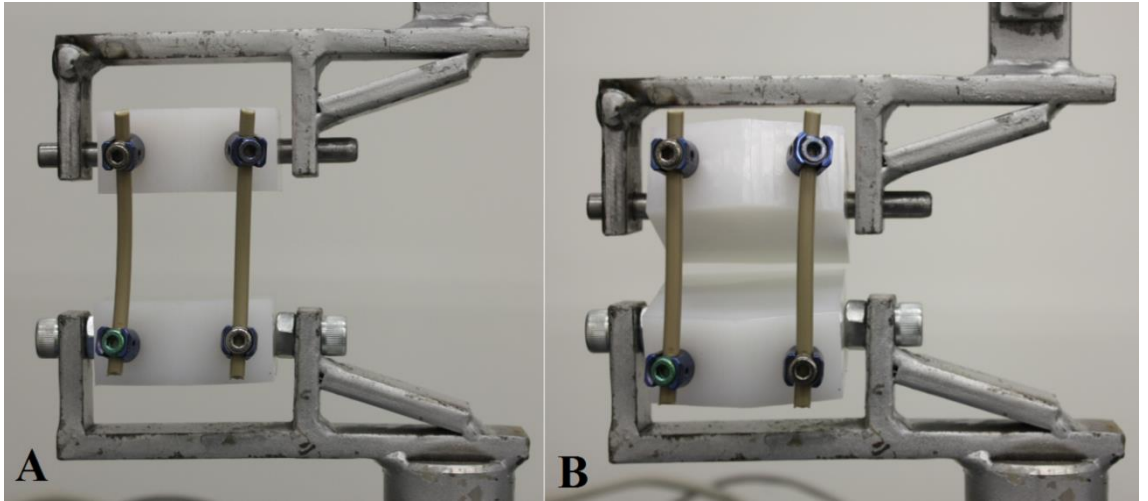
Çizelge 3.3. Yana eğme deneyi sonuçları.

	Katılık (N/mm)		
	Hareketsiz	Hareketli	Yarı hareketli
Numune 1	19,986	2,044	15,645
Numune 2	19,975	2,079	13,848
Numune 3	22,148	1,942	15,310
Numune 4	21,624	1,986	14,784
Numune 5	20,248	2,063	14,620
Ortalama	20,796	2,023	14,841
Std. Sapma	1,018	0,057	0,690

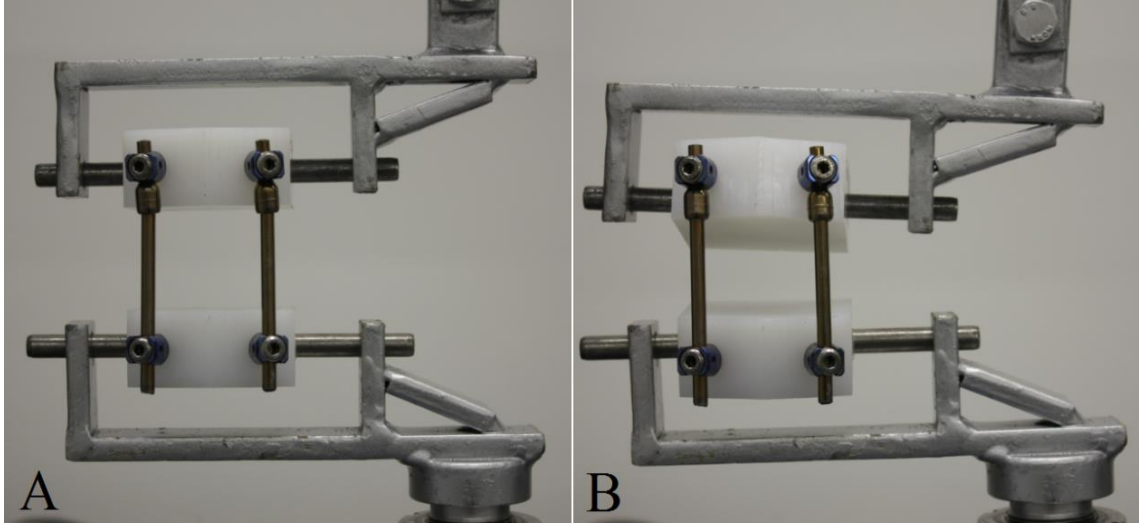
Hareketsiz, hareketli ve yarı hareketli sabitleme sistemlerinden birer numunenin yana eğme deneyi öncesinde ve sonrasında çekilen fotoğrafları sırası ile Şekil 3.4, Şekil 3.5 ve Şekil 3.6’da gösterilmiştir.



Şekil 3.4. Hareketsiz sabitleme numunesinin yana eğme deneyinde çekilen fotoğrafları. (a) deney öncesi, (b) deney sonrası.



Şekil 3.5. Hareketli sabitleme numunesinin yana eğme deneyinde çekilen fotoğrafları. (a) deney öncesi, (b) deney sonrası.



Şekil 3.6. Yarı hareketli sabitleme numunesinin yana eğme deneyinde çekilen fotoğrafları. (a) deney öncesi, (b) deney sonrası.

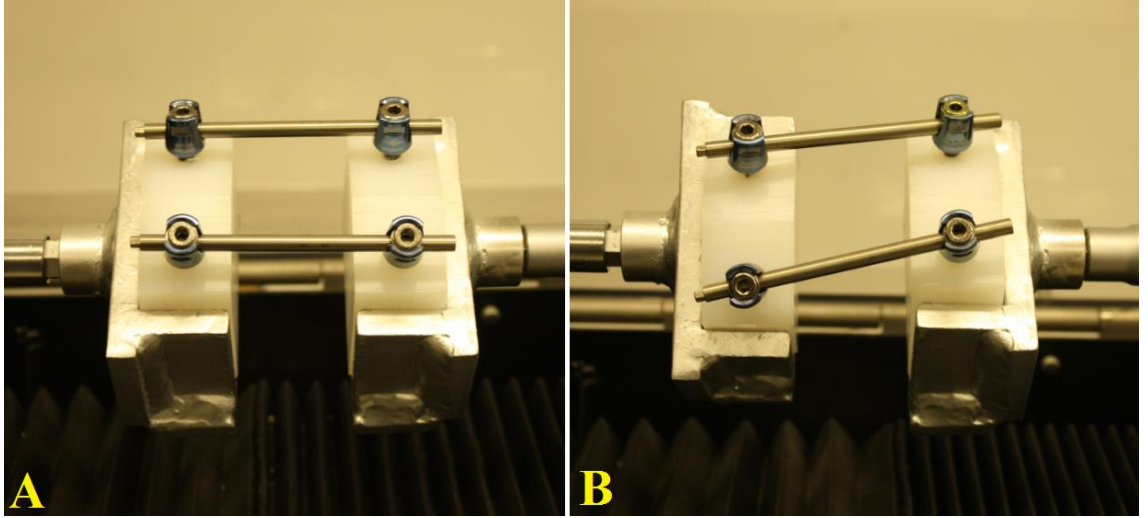
3.1.3. Burma Deneyi Sonuçları

Hareketsiz, hareketli ve yarı hareketli sabitleme sistemlerinin burma yükleri altında göstermiş oldukları katılık değerleri ($N^*m/derece$) Çizelge 3.4'te ortalama ve standart sapma değerleri ile birlikte verilmiştir. Diğer deneylerde olduğu gibi burma deneyinde de hareketsiz sabitleme ortalama $1,031 N^*m/derece$ değeri ile hareketli ve yarı hareketli sabitlemelerden daha yüksek katılık değerlerine sahiptir. Hareketli ve yarı hareketli sistemlerin katılık değerleri ise sırasıyla $0,310$ ve $0,409 N^*m/derece$ 'dir. Yapılan istatistiksel karşılaştırmalar sonucunda (Çizelge 3.2), burma yükleri altında tüm sabitleme sistemlerinin katılık değerleri arasında anlamlı seviyede farklılık olduğu tespit edilmiştir ($P<0,05$).

Hareketsiz, hareketli ve yarı hareketli sabitleme sistemlerinden birer numunenin burma deneyi öncesinde ve sonrasında çekilen fotoğrafları sırası ile Şekil 3.7, Şekil 3.8 ve Şekil 3.9'da gösterilmiştir.

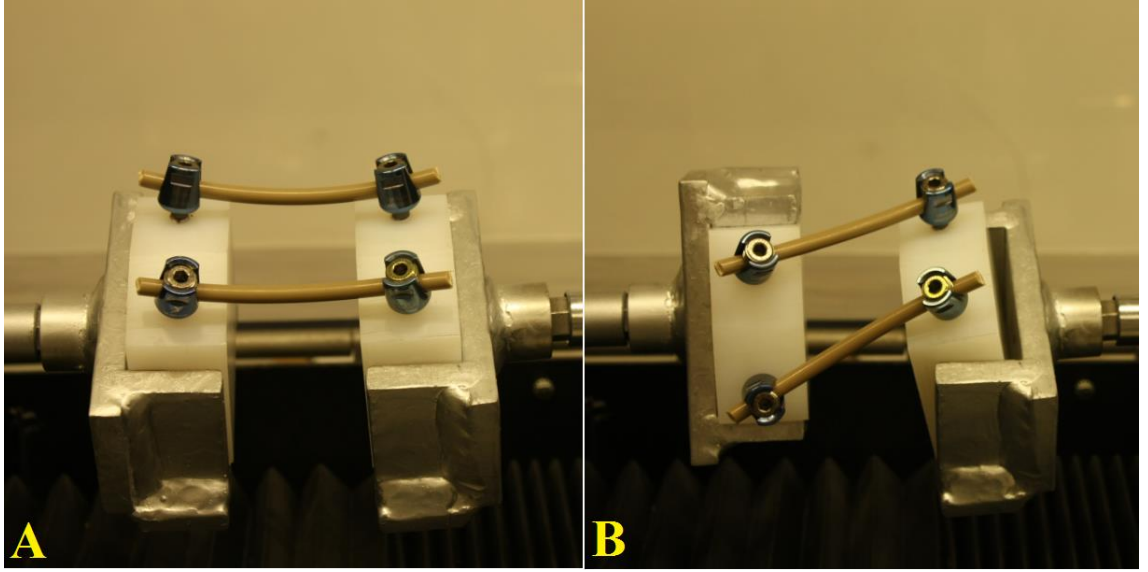
Çizelge 3.4. Burma deneyi sonuçları.

	Katılık ($N \cdot m/^\circ$)		
	Hareketsiz	Hareketli	Yarı hareketli
Numune 1	0,910	0,342	0,372
Numune 2	1,143	0,350	0,478
Numune 3	1,111	0,245	0,403
Numune 4	0,978	0,334	0,380
Numune 5	1,015	0,279	0,412
Ortalama	1,031	0,310	0,409
Std. Sapma	0,096	0,046	0,042

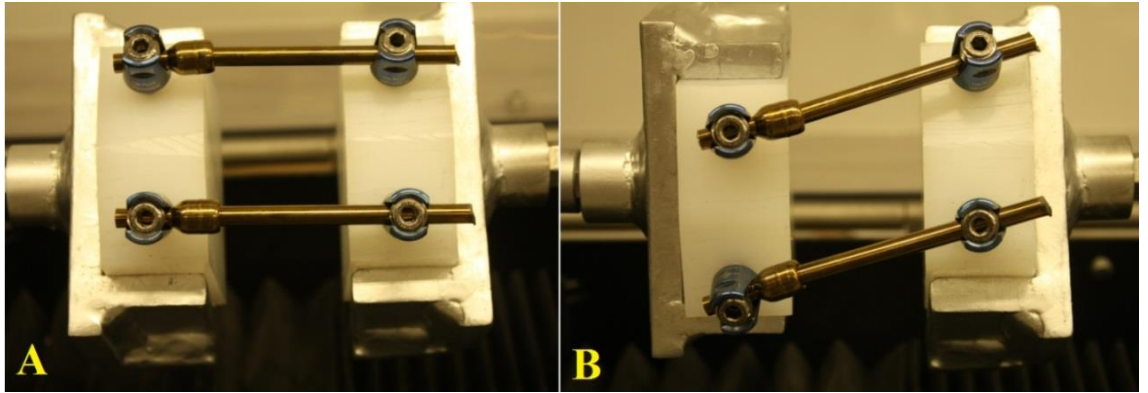


Şekil 3.7. Hareketsiz sabitleme numunesinin burma deneyinde çekilen fotoğrafları.

(a) deney öncesi, (b) deney sonrası.



Şekil 3.8. Hareketli sabitleme numunesinin burma deneyinde çekilen fotoğrafları. (a) deney öncesi, (b) deney sonrası.



Şekil 3.9. Yarı hareketli sabitleme numunesinin burma deneyinde çekilen fotoğrafları. (a) deney öncesi, (b) deney sonrası.

Yapılan basma eğme, yana eğme ve burma deneylerinin sonuçlarına genel olarak bakıldığında, hareketli ve yarı hareketli sistemlerin hareketsiz sisteme göre daha düşük katılık değerine sahip olduğu görülmektedir. Bu iki sistem, hareketsiz sabitlemenin yüksek katılığından dolayı uzun vadede ortaya çıkardığı KSR gibi komplikasyonların çözümünde etkili olarak kullanılabilirler. Ayrıca bu iki sistemin belli bir miktar öne eğilme-arkaya esneme, yana eğilme ve deplasmana izin

vermeleri önemli avantajlarıdır. Literatür araştırması sonucunda, elde ettiğimiz deney sonuçlarını destekleyen pek çok çalışma olduğu görülmüştür.

Hua-Zi Xu vd. [79] çalışmalarında, altı torakolomber insan kadavrasına uygulanan hareketli ve yarı hareketli sabitlemelerin omurganın hareket kabiliyeti ve dengesi üzerindeki etkilerini incelemiştir. Her omurga sırası ile dokunulmamış, dengesizleştirilmiş (instable), hareketli sabitleme uygulanmış ve yarı hareketli sabitleme uygulanmış olarak öne eğilme-arkaya esneme, yana eğme ve burma deneylerine tabi tutulmuşlardır. Çalışma sonucunda, dengesizleştirilmiş omurgalarda iki sabitleme sisteminin de öne eğilme-arkaya esneme ve yana eğme yükleri altında dengeyi yeniden sağladığı ortaya konmuştur. Burma yükleri altında iki sabitleme sisteminin de dokunulmamış omurgaya benzer tepkiler vermektedir. Ayrıca hareketli sabitlemenin, hareketsiz sabitlemeye göre daha fazla harekete izin verdiği ve katılık değerinin de anlamlı derecede ($p<0,01$) düşük olduğu rapor edilmiştir.

Lazaro vd. [80]'nin çalışmasında, dokunulmamış, L5-S1 hareketsiz pedikül vida-çubuk sabitlemesi uygulanmış, L4-S1 hareketsiz pedikül vida-çubuk sabitlemesi uygulanmış ve L4-S1 yarı hareketli pedikül vida-çubuk sabitlemesi uygulanmış insan kadavra omurgalarının öne eğilme-arkaya esneme, yana eğme ve burma yükleri altında biyomekanik tepkileri incelenmiştir. Yarı hareketli sabitleme hareketsiz sabitleme ile karşılaştırıldığında, yana eğme ($p=0,03$) ve burma yükleri ($p=0,04$) altında L4-L5 segmentinde daha fazla harekete izin vermektedir yani bir bakıma katılık değeri daha düşüktür.

Gornet vd. [81]'nin çalışmasında, pedikül vida-titanyum çubuk sabitlemesi ile pedikül vida-PEEK hareketli çubuk sabitlemesi uygulanmış omurgalar öne eğilme-arkaya esneme, yana eğme ve burma yükleri altında biyomekanik olarak karşılaştırılmıştır. Sistemlerin ayrıca vertebrektomi modelleri de hazırlanıp karşılaştırılmıştır. Yapılan öne eğilme-arkaya esneme, yana eğme ve burma deneyleri sonrasında, PEEK çubuk kullanılan sistemin, titanyum çubuk kullanılan sisteme göre daha düşük katılık değerine sahip olduğu rapor edilmiştir.

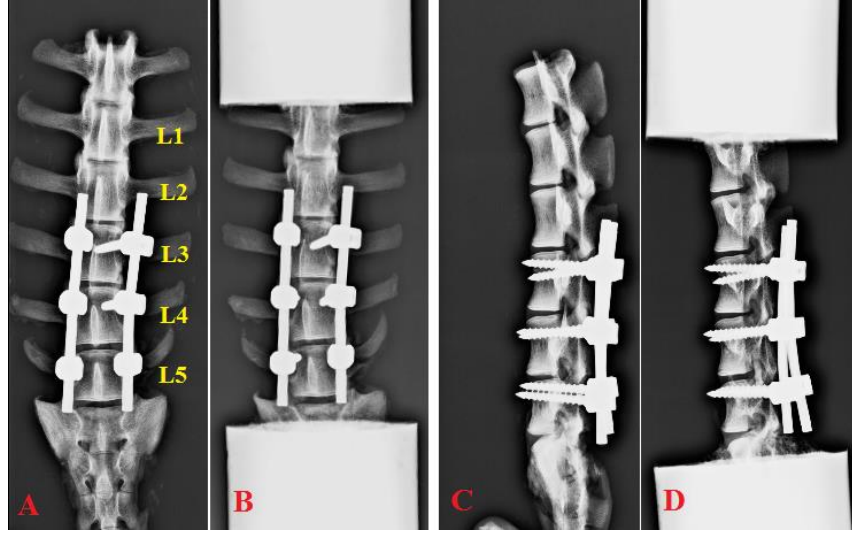
Bu çalışmalara benzer olarak yapılan pek çok çalışmada da [63, 64, 66, 82-84], hareketli ve yarı hareketli pedikül vida-çubuk sabitlemelerinin, hareketsiz pedikül vida-çubuk sabitlemesine göre sabitlenmiş omurlarda daha fazla harekete izin verdiği doğrulanmıştır. Buradan hareketle bu sistemlerin katılık değerlerinin hareketsiz sisteme oranla daha az olduğu sonucuna varılabilir.

3.2. Düşürme Deneyi Sonuçları

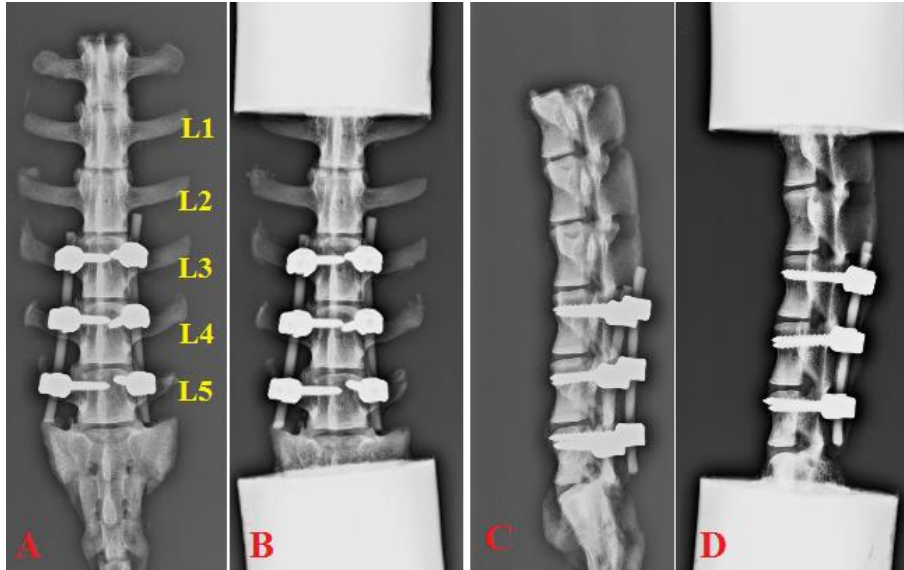
Bu bölümde hareketsiz, hareketli ve yarı hareketli sabitleme sistemlerinin sırası ile 3,5 kg, 5 kg ve 7 kg ağırlıklar ile yapılmış düşürme deneyi sonuçları verilecek ve literatürde bulunan benzer sonuçlarla karşılaştırılacaktır.

3.2.1. 3,5 kg Ağırlık İle Yapılan Düşürme Deneyi Sonuçları

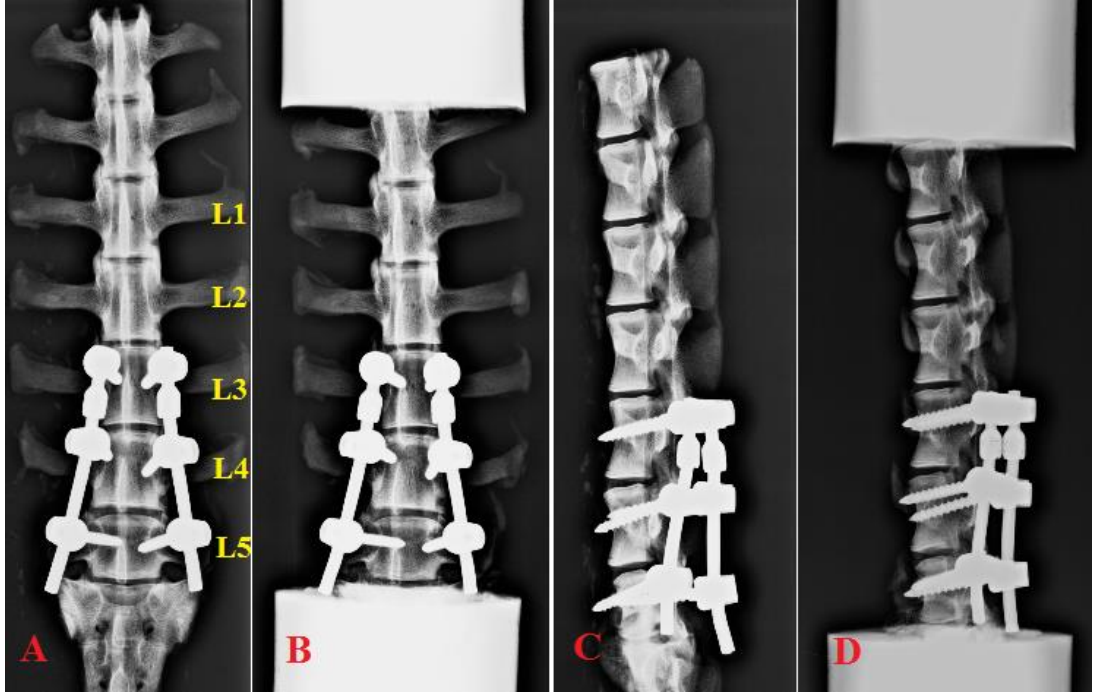
Düşürme deneyi ilk olarak 3,5 kg ağırlık ile gerçekleştirilmiştir. Düşürme deneyi öncesinde çekilen radyografi filmlerinde numunelerde herhangi bir kırık görölmemiştir. Düşürme deneyi sonrasında çekilen radyografi filmleri, deney öncesinde çekilen filmler ile karşılaştırılmıştır. 3,5 kg ağırlık ile yapılan düşürme deneyi sonrasında hareketsiz, hareketli ve yarı hareketli sabitleme uygulanan numunelerin hiç birinde komşu hareketli segmentlerde veya sabitlenmiş segmentlerde kompresyon kırığı gözlenmemiştir. Bu durum, her gruptan bir numunenin radyografi filmlerinin verildiği Şekil 3.10, Şekil 3.11 ve Şekil 3.12’de görölebilir.



Şekil 3.10. Hareketsiz sabitleme uygulanmış bir numunenin 3,5 kg ağırlık ile yapılan düşürme deneyi öncesi ve sonrasında arkadan ve yandan çekilen radyografi filmleri. (a) Deney öncesi, arkadan, (b) deney sonrası, arkadan, (c) deney öncesi, yandan, (d) deney sonrası, yandan.



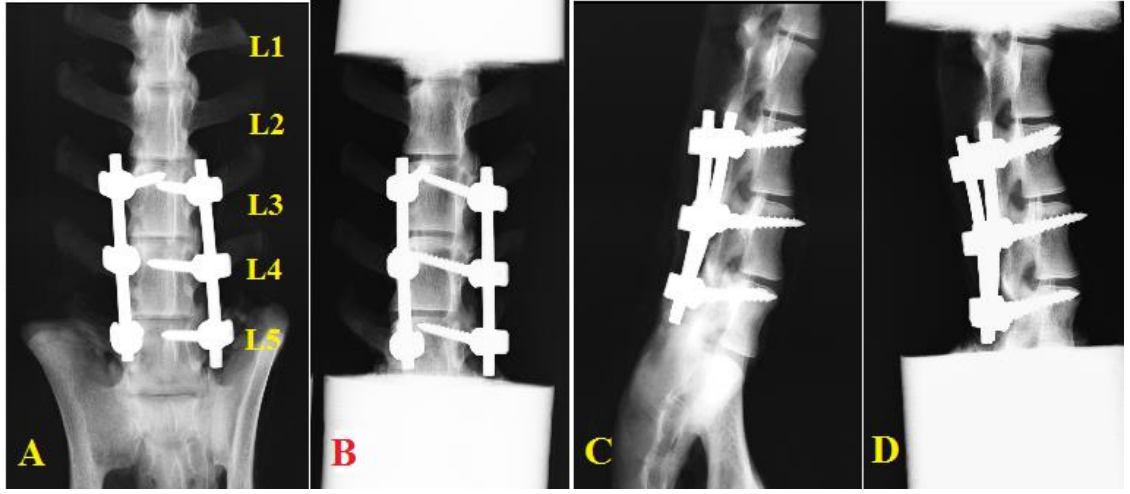
Şekil 3.11. Hareketli sabitleme uygulanmış bir numunenin 3,5 kg ağırlık ile yapılan düşürme deneyi öncesi ve sonrasında arkadan ve yandan çekilen radyografi filmleri. (a) Deney öncesi, arkadan, (b) deney sonrası, arkadan, (c) deney öncesi, yandan, (d) deney sonrası, yandan.



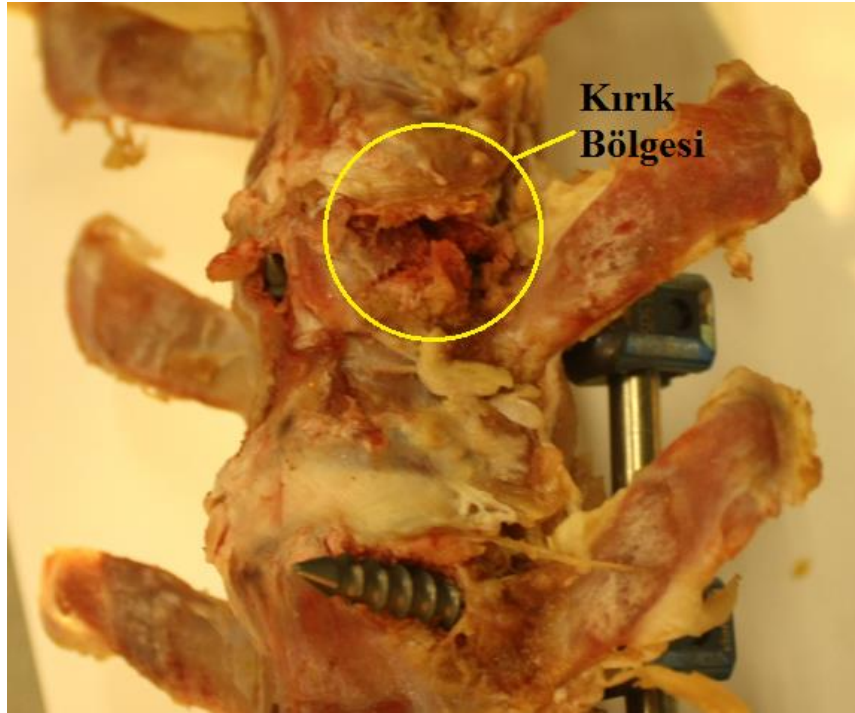
Şekil 3.12. Yarı hareketli sabitleme uygulanmış bir numunenin 3,5 kg ağırlık ile yapılan düşürme deneyi öncesi ve sonrasında arkadan ve yandan çekilen radyografi filmleri. (a) Deney öncesi, arkadan, (b) deney sonrası, arkadan, (c) deney öncesi, yandan, (d) deney sonrası, yandan.

3.2.2. 5 kg Ağırlık İle Yapılan Düşürme Deneyi Sonuçları

5 kg ağırlık ile gerçekleştirilen düşürme deneyi sonrasında çekilen radyografi filmleri, deney öncesinde çekilen filmler ile karşılaştırılmıştır. Şekil 3.13’de hareketsiz sabitleme uygulanmış bir deney numunesinin 5 kg ağırlık ile yapılan düşürme deneyi sonrasında radyografi filmlerinin karşılaştırılması verilmiştir. Radyografi filmlerine bakıldığında komşu hareketli ve sabitlenmiş segmentlerde herhangi bir kırık oluşumu görülmemesine rağmen Şekil 3.14’de verilen fotoğrafta görülebileceği gibi en üst sabit segmentte pedikül vidanın yerleştirildiği bölgede kırık meydana gelmiştir. Hareketsiz sabitleme uygulanan diğer numunelerin bazılarında 5 kg altında yine benzer kırıklar oluşmuştur.

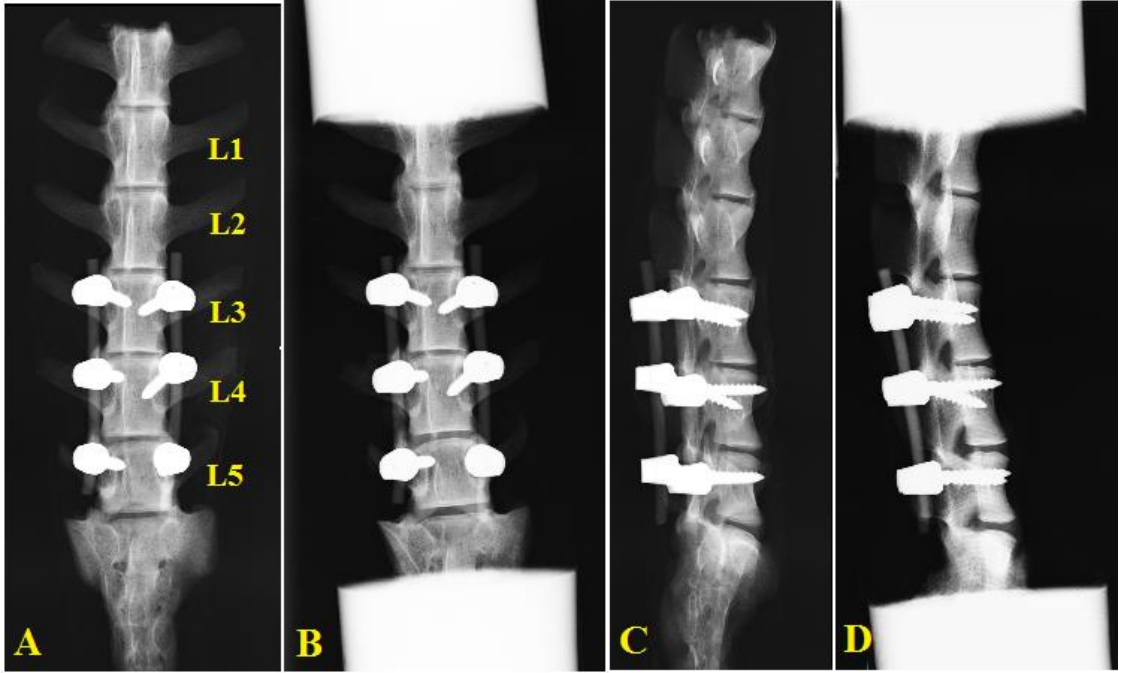


Şekil 3.13. Hareketsiz sabitleme uygulanmış bir numunenin 5 kg ağırlık ile yapılan düşürme deneyi öncesi ve sonrasında arkadan ve yandan çekilen radyografi filmleri. (a) Deney öncesi, arkadan, (b) deney sonrası, arkadan, (c) deney öncesi, yandan, (d) deney sonrası, yandan.



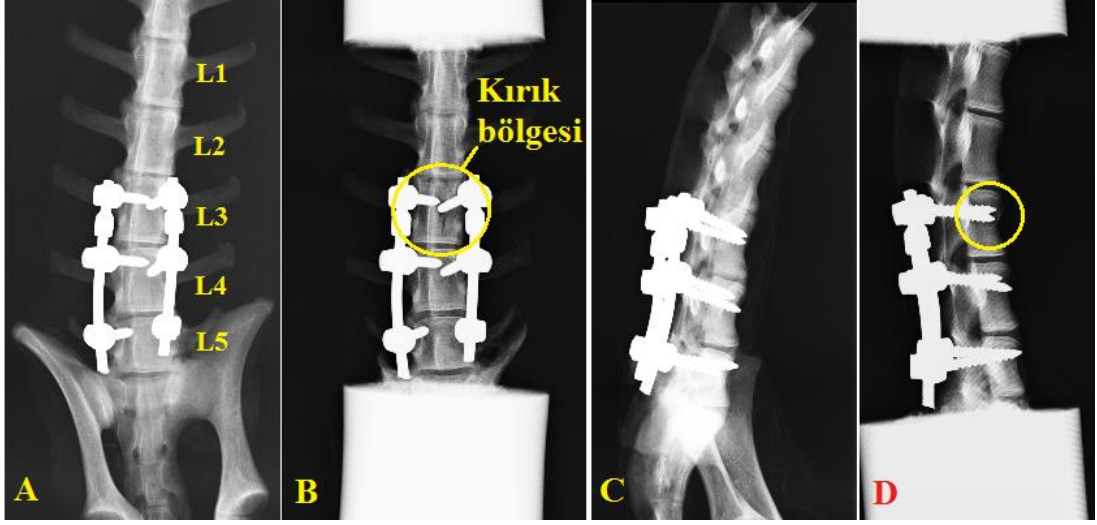
Şekil 3.14. Hareketsiz sabitleme uygulanmış numunenin 5 kg ağırlık ile yapılan düşürme deneyi sonrasında en üst sabit segmentte meydana gelen kırık.

Şekil 3.15’de 5 kg ağırlık ile düşürme deneyi yapılmış olan bir hareketli sabitleme numunesinin deney öncesi ve sonrasında çekilen radyografi filmleri gösterilmiştir. Filmlerde de görülebileceği gibi komşu hareketli veya sabit segmentlerde kompresyon kırığına rastlanmamıştır. Diğer hareketli sabitleme numunelerinde de kırığa rastlanmamıştır.

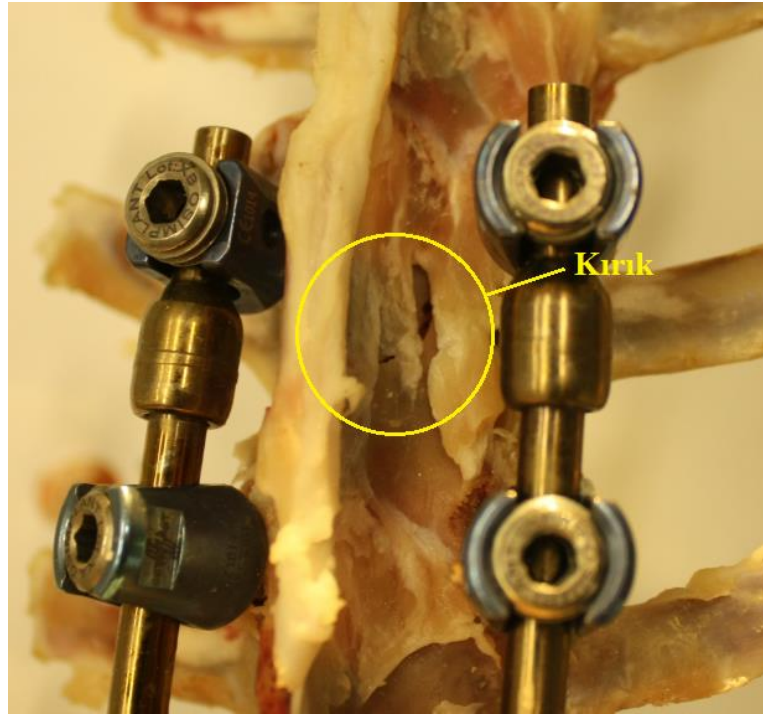


Şekil 3.15. Hareketli sabitleme uygulanmış bir numunenin 5 kg ağırlık ile yapılan düşürme deneyi öncesi ve sonrasında arkadan ve yandan çekilen radyografi filmleri. (a) Deney öncesi, arkadan, (b) deney sonrası, arkadan, (c) deney öncesi, yandan, (d) deney sonrası, yandan.

Şekil 3.16’da 5 kg ağırlık ile düşürme deneyi yapılmış olan bir yarı hareketli sabitleme numunesinin deney öncesi ve sonrasında çekilen radyografi filmleri verilmiştir. Deney sonrasında numunenin komşu hareketli segmentlerinde herhangi bir kompresyon kırığı oluşmamıştır. Fakat en üst sabit segmentte pedikül vidanın yerleştirildiği bölgede kırık görülmüştür. Bu durum Şekil 3.17’de verilen fotoğrafta daha net biçimde görülmektedir.



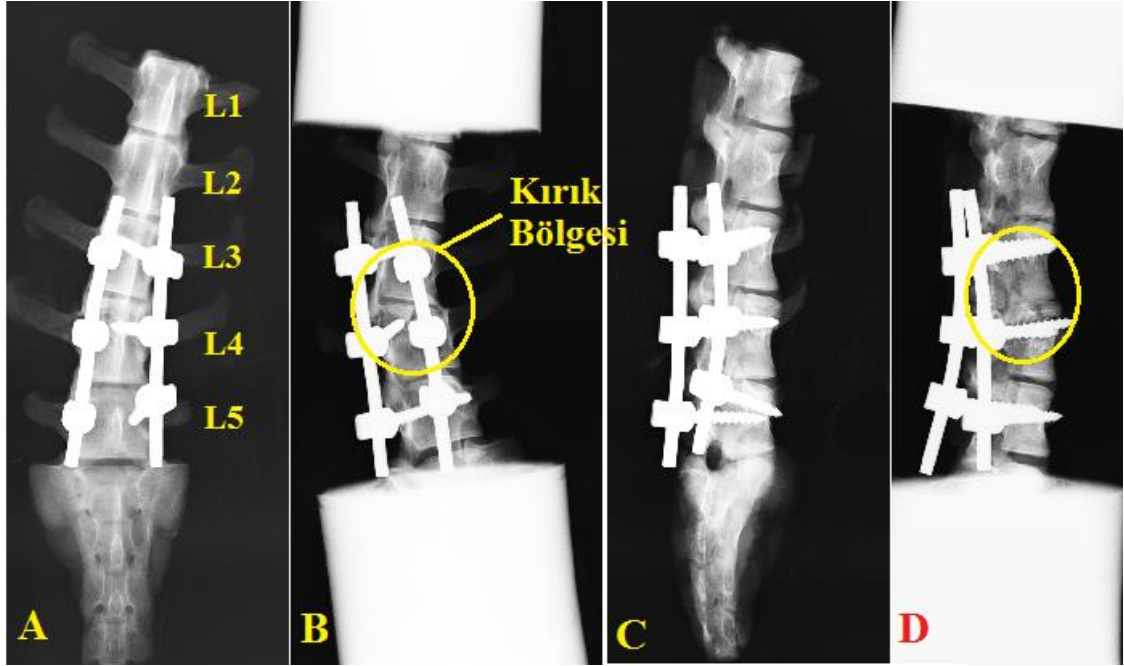
Şekil 3.16. Yarı hareketli sabitleme uygulanmış bir numunenin 5 kg ağırlık ile yapılan düşürme deneyi öncesi ve sonrasında arkadan ve yandan çekilen radyografi filmleri. (a) Deney öncesi, arkadan, (b) deney sonrası, arkadan, (c) deney öncesi, yandan, (d) deney sonrası, yandan.



Şekil 3.17. Yarı hareketli sabitleme uygulanmış numunenin 5 kg ağırlık ile yapılan düşürme deneyi sonrasında en üst sabit segmentte meydana gelen kırık.

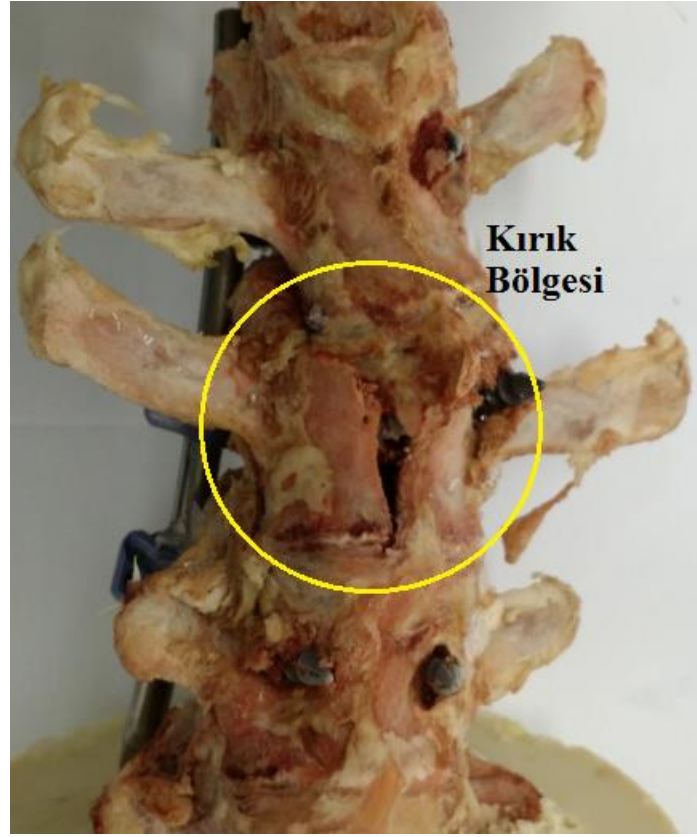
3.2.3. 7 kg Ağırlık İle Yapılan Düşürme Deneyi Sonuçları

7 kg ağırlık ile gerçekleştirilen düşürme deneyi sonrasında çekilen radyografi filmleri, deney öncesinde çekilen filmler ile karşılaştırılmıştır. Şekil 3.18’de hareketsiz sabitleme uygulanmış bir deney numunesinin radyografi filmlerinin karşılaştırılması verilmiştir. Deney sonrasında L4 omurunda kırık oluşmuştur fakat komşu hareketli segmentlerde herhangi bir kırık oluşumu yoktur. Numunenin deney sonrasında yandan ve arkadan çekilen radyografi filmlerinde kırıklar belirgin şekilde görülmektedir.



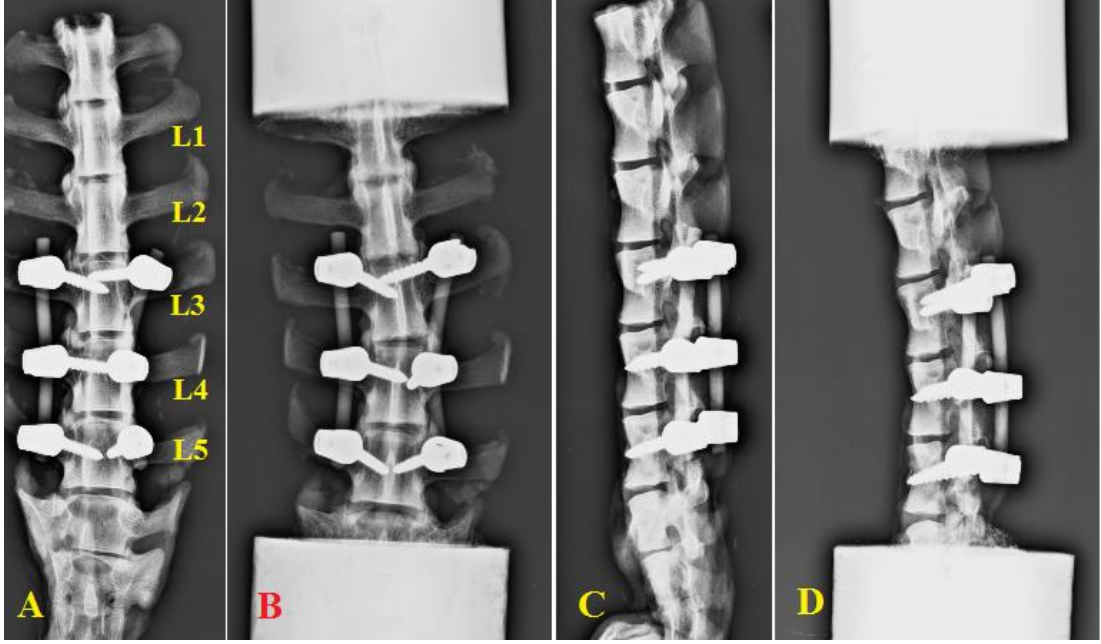
Şekil 3.18. Hareketsiz sabitleme uygulanmış bir numunenin 7 kg ağırlık ile yapılan düşürme deneyi öncesi ve sonrasında arkadan ve yandan çekilen radyografi filmleri. (a) Deney öncesi, arkadan, (b) deney sonrası, arkadan, (c) deney öncesi, yandan, (d) deney sonrası, yandan.

Aynı numune için deneyden sonra çekilmiş kırık fotoğrafı Şekil 3.19’da verilmiştir. L4 omurunda meydana gelen kırıkta omur gövdesi neredeyse ortadan ikiye ayrılmıştır. Omurlar da meydana gelen bu tür kırıklara split kırıkları denmektedir.



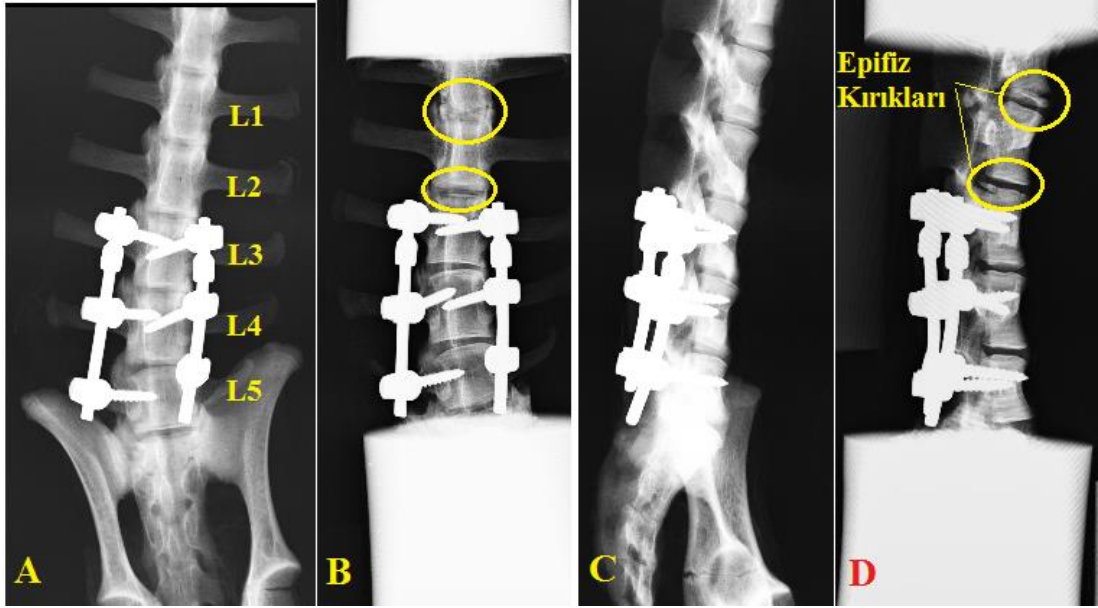
Şekil 3.19. Hareketsiz sabitleme uygulanmış numunenin 7 kg ağırlık ile yapılan düşürme deneyi sonrasında L4 omurunda meydana gelen split kırığı.

Şekil 3.20'de hareketli sabitleme uygulanmış bir deney numunesinin radyografi filmlerinin karşılaştırılması verilmiştir. 7 kg ağırlık ile yapılan düşürme deneyi sonrasında numunenin komşu hareketli segmentlerinde ve sabitlenmiş segmentlerinde herhangi bir kırık görülmemiştir.



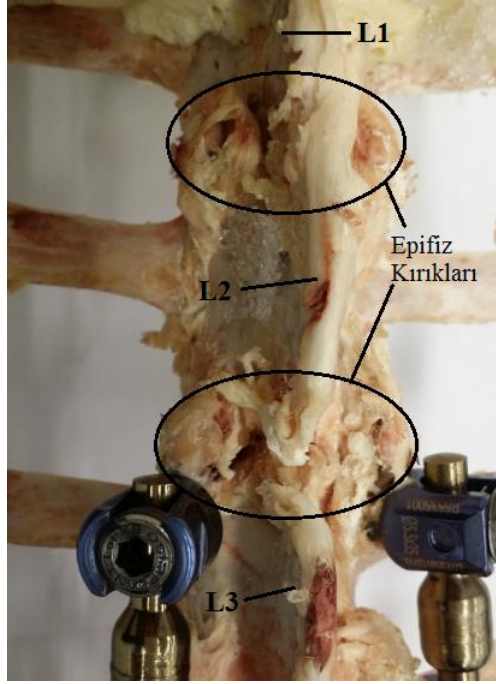
Şekil 3.20. Hareketli sabitleme uygulanmış bir numunenin 7 kg ağırlık ile yapılan düşürme deneyi öncesi ve sonrasında arkadan ve yandan çekilen radyografi filmleri. (a) Deney öncesi, arkadan, (b) deney sonrası, arkadan, (c) deney öncesi, yandan, (d) deney sonrası, yandan.

Şekil 3.21’de ise yarı hareketli sabitleme uygulanmış bir deney numunesinin radyografi filmlerinin karşılaştırılması verilmiştir. 7 kg ağırlık ile yapılmış düşürme deneyi ardından sabitlenmiş L3 omurunun süperiyorunda ve hareketli L1 omurunun inferiyorunda epifiz kırıkları meydana gelmiştir. Epifiz kemik ucu anlamına gelmektedir. Omurlarda oluşan kırıklarda omur gövdelerinin uçlarında meydana gelmişlerdir. Aynı numunenin fotoğraflarında da epifiz kırıkları görülebilmektedir (Şekil 3.22). Numunede epifiz kırığının yanında faset eklemlerde de hasar olduğu anlaşılabilir. Diğer numunelerde de benzer epifiz kırıkları tespit edilmiştir.

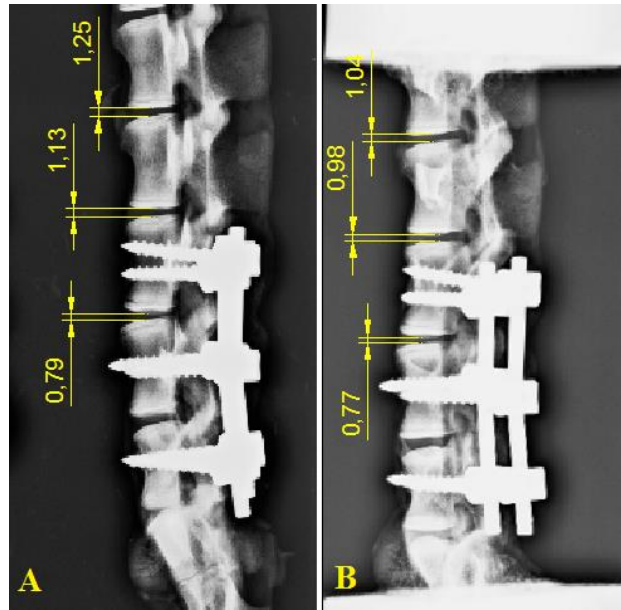


Şekil 3.21. Yarı hareketli sabitleme uygulanmış bir numunenin 7 kg ağırlık ile yapılan düşürme deneyi öncesi ve sonrasında arkadan ve yandan çekilen radyografi filmleri. (a) Deney öncesi, arkadan, (b) deney sonrası, arkadan, (c) deney öncesi, yandan, (d) deney sonrası, yandan.

Düşürme deneylerinin ardından numunelerin radyografi filmlerinden kırık oluşumunun karşılaştırılmasının yanında, filmlerden omurlar arası disk yükseklikleri de oransal olarak ölçülüp karşılaştırılabilir. Şekil 3.23’de bir hareketsiz sabitleme numunesinin deney öncesinde ve sonrasında çekilen radyografi filmlerinde disk yüksekliklerinin oransal olarak değerleri gösterilmiştir. Radyografi filmlerinde, sabit ve hareketli disklerin yüksekliklerindeki düşüşler karşılaştırılmak istendiğinden, sabitlemeye komşu iki diskin ve L3-L4 diskinin yükseklikleri deney öncesi ve sonrasında ölçülmüş ve karşılaştırılmıştır. Filmlerden görülebileceği gibi deney sonrasında komşu iki diskin yüksekliklerinde meydana gelen azalma L3-L4 diskindeki azalmadan daha fazladır. Hareketsiz sabitlemenin yüksek katılığından dolayı, sabit segmentler arasındaki disklerin yüksekliklerinde belirgin bir düşüş olmamıştır.

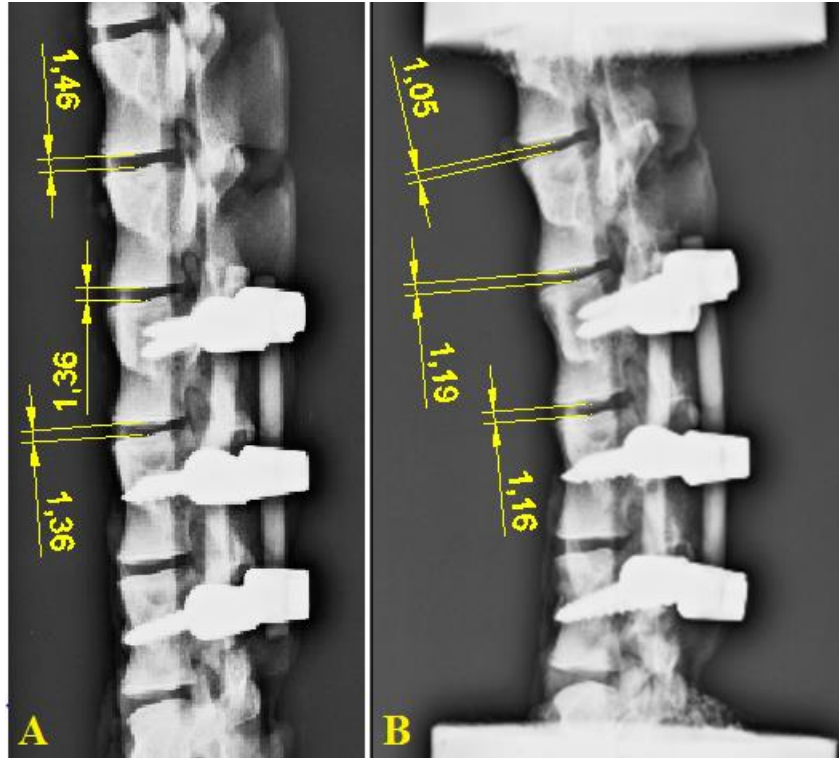


Şekil 3.22. Yarı hareketli sabitleme uygulanmış numunenin 7 kg ağırlık ile yapılan düşürme deneyi sonrasında L1 ve L3 omurlarında meydana gelen epifiz kırıkları.



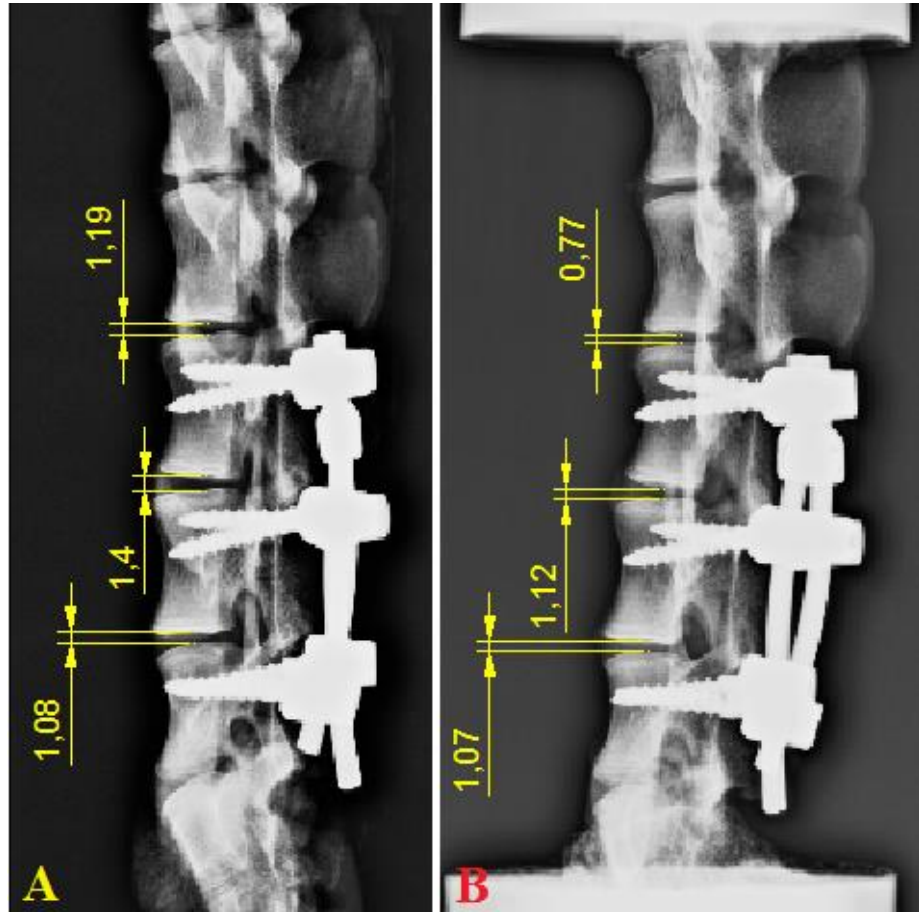
Şekil 3.23. Hareketsiz sabitleme uygulanmış numunenin düşürme deneyi (a) öncesi ve (b) sonrasında ölçülmüş oransal olarak verilen disk yükseklikleri.

Şekil 3.24'te bir hareketli sabitleme numunesinin deney öncesinde ve sonrasında çekilen radyografi filmlerinde disk yüksekliklerinin oransal olarak değerleri gösterilmiştir. Radyografi filmlerinde, sabit ve hareketli disklerin yüksekliklerindeki düşüşler karşılaştırılmak istendiğinden, hareketli sabitlemeye komşu iki diskin ve L3-L4 diskinin yükseklikleri deney öncesi ve sonrasında ölçülmüş ve karşılaştırılmıştır. Radyografi filmlerinde, sabit ve hareketli disklerin yüksekliklerindeki düşüşler karşılaştırılmak istendiğinden, hareketli sabitleme numunesinin komşu iki diskin yüksekliklerinde ve L3-L4 diskinin yüksekliğinde deney sonrasında benzer oranlarda düşüş görülmüştür. Hareketli sabitleme, hareketsiz sabitlemeye göre daha düşük katılık değerine sahip olduğundan düşürme deneyi sonrasında disk yüksekliklerinin tamamında benzer oranlarda düşüşler gözlenmiştir.



Şekil 3.24. Hareketli sabitleme uygulanmış numunenin düşürme deneyi (a) öncesi ve (b) sonrasında ölçülmüş oransal olarak verilen disk yükseklikleri.

Şekil 3.25'te ise bir yarı hareketli sabitleme numunesinin deney öncesinde ve sonrasında çekilen radyografi filmlerinde disk yüksekliklerinin oransal olarak değerleri gösterilmiştir. Yarı hareketli sabitleme, hem hareketsiz hem de hareketli sabitleme özelliği gösterdiğinden, sabitlemeye komşu bir diskin, L3-L4 diskinin ve L4-L5 diskinin yükseklikleri deney öncesi ve sonrasında ölçülmüş ve karşılaştırılmıştır. Deney sonrasında, disk yüksekliğindeki en büyük azalma komşu diskte görülmüştür. L3-L4 seviyesindeki sabitleme bölümü hareketli özellik gösterdiğinden bu seviyedeki diskin yüksekliğinde meydana gelen düşüşte yüksektir. L4-L5 segmenti ise tamamen hareketsiz sabitleme özelliği gösterdiğinden bu segmentin disk yüksekliğinde kayda değer bir düşüş gözlenmemiştir.

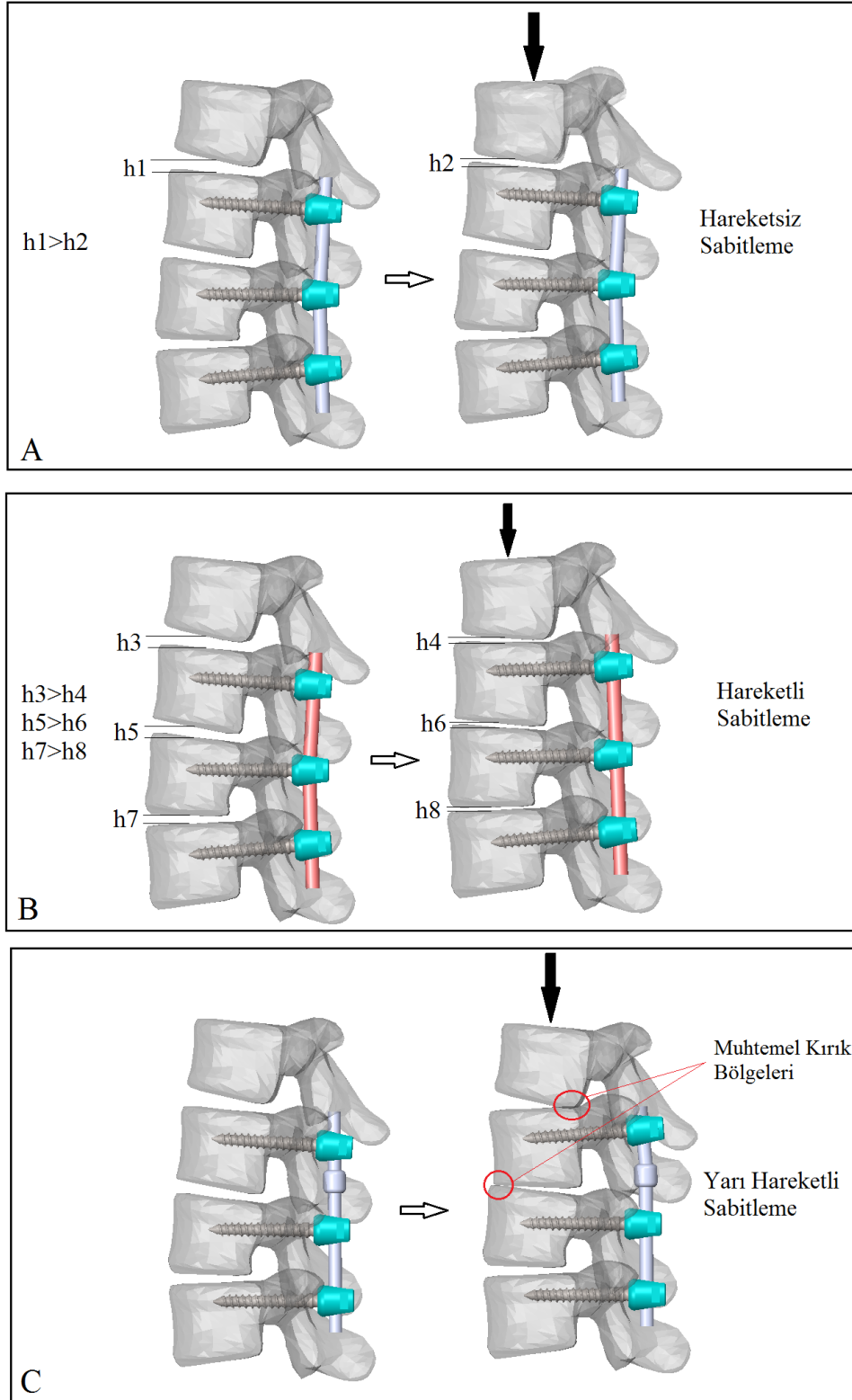


Şekil 3.25. Yarı hareketli sabitleme uygulanmış numunenin düşürme deneyi (a) öncesi ve (b) sonrasında ölçülmüş oransal olarak verilen disk yükseklikleri.

Tüm bu sonuçlar incelendiğinde hareketsiz, hareketli ve yarı hareketli sabitleme uygunmuş numunelerde düşürme deneyi ardından komşu hareketli segmentlerde kompresyon kırığı oluşumu hakkında yapılabilecek yorumlama şu şekildedir. Hareketsiz sabitleme, kendi yüksek katılığında dolayı uygulandığı numunelere de yüksek katılık sağlamaktadır ve bu segmentlerde harekete izin vermemektedir. Düşürme deneyi sonrasında radyografi filmlerinde yapılan disk yüksekliği ölçümlerinin de gösterdiği gibi sabitlenmiş segmentlerin disklerinin yüksekliklerinde önemli düşüşler olmamıştır. Buda hareketsiz sabitlemenin katılığını doğrulamaktadır. Komşu disklerde ise dikkate değer seviyede yükseklik düşüşleri görülmüştür. Hareketsiz sabitleme uygulanmış numunelerin radyografi filmlerinde komşu segmentlerde kompresyon kırığına rastlanmamıştır. Fakat hareketsiz sabitlemenin yüksek katılığında dolayı, pedikül vida ile sabitlenmiş omurlarda özellikle 5 kg ve 7 kg için vidanın gönderildiği bölgelerde kırıklar meydana gelmiştir. PEEK çubuğun kullanıldığı hareketli sabitlemede, hem komşu disklerde hem de sabitlenmiş disklerde benzer ölçüde yükseklik düşüşleri görülmüştür. PEEK çubuğun katılık değeri titanyum çubuğa göre çok düşüktür. Bundan dolayı uygulandığı segmentlerde belli bir miktar harekete izin vermektedir. Disk yüksekliklerindeki düşüşlerin benzer değerlerde çıkması bunun bir göstergesidir. Yani hareketli sabitleme, elastik yapısından dolayı yük altında belli bir miktar hareket ederek yükü sönmlemektedir. Bu şekilde yükü sönmleyerek belkide hem komşu segmentlerde hem de sabitlenmiş segmentlerde kompresyon kırıklarının önüne geçebilmektedir. Hareketli sabitlemenin radyografi filmlerinde ve çekilen fotoğraflarında düşürme deneyi ardından ne hareketli segmentlerde ne de sabitlenmiş segmentlerde kompresyon kırığına rastlanmamıştır. Yarı hareketli sabitleme ise yine hareketli sabitleme gibi düşük bir katılık değerine sahiptir. Hem hareketli hem de hareketsiz sabitleme özelliği gösteren bir sistemdir. Düşürme deneyi sonrasında komşu disk yüksekliklerinde ve hareketli özellik gösteren sabitlenmiş bölgedeki diskin yüksekliğinde düşüş görülmüştür. Fakat komşu diskin yüksekliğinde meydana gelen düşüş diğerine oranla daha yüksektir. Hareketsiz sabitleme özelliği gösteren bölgedeki diskin yüksekliğinde ise önemli bir düşüş gözlenmemiştir. Yarı hareketli sabitleme içerisinde bulundurduğu hareketli kısmın elastik özelliği dolayısıyla belli bir miktar harekete izin vermektedir.

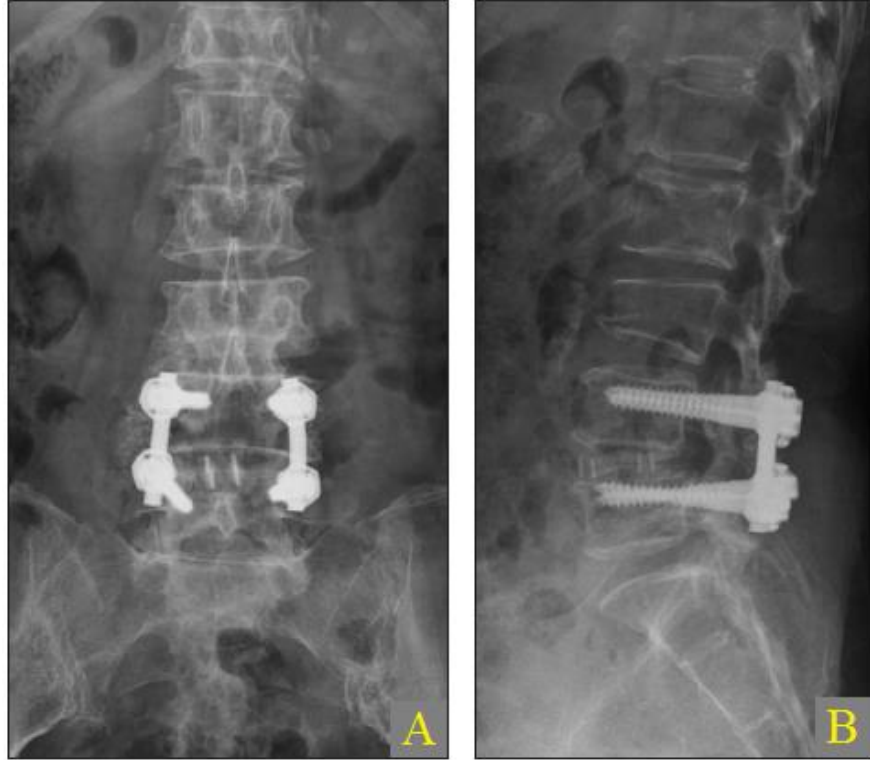
Bu açıdan bakıldığında hareketsiz sabitlemeye alternatif olarak kullanılacak bir sistem gibi görülebilir. Fakat yarı hareketli sabitlemede alttaki sabit segment hareketsiz, üstteki sabit segment ise hareketli özellik gösterdiğinden dolayı yarı hareketli sabitleme bir konsol kiriş yapısı gibi hareket etmektedir. Bu da üstteki hareketli segmentin posteriordan anteriora doğru belli bir miktar eğilmesi demektir. Bu durumda omurların epifizlerinin anterior kısımlarının birbirine teması mümkün olabilir. Düşme gibi ani durumlarda meydana gelen basma yükleri altında ise bu bölgelerde kırıklar oluşabilir. Radyografi filmleri bahsedilen bu tip kırıkların hem sabit segmentlerde hemde hareketli segmentlerde oluşabildiğini göstermiştir. Numunelerin komşu hareketli segmentlerinde ve en üstteki sabit segmentlerinde ani basma yükleri altında epifiz kırıkları oluşmuştur. Yarı hareketli sabitleme düşük katılık değerine sahip olsada, yük altında bu şekilde hareket ettiğinden komşu segmentleri ve sabit segmentleri koruyamamaktadır. Sabitleme sistemleri için ani basma yükleri altında kırık oluşumunu özetleyen bir çizim Şekil 3.26'da verilmiştir.

Füzyon sonrasında komşu segmentte meydana gelen kırıkların incelemek için yapılan çalışmalarda, komşu segmentte kırık oluşumu füzyon sonrasında meydana gelmiştir. Çalışmamızda komşu segmentte kompresyon kırığının net olarak görülmemesinin nedeni, numunelerimizde füzyon gerçekleşmemesinden kaynaklanabilir. Gerçek hayatta, kullandığımız sabitleme çeşitlerinin hepsinde bir süre sonra füzyon gerçekleşmektedir. Sadece kullanılan sabitleme çeşidine göre füzyonun gerçekleşme süresi değişir. Çalışmamızda koyun kadavra omurgası kullanıldığından füzyon oluşumu mümkün olmamıştır.



Şekil 3.26. Sabitleme sistemleri için kompresyon kırığı oluşum mekanizması. (a) Hareketsiz, (b) hareketli, (c) yarı hareketli sabitleme

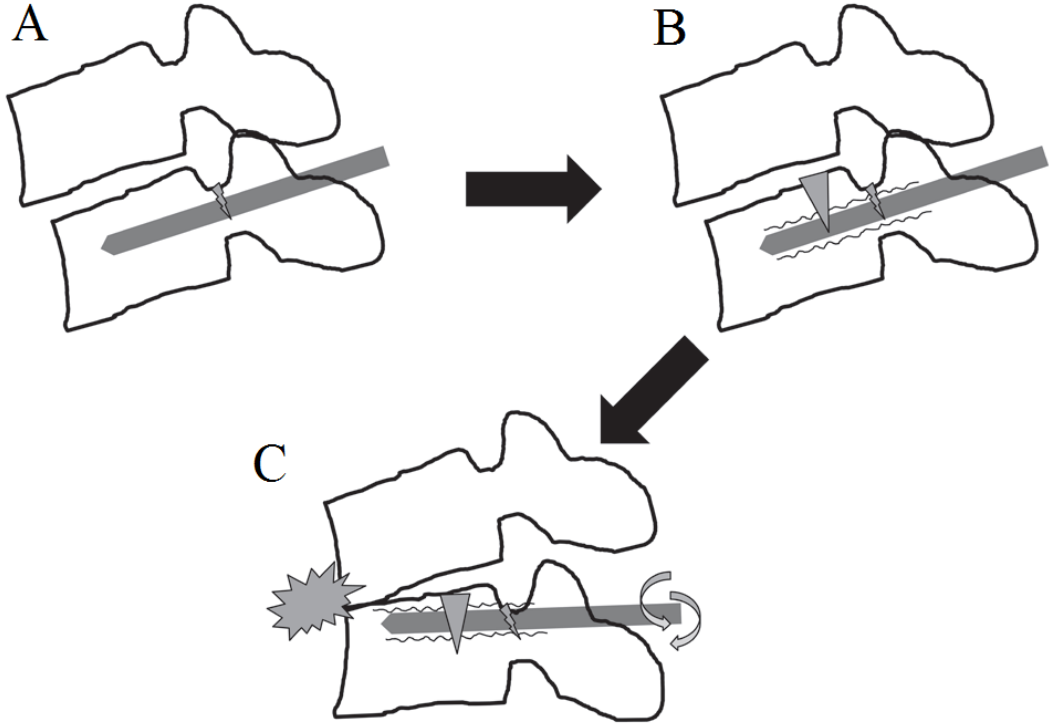
Yang vd. [39] çalışmasında, üç hastada iki seviye, 12 hastada üç seviye ve üç hastada dört seviye enstrümantasyonlu füzyon uygulanmıştır. Füzyon sonrasında 11 hastada bir omurda, altı hastada 2 omurda ve bir hastada üç omurda osteoporotik kompresyon kırığı teşhisi konulmuştur. Komşu hareketli segmentte meydana gelen kompresyon kırıklarının, düşme veya kayma sonucu oluşan hafif travmalardan kaynaklanabileceği bildirilmiştir. Bir hastada meydana gelen kompresyon kırığı Şekil 3.27’de verilmiştir.



Şekil 3.27. Komşu hareketli segmentte füzyon sonrasında oluşan kompresyon kırığı.
(a) arkadan, (b) yandan [39].

Yasuhara vd. [85]’nin çalışmasında, enstrümantasyonlu füzyon uygulanan 2 hastada komşu hareketli segmentlerde meydana gelen kırıklar incelenmiştir. Uygulanan sabitleme 4 seviye posteriyor hareketsiz sabitlemedir. Komşu hareketli segmentlerde zamanla kırık meydana geldiği rapor edilmiştir fakat kırığa sebep olabilecek herhangi bir travma bildirilmemiştir. Şekil 3.28’de, Yasuhara’nın çalışmasında yer alan ve komşu segmentte kırık oluşumunu anlatan bir çizim verilmiştir. Ameliyat

sonrasında birkaç gün içinde Şekil 3.28 (a)'da görüldüğü gibi sabitlenen en üst segmentte pedikül kırıklarının oluşabileceği bildirilmiştir. Bu kırıklardan dolayı, Şekil 3.28 (b)'deki gibi pedükül vidasının gevşeyeceği veya yerinden bile çıkabileceği belirtilmektedir. Meydana gelen bu dengesizlikten dolayı, en üst sabitlenmiş omur Şekil 3.28 (c)'de görüldüğü gibi dönerek komşu hareketli omurla temas edebilir ve kırık oluşumu görülebilir. Bu çalışmada bahsi geçen kırık oluşum mekanizması, çalışmamızda bahsedilen kırık oluşum mekanizmasına oldukça benzemektedir. Birbirine temas eden omurlarda çarpma sonucunda temas bölgelerinde çalışmamızdakine benzer şekilde epifiz kırıkları görülebilir (Şekil 3.28). Yine benzer şekilde üstteki komşu omurlarda da epifiz ve faset eklem kırıkları görülebilir. Bu çalışmadaki kırık oluşumunun çalışmamızdaki kırık oluşumundan farkı, Yasahura'nın çalışmasında sabitlenmiş omurun dönerek üst omura çarpmasıdır. Çalışmamızda ise üstteki komşu hareketli omur hareket ederek sabitlenmiş omura çarpmaktadır.



Şekil 3.28. Füzyon sonrasında kırık oluşumu mekanizması [85].

Yong Ha vd. [86]'nin çalışmasında, L3-S1 omurgasında sabitleme uygulanan ve sabitlemeden altı yıl sonra bel ağrısı şikâyeti ile başvuran bir hastada, L3-S1 seviyelerindeki implanlar çıkarılmış ve kaynaşmış omurlara komşu L2-L3 seviyesinde ikinci bir sabitleme uygulanmıştır. Revizyon operasyonundan altı hafta sonra hasta şiddetli bel ağrısı şikâyeti ile tekrar başvurmuştur. Herhangi bir travma olmasada, röntgen filmleri hastada ikinci sabitlemeye komşu L4 seviyesinde oluşan kompresyon kırığına ortaya çıkarmıştır.

4. SONUÇLAR

Omurgalarda yüksek katılık sağlayan ve hareketliliğe izin vermeyen hareketsiz sabitlemenin uygulandığı numunelerde düşürme deneyi sonrasında komşu disk yüksekliklerinde düşüş görülmektedir fakat sabitlenmiş omurlar arasındaki disklerde değişiklik gözlenmemiştir. Ayrıca hareketsiz sabitleme uygulanan numunelerin radyografi filmlerinde, komşu segmentlerde herhangi bir kırık oluşumuna rastlanmamıştır. 5 ve 7 kg yükleri altında hareketsiz fiksasyon numunelerinin bazılarında vidaların gönderildiği bölgelerde kırıklar oluşmuştur. Düşük katılık değerine sahip olan hareketli sabitlemede, hem komşu disklerin hem de sabitlenmiş omurlar arasındaki disklerin yüksekliklerinde düşürme deneyi sonrasında benzer oranlarda azalma görülmüştür. Düşürme deneyi sonrasında, hareketli sabitleme numunelerinin radyografi filmlerinde ne sabitlenmiş ne de komşu hareketli omurlarda kırık oluşumu görülmemiştir. Bunun sebebinin, hareketli sabitlemenin düşük katılığında ve bir miktar harekete olanak sağlamasından kaynaklandığı sonucuna varılabilir. Yarı hareketli fiksasyon ise yine düşük katılık değerine sahiptir. Düşürme testi sonrasında yarı hareketli sabitleme numunelerinde, hareketsiz sabitleme özelliği gösteren kısımdaki diskin yüksekliğindeki düşüş, hareketli sabitleme özelliği gösteren kısımdaki diskin yüksekliğindeki düşüşten daha fazladır. Alttaki hareketsiz ve üstteki hareketli yapıdan dolayı konsol giriş gibi davranan yarı hareketli sabitleme, komşu segmentlerde ve üst sabitlenmiş segmentte epifiz kırıklarına sebebiyet vermektedir.

Düşme durumunda oluşan basma yükleri altında omurgayı en iyi koruyan sistemin düşük katılığa ve yüksek elastik yapıya sahip olan hareketli sabitleme olduğu düşünülmektedir. Yarı hareketli sabitleme düşük katılığa sahip olsa da, komşu hareketli ve sabit segmentlerde kırığa sebep vermesi onun düşük katılık avantajını ortadan kaldırmaktadır.

Bu çalışmada farklı sabitleme çeşitleri uygulanmış koyun omurgalarında düşme durumlarında komşu hareketli segmentlerde kompresyon kırığı oluşumu incelenmiştir. Çalışmada omurga üzerine düşürülen ağırlıklar, düşey ekseninde belli bir

yükseklikten bırakılmaktadırlar ve numunelere herhangi bir rotasyon etkisi olmadan sadece basma yükü uygulayacak şekilde çarpılmaktadırlar. Günlük hayatta gerçekleşen düşme durumlarında, omurgaya basma yükünün yanında belli bir miktar rotasyon yükleride etki edebilmektedir. Bu çalışmanın bir ileriki basamağı olarak, düşürülen ağırlığın omurgaya hem basma hemde rotasyon yükleri uygulayabileceği bir düşürme deneyi düzeneği tasarlanıp deneyler gerçekleştirilebilir. Ayrıca sonlu elemanlar analizleri ile bilgisayar ortamında düşürme deneyi simülasyonları yapılabilir ve yapılan deneysel çalışmalarla karşılaştırılabilir.

KAYNAKLAR

- [1] Augustus A. White III., Manahar M. Panjabi., Clinical biomechanics of the spine, *J.B. Lippincott Company*, 2nd edition, Philadelphia, Pennsylvania, 1990.
- [2] Susan J. Hall, Basic Biomechanics, *McGraw-Hill*, 6th edition, New York, 2012
- [3] http://en.wikipedia.org/wiki/Sagittal_plane Erişim tarihi:29.03.2015, 23:19
- [4] Hirsch, C., The reaction of intervertebral discs to compression forces, *J. Bone Joint Surg*, 37(6), 1188-1196, 1955.
- [5] Prasad. P. King. A.I. and Ewing,C.L., The role of articular facets during + Gz acceleration, *J. Appl. Mech*, 41(2), 321-326,1974.
- [6] Levin DA, Hale JJ, Bendo JA. Adjacent segment degeneration following spinal fusion for degenerative disc disease, *Bull NYU Hosp Jt Dis*, 65(1), 29-36, 2007.
- [7] Cheh G, Bridwell KH, Lenke LG, et al., Adjacent segment disease following lumbar/thoracolumbar fusion with pedicle screw instrumentation: a minimum 5 year follow up, *Spine*, 32(20), 2253-2257, 2007.
- [8] Wilsa M. S. Charles Malveaux, MA, and Alok D. Sharan, Adjacent Segment Disease After Lumbar Spinal Fusion: A Systematic Review of the Current Literature, *Semin Spine Surg*, 23(1), 266-274, 2011.
- [9] Hanley EN Jr., David SM, Lumbar arthrodesis for the treatment of back pain, *J Bone Joint Surg Am*, 81(5), 716–730, 1999.
- [10] Albee FH., Transplantation of a portion of the tibia into the spine for Pott's disease, *JAMA*, 57(11), 885-886, 1911.
- [11] Hibbs RA., An operation for progressive spinal deformities, *Clinical Orthopaedics & Related Research*, 35, 4-8, 1964.
- [12] Lin PM, Cautilli RA, Joyce MF., Posterior lumbar interbody fusion, *Clin Orthop Relat Res*, 180, 154-168, 1983.
- [13] Bohlman HH, Emery SE, Goodfellow DB, Jones PK., Robinson anterior cervical discectomy and arthrodesis for cervical radiculopathy. Long-term follow-up of one hundred and twenty-two patients, *J Bone Joint Surg Am*, 75(9), 1298-1307, 1993.

- [14] Herkowitz HN, Kurz LT., Degenerative lumbar spondylolisthesis with spinal stenosis. A prospective study comparing decompression with decompression and intertransverse process arthrodesis, *J Bone Joint Surg Am*, 73(6), 802-808, 1991.
- [15] Davis H., Increasing rates of cervical and lumbar spine surgery in the United States, 1979-1990, *Spine*, 19(10), 1117–1124, 1994.
- [16] Park P, Garton HJ, Gala VC, et al., Adjacent segment disease after lumbar or lumbosacral fusion: review of the literature, *Spine*, 29(17), 1938-1944, 2004.
- [17] Miyakoshi N, Abe E, Shimada Y, et al., Outcome of one-level posterior lumbar interbody fusion for spondylolisthesis and postoperative intervertebral disc degeneration adjacent to the fusion, *Spine*, 25, 1837–1842, 2000.
- [18] Ishihara H, Osada R, Kanamori M, et al., Minimum 10-year follow-up study of anterior lumbar interbody fusion for isthmic spondylolisthesis, *J Spinal Disord*, 14(2), 91–99, 2001.
- [19] Tobias L. Schulte, Freek Leistra, Viola Bullmann, et al., Disc height reduction in adjacent segments and clinical outcome 10 years after lumbar 360° fusion, *Eur Spine J*, 16(2), 2152–2158, 2007.
- [20] Kumar MN, Jacquot F, Hall H., Long-term follow-up of functional outcomes and radiographic changes at adjacent levels following lumbar spine fusion for degenerative disc disease, *Eur Spine J*, 10(4), 309–313, 2001.
- [21] Hambly MF, Wiltse LL, Raghavan N, et al., The transition zone above a lumbosacral fusion, *Spine*, 23(16), 1785–1792, 1998.
- [22] Kumar MN, Baklanov A, Chopin D., Correlation between sagittal plane changes and adjacent segment degeneration following lumbar spine fusion, *Eur Spine J*, 10(4), 314–319, 2001.
- [23] Masahiko Kanamori, Taketoshi Yasuda, Takeshi Hori, et al., Minimum 10-Year Follow-up Study of Anterior Lumbar Interbody Fusion for Degenerative Spondylolisthesis: Progressive Pattern of the Adjacent Disc Degeneration. *Asian Spine Journal*, 6(2), 105-114, 2012.
- [24] Lee CS, Hwang CJ, Lee SW, Ahn YJ, Kim YT, Lee DH, Lee MY., Risk factors for adjacent segment disease after lumbar fusion, *Eur Spine J*, 18(11),1637-1643,2009.

- [25] Etebar S, Cahill DW., Risk factors for adjacent-segment failure following lumbar fixation with rigid instrumentation for degenerative instability, *J Neurosurg*, 90(2), 163-169,1999.
- [26] Lehmann TR, Spratt KF, Tozzi JE, Weinstein JN, Reinarz SJ, el-Khoury GY, Colby H., Long-term follow-up of lower lumbar fusion patients, *Spine (Phila Pa 1976)*,12(2), 97-104,1987.
- [27] Aota Y, Kumano K, Hirabayashi S., Postfusion instability at the adjacent segments after rigid pedicle screw fixation for degenerative lumbar spinal disorders, *J Spinal Disord*, 8(6), 464-473, 1995.
- [28] Chen WJ, Niu CC, Chen LH, Shih CH., Survivorship analysis of DKS instrumentation in the treatment of spondylolisthesis, *Clin Orthop Relat Res*, 339,113-120, 1997.
- [29] Lee CK., Accelerated degeneration of the segment adjacent to a lumbar fusion, *Spine (Phila Pa 1976)*, 13(3), 375-377, 1988.
- [30] <http://www.eorthopod.com/> Erişim tarihi:29.03.2015, 23:21
- [31] Schlegel JD, Smith JA, Schleusener RL., Lumbar motion segment pathology adjacent to thoracolumbar, lumbar, and lumbosacral fusions, *Spine*, 21(8), 970–981, 1996.
- [32] Hikono Aiki, Osamu Ohwada, Hiroji Kobayashi, Mitsuru Hayakawa, Satoshi Kawaguchi, Tsuneo Takebayashi, and Toshihiko Yamashita, Adjacent segment stenosis after lumbar fusion requiring second operation, *J Orthop Sci*, 10(5), 490–495, 2005.
- [33] Kyeong Hwan Kim, Sang-Ho Lee, Chan Shik Shim, Dong Yeob Lee, Hyeon Seon Park, Woei-Jack Pan, and Ho-Yeon Lee, Adjacent Segment Disease After Interbody Fusion and Pedicle Screw Fixations for Isolated L4–L5 Spondylolisthesis : A Minimum Five-Year Follow-up, *Spine*, 35(6), 625–634, 2010.
- [34] Zencica P, Chaloupka R, Hladíková J, Krbec M., Adjacent segment degeneration after lumbosacral fusion in spondylolisthesis: a retrospective radiological and clinical analysis, *Acta Chir Orthop Traumatol Cech*, 77(2), 124-130, 2010.

- [35] Jigar Anandjiwala, Jun-Yeong Seo, Kee-Yong Ha, In-Soo Oh, Dong-Cheul Shin, Adjacent segment degeneration after instrumented posterolateral lumbar fusion: a prospective cohort study with a minimum five-year follow-up, *Eur Spine J*, 20(11), 1951–1960, 2011.
- [36] Jin-Hyok Kim, Sung-Soo Kim, Se-Il Suk, Incidence of Proximal Adjacent Failure in Adult Lumbar Deformity Correction Based on Proximal Fusion Level, *Asian Spine Journal*, 1(1),19-26, 2007.
- [37] <https://www.studyblue.com/> Erişim tarihi:29.03.2015, 23:22
- [38] Tomoaki Toyone, Tomoyuki Ozawa, Koya Kamikawa, et.al., Subsequent Vertebral Fractures Following Spinal Fusion Surgery for Degenerative Lumbar Disease A Mean Ten-Year Follow-up, *Spine*, 35(21), 1915–1918, 2010.
- [39] Shih-Chieh Yang, Hung-Shu Chen, Yu-Hsien Kao, Ching-Hou Ma, Yuan-Kun Tu, Kao-Chi Chung, Percutaneous Vertebroplasty for Symptomatic Osteoporotic Vertebral Compression Fracture Adjacent to Lumbar Instrumented Circumferential Fusion, *Orthopedics*, 35(7), 1079-1085, 2012.
- [40] Jerry L. Old, Michelle Calvert, Vertebral Compression Fractures in the Elderly, *American Family Physician*, 69(1), 111-116, 2004.
- [41] Lee CK, Langrana NA., Lumbosacral spinal fusion. A biomechanical study, *Spine*, 9(6), 574–581, 1984.
- [42] Bastian L, Lange U, Knop C, et al., Evaluation of the mobility of adjacent segments after posterior thoracolumbar fixation: a biomechanical study, *Eur Spine J*, 10(4), 295–300, 2001.
- [43] Chow DH, Luk KD, Evans JH, et al., Effects of short anterior lumbar interbody fusion on biomechanics of neighboring unfused segments, *Spine*, 21(5), 549–555, 1996.
- [44] Frymoyer JW, Hanley EN, Jr., Howe J, et al., A comparison of radiographic findings in fusion and nonfusion patients ten or more years following lumbar disc surgery, *Spine*, 4(5), 435–440, 1979.
- [45] Axelsson P, Johnsson R, Stromqvist B., The spondylolytic vertebra and its adjacent segment. Mobility measured before and after posterolateral fusion, *Spine*, 22(4), 414–417, 1997.

- [46] Weinhoffer SL, Guyer RD, Herbert M, et al., Intradiscal pressure measurements above an instrumented fusion. A cadaveric study, *Spine*, 20(5), 526–531, 1995.
- [47] Cunningham BW, Kotani Y, McNulty PS, et al., The effect of spinal destabilization and instrumentation on lumbar intradiscal pressure: an in vitro biomechanical analysis, *Spine*, 22(22), 2655–2663, 1997.
- [48] Van Horn JR, Bohnen LM., The development of discopathy in lumbar discs adjacent to a lumbar anterior interbody spondylodesis. A retrospective matched-pair study with a postoperative follow-up of 16 years, *Acta Orthop Belg*, 58(3), 280–286, 1992.
- [49] Penta M, Sandhu A, Fraser RD., Magnetic resonance imaging assessment of disc degeneration 10 years after anterior lumbar interbody fusion, *Spine*, 20(6), 743–747, 1995.
- [50] Hans-Joachim Wilke, Annette Kettler, Karl Howard Wenger, and Lutz Eberhardt Claes, Anatomy of the Sheep Spine and Its Comparison to the Human Spine, *THE ANATOMICAL RECORD*, 247(4), 542–555, 1997.
- [51] Mahmoud Mageed, Dagmar Berner, Henriette Jülke, Christian Hohaus, Walter Brehm, Kerstin Gerlach, Is sheep lumbar spine a suitable alternative model for human spinal researches? Morphometrical comparison study, *Lab Anim Res*, 29(4), 183-189, 2013.
- [52] N E Easley, M Wang, L M McGrady, and J M Toth, Biomechanical and radiographic evaluation of an ovine model for the human lumbar spine, *J. Engineering in Medicine*, 222(6), 915-922, 2008.
- [53] Wilke HJ, Kettler A, Claes LE., Are sheep spines a valid biomechanical model for human spines?, *Spine (Phila Pa 1976)*, 22(20), 2365-2374, 1997.
- [54] Hong Chen, Yann Philippe Charles, Ioan Bogorin, and Jean-Paul Steib, Influence of 2 Different Dynamic Stabilization Systems on Sagittal Spinopelvic Alignment, *J Spinal Disord Tech*, 24(1), 37–43, 2011.
- [55] J. Cabello, J. M. Cavanilles-Walker, M. Iborra, M. T. Ubierna, A. Covaro, J. Roca, The protective role of dynamic stabilization on the adjacent disc to a rigid instrumented level. An in vitro biomechanical analysis, *Arch Orthop Trauma Surg*, 133(4), 443–448, 2013.

- [56] Zhonghai Li, Fengning Li, Shunzhi Yu, Hui Ma, Zhaohui Chen, Hailong Zhang, Qiang Fu, Two-year follow-up results of the Isobar TTL Semi-Rigid Rod System for the treatment of lumbar degenerative disease, *Journal of Clinical Neuroscience*, 20(3), 394–399, 2013.
- [57] Stoll TM, Dubois G, Schwarzenbach O., The dynamic neutralization system for the spine: a multi-center study of a novel non-fusion system, *Eur Spine J*, 11(2), 170–178, 2002.
- [58] Di Silvestre M, Lolli F, Bakaloudis G, et al., Dynamic stabilization for degenerative lumbar scoliosis in elderly patients, *Spine (Phila Pa 1976)*, 35(2), 227–234, 2010.
- [59] Reyes-Sanchez A, Zarate-Kalfopulos B, Ramirez-Mora I, et al., Posterior dynamic stabilization of the lumbar spine with the Accuflex rod system as a stand-alone device. Experience in 20 patients with 2-year follow-up, *Eur Spine J*, 19(12), 2164–2170, 2010.
- [60] Mandigo CE, Sampath P, Kaiser MG., Posterior dynamic stabilization of the lumbar spine: pedicle based stabilization with the AccuFlex rod system, *Neurosurg Focus*, 22(1), E9, 2007.
- [61] Meyers K, Tauber M, Sudin Y, et al., Use of instrumented pedicle screws to evaluate load sharing in posterior dynamic stabilization systems, *Spine J*, 8(6), 926–932, 2008.
- [62] Schnake KJ, Schaeren S, Jeanneret B., Dynamic stabilization in addition to decompression for lumbar spinal stenosis with degenerative spondylolisthesis, *Spine (Phila Pa 1976)*, 31(4), 442–449, 2006.
- [63] C. Schilling, S. Krüger, T. M. Grupp, G. N. Duda, W. Blömer, A. Rohlmann, The effect of design parameters of dynamic pedicle screw systems on kinematics and load bearing: an in vitro study, *Eur Spine J*, 20(2), 297–307, 2011.
- [64] Daniel J. Cook, Matthew S. Yeager, and Boyle C. Cheng, Interpedicular Travel in the Evaluation of Spinal Implants An Application in Posterior Dynamic Stabilization, *Spine*, 37(11), 923–931, 2012.
- [65] George Sapkas, Andreas F. Mavrogenis, Konstantinos A. Starantzis, Konstantinos Soultanis, Zinon T. Kokkalis, Panayiotis J. Papagelopoulos,

- Outcome of a Dynamic Neutralization System for the Spine, *Orthopedics*, 35(10), 1497-1502, 2012.
- [66] Yuichiro Morishita, Hideki Ohta, Masatoshi Nait, Yoshiyuki Matsumoto, George Huang, Masato Tatsumi, Yoshiharu Takemitsu, Hirotaka Kida, Kinematic evaluation of the adjacent segments after lumbar instrumented surgery: a comparison between rigid fusion and dynamic non-fusion stabilization, *Eur Spine J*, 20(9), 1480–1485, 2011.
- [67] Dieter Grob, Arnaldo Benini, Astrid Junge, and Anne F. Mannion, Clinical Experience With the Dynesys Semirigid Fixation System for the Lumbar Spine Surgical and Patient Oriented Outcome in 50 Cases After an Average of 2 Years, *Spine*, 30(3), 324–331, 2005.
- [68] Fabio Galbusera, Chiara Maria Bellini, Federica Anasettia, Cristina Ciavarroa, Alessio Lovia, Marco Brayda-Brunoa, Rigid and flexible spinal stabilization devices: A biomechanical comparison, *Medical Engineering & Physics*, 33(4), 490–496, 2011.
- [69] Li-Yu Fay, Jau-Ching Wu, Tzu-Yun Tsai, Ching-Lan Wu, Wen-Cheng Huang, Henrich Cheng, Dynamic stabilization for degenerative spondylolisthesis: Evaluation of radiographic and clinical outcomes, *Clinical Neurology and Neurosurgery*, 115(5), 535–541, 2013.
- [70] W. Schmoelz, J. F. Huber, T. Nydegger, L. Claes, H. J. Wilke, Influence of a dynamic stabilisation system on load bearing of a bridged disc: an in vitro study of intradiscal pressure, *Eur Spine J*, 15(8), 1276–1285, 2006.
- [71] Panagiotis Korovessis, Zisis Papazisis, Georgios Koureas, and Elias Lambiris, Rigid, Semirigid Versus Dynamic Instrumentation for Degenerative Lumbar Spinal Stenosis A Correlative Radiological and Clinical Analysis of Short-Term Results, *Spine*, 29(7), 735–742, 2004.
- [72] ASTM F1717-14, Standard Test Methods for Spinal Implant Constructs in a Vertebrectomy Model, ASTM International, West Conshohocken, PA, 2014.
- [73] Musculoskeletal Basic Science and Research Book, Editor: Feza Korkusuz, Chapter 5: Mechanical Testing Standards of Orthopedic Implants, *Springer*, 2015 (Basım aşamasında).

- [74] Panjabi MM, Hoffman H, Kato Y, Cholewicki J., Superiority of incremental trauma approach in experimental burst fracture studies, *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 15(2), 73-78, 2000.
- [75] Patricia M. Kallemeier, Brian P. Beaubien, Glenn R. Buttermann, David J. Polga, and Kirkham B. Wood, In Vitro Analysis of Anterior and Posterior Fixation in an Experimental Unstable Burst Fracture Model, *J Spinal Disord Tech*, 21(3), 216–224, 2008.
- [76] Wilcox RK, Boerger TO, Hall RM, Barton DC, Limb D, Dickson RA., Measurement of canal occlusion during the thoracolumbar burst fracture process, *J Biomech*, 35(3), 381-384, 2002.
- [77] Sami M. Tarsuslugil, Rochelle M. O’Hara, Nicholas J. Dunne, Fraser J. Buchanan, John F. Orr, David C. Barton, Ruth K. Wilcox, Development of calcium phosphate cement for the augmentation of traumatically fractured porcine specimens using vertebroplasty, *Journal of Biomechanics*, 46(4), 711–715, 2013.
- [78] 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*, 11(5), 447-451, 2011.
- [79] Hua-Zi Xu, Xiang-Yang Wang, Yong-Long Chi, Qing-An Zhu, Yan Lin, Qi-Shan Huang, Li-Yang Dai, Biomechanical evaluation of a dynamic pedicle screw fixation device, *Clinical Biomechanics*, 21(4), 330–336, 2006.
- [80] Bruno C.R. Lazaro, Phillip M. Reyes, Anna G.U.S. Newcomb, Ali S. Yaqoobi, Leonardo B.C. Brasiliense, Volker K.H. Sonntag, Neil R. Crawford, Biomechanics of Dynamic Rod Segments for Achieving Transitional Stiffness With Lumbosacral Fusion, *Neurosurgery*, 73(3), 517–527, 2013.
- [81] Matthew F. Gornet, Frank W. Chan, John C. Coleman, Brian Murrell, Russ P. Nockels, Brett A. Taylor, Todd H. Lanman, Jorge A. Ochoa, Biomechanical Assessment of a PEEK Rod System for Semi-Rigid Fixation of Lumbar Fusion Constructs, *Journal of Biomechanical Engineering*, 133(8), 081009, 2011.

- [82] Patrick Strube, Stephan Tohtz, Eike Hoff, Christian Gross, Carsten Perka, Michael Putzier, Dynamic stabilization adjacent to single-level fusion: Part I. Biomechanical effects on lumbar spinal motion, *Eur Spine J*, 19(12), 2171–2180, 2010.
- [83] Sophia N. Sangiorgio, Hormoz Sheikh, Sean L. Borkowski, Larry Khoo, Christopher R. Warren, and Edward Ebramzadeh, Comparison of Three Posterior Dynamic Stabilization Devices, *Spine*, 36(19), 1251–1258, 2011.
- [84] Boyle C. Cheng, PhD, Jeff Gordon, MS, Joseph Cheng, MD, and William C. Welch, Immediate Biomechanical Effects of Lumbar Posterior Dynamic Stabilization Above a Circumferential Fusion, *Spine*, 32(23), 2551–2557, 2007.
- [85] Yasuhara T, Takahashi Y, Kumamoto S, Nakahara M, Yoneda K, Niimura T, Tanoue T, Kusumegi A, Sennari T, Hijikata Y, Manabe H, Miyoshi Y, Date I, Ogawa K, Nishida K., Proximal vertebral body fracture after 4-level fusion using L1 as the upper instrumented vertebra for lumbar degenerative disease: report of 2 cases with literature review, *Acta Med Okayama*, 67(3), 197-202, 2013.
- [86] Ha KY, Kwon SE, Kim KW, Oh IS, Lee YM., Vertebral compression fracture in the middle of fused segments without a history of injury: a case report, *Spine (Phila Pa 1976)*, 35(4), 137-139, 2010.

ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler

Soyadı, adı: ÖZKAYA, Mustafa

Uyruğu: T.C.

Doğum tarihi ve yeri: 21.06.1990 Konya

Medeni hali: Bekar

Telefon: 0 (554) 428 32 85

e-mail: zkymustafa@gmail.com

Eğitim

Derece	Eğitim Birimi	Mezuniyet tarihi
Y.Lisans	TOBB ETÜ	Makine Müh. 2015
Lisans	TOBB ETÜ	Makine Müh. 2013

İş Deneyimi

Yıl	Yer	Görev
2013-2015	TOBB ETÜ	Burslu YL Öğrencisi

Yabancı Dil

İngilizce

Yayınlar

Kitap Bölümleri

Musculoskeletal Basic Science and Research Book, Editor: Feza Korkusuz, Chapter 5: Mechanical Testing Standards of Orthopedic Implants, Springer, 2015 (Basım aşamasında).

Omurga ve Omurilik Tümörleri (in Turkish), Editors: Sedat Dalbayrak, Erkan Kaptanoğlu, Serkan Şimşek, Özkan Ateş and Ali Dalgıç, Chapter 6: Spinal Tümör Tutulumunda Biyomekanik, TND, 2014.

Uluslararası Hakemli Dergilerde Yayınlanan Makaleler (Indexed by SCI and/or SCI-E)

Engin Çetin, Mustafa Özkaya, Ümit Özgür Güler, Emre Acaroğlu, and Teyfik Demir, Evaluation of the Effect of Fixation Angle between Polyaxial Pedicle Screw Head and Rod on the Failure of Screw-Rod Connection, Applied Bionics and Biomechanics, Volume 2015 (2015), 1-9, Article ID 150649,

Ulusal Konferans Bildirileri

Engin Çetin, Ümit Özgür Güler, Onur Yaman, Mustafa Özkaya, Teyfik Demir, Emre Acaroğlu, Pedikül vidasi baş-gövde fiksasyon açısının pedikül vidasi stabilitesine etkileri: in vitro biyomekanik çalışma, 24. Ulusal Türk Ortopedi ve Travmatoloji Kongresi, Antalya, TÜRKİYE, 12-16 Kasım 2014.