

**T.C.
YILDIZ TEKNİK ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**LOMBER OMURGADA ANİ DÖNME MERKEZİ VE DEĞİŞİMİNİN
BİYOMEKANİK ETKİLERİ**

YUNUS ALAPAN

**YÜKSEK LİSANS TEZİ
MAKİNE MÜHENDİSLİĞİ ANABİLİM DALI
KONSTRÜKSİYON PROGRAMI**

**DANIŞMAN
PROF. DR. RAHİMİ GÜÇLÜ**

İSTANBUL, 2012

T.C.
YILDIZ TEKNİK ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

LOMBER OMURGADA ANİ DÖNME MERKEZİ VE DEĞİŞİMİNİN
BİYOMEKANİK ETKİLERİ

Yunus ALAPAN tarafından hazırlanan tez çalışması 19.11.2012 tarihinde aşağıdaki jüri tarafından Yıldız Teknik Üniversitesi Fen Bilimleri Makine Mühendisliği Anabilim Dalı'nda **YÜKSEK LİSANS TEZİ** olarak kabul edilmiştir.

Tez Danışmanı

Prof. Dr. Rahmi GÜÇLÜ
Yıldız Teknik Üniversitesi

Jüri Üyeleri

Prof. Dr. Rahmi Güçlü
Yıldız Teknik Üniversitesi

Yrd. Doç. Dr. Cihan DEMİR
Yıldız Teknik Üniversitesi

Yrd. Doç. Dr. Erhan AKDOĞAN
Yıldız Teknik Üniversitesi

ÖNSÖZ

Biyomekanik, temel olarak mekanik prensiplerin biyolojik yapılardaki etkisinin araştırılmasını amaç edinen, hücre içindeki organeller arasındaki mekanik etkileşimlerden, yapay kalp kapakçığının mekanik özelliklerinin karakterizasyonuna veya bütün vücudun darbe etkisindeki yaralanma ihtimalinin araştırılmasına kadar, mikro düzeyden makro düzeye, çok geniş bir alanı kapsamaktadır. Omurga biyomekaniği de biyomekaniğin geniş sahası içinde önemli bir yer tutmaktadır. Dünyada yarım asırdan daha uzun bir süre önce başlayan omurga biyomekaniği alanındaki çalışmalar günümüzde ileri düzeylere ulaşmış olmasına rağmen ülkemiz için halen yeni bir alan sayılmaktadır. Bu sebeple, bu tezin ülkemizdeki omurga biyomekaniği alanında yapılacak çalışmalara ve özellikle bu alandaki Türkçe literatüre katkı sağlaması en büyük temennimdir.

Hiçbir konuda yardımını esirgemeyen saygıdeğer hocam, tez danışmanım Prof. Dr. Rahmi GÜÇLÜ'ye teşekkürlerimi borç bilirim.

Sadece akademik hayatta değil, yaşamın bütün yönlerinde örnek aldığım ve benden hiçbir alanda yardımlarını eksik etmeyen saygıdeğer hocalarım Yrd. Doç. Dr. Cihan DEMİR ve Yrd. Doç. Dr. Semih SEZER'e teşekkür ederim.

Omurga biyomekaniği konusuna başlamamda ve bu tezin hazırlanmasındaki büyük katkılarından dolayı Yrd. Doç. Dr. Serkan İNCEOĞLU'na teşekkür ederim.

Aileme, Yıldız Teknik Üniversite'si Makine Teorisi, Sistem Dinamiği ve Kontrol Anabilim Dalı'ndaki araştırma görevlisi arkadaşlarıma ve bir ömürlük kadim dostum Ebu Bekir ÇANTI'ya sonsuz şükranlarımı sunarım.

Kasım, 2012

Yunus Alapan

İÇİNDEKİLER

	Sayfa
SİMGE LİSTESİ	vii
KISALTMA LİSTESİ	viii
ŞEKİL LİSTESİ.....	ix
ÇİZELGE LİSTESİ	xi
ÖZET.....	xii
ABSTRACT	xiv
BÖLÜM 1	
GİRİŞ.....	1
1.1 Spinal Anatomi.....	1
1.1.1 Anatomik Düzlem ve Yönler	2
1.1.2 Vertebra Anatomisi	3
1.1.3 İntervertebral Disk Anatomisi	6
1.1.4 Ligamanların Anatomisi	7
1.2 Spinal Bozukluklar	8
1.2.1 Osteoporoz Bozukluğu	8
1.2.2 Osteofit Bozukluğu	9
1.2.3 Disk Dejenerasyonu	10
1.2.4 İntervertebral Disk Hernisi	11
1.3 Spinal Biyomekanik	11
1.3.1 Hareket Yönleri	11
1.3.2 Hareket Miktarı, Nötr ve Elastik Bölge	13
1.3.3 Yükleme Protokolleri	14
1.3.4 Ani Dönme Merkezi	14
1.4 Tezin Amacı	16
BÖLÜM 2	

LİTERATÜR TARAMASI: OMURGANIN SONLU ELEMANLAR YÖNTEMİYLE MODELLENMESİ	17
2.1 Giriş	17
2.2 Üç Boyutlu Tersine ve Yapısal Modelleme	19
2.3 Malzeme Tanımlamaları	21
2.3.1 Vertebralar, Son Plaklar ve Faset Kartilajları	21
2.3.2 İntervertebral Disk: Anulus Fibrozus ve Nucleus Pulposus	23
2.3.3 Ligamanlar	25
2.4 Artiküler Faset Eklemler.....	25
2.5 Yükleme ve Sınır Koşulları.....	27
2.6 Biyomekanik Uygulamalar	28
2.6.1 Disk Dejenerasyonu ve Osteoporoz	29
2.6.2 Omurga İmplantasyonu.....	31
2.7 Değerlendirme	35

BÖLÜM 3

DEJENERE SPİNAL ÜNİTEDE ANİ DÖNME MERKEZİ	36
3.1 Giriş	36
3.2 Malzeme ve Metotlar	37
3.2.1 Normal Model.....	37
3.2.2 Dejenere Modeller	40
3.2.3 Yükleme ve Sınır Koşulları.....	41
3.2.4 Veri Analizi	41
3.3 Sonuçlar	42
3.3.1 Doğrulama	42
3.3.2 Ani Dönme Merkezi	44
3.4 Tartışma	48
3.4.1 Ani Dönme Merkezi ve Disk Dejenerasyonu	48
3.4.2 Modelin Doğrulanması	50
3.4.3 Sınırlamalar	51
3.4.4 Değerlendirme	52

BÖLÜM 4

LOMBER OMURGADA LİGAMAN HASARININ ANİ DÖNME MERKEZİ ÜZERİNDEKİ ETKİSİ	53
4.1 Giriş	53
4.2 Malzeme ve Metotlar	54
4.2.1 Ligaman Hasarlı Modeller.....	56
4.2.2 Yükleme ve Sınır Koşulları.....	56
4.2.3 Veri Analizi	57
4.3 Sonuçlar	57
4.3.1 Hareket Miktarı ve Gerilme Analizi	57
4.3.2 Ani Dönme Merkezi Analizi	60
4.4 Tartışma	64
4.4.1 Ani Dönme Merkezi ve Ligaman Hasarı.....	64

4.4.2	Nicelik Analizi.....	66
4.4.3	Değerlendirme.....	67

BÖLÜM 5

SONUÇ VE ÖNERİLER	68
KAYNAKLAR.....	70
ÖZGEÇMİŞ.....	83

SİMGE LİSTESİ

E	Elastisite Modülü
G	Kayma Modülü
ν	Poison Oranı
k_x	Radyal Geçirgenlik Sabiti
k_y	Radyal Geçirgenlik Sabiti
k_z	Eksenel Geçirgenlik Sabiti
c_1	Mooney-Rivlin Malzeme Modeli Sabiti
c_2	Mooney-Rivlin Malzeme Modeli Sabiti
c_{10}	Neo-Hookean Malzeme Modeli Sabiti
D_1	Neo-Hookean Malzeme Modeli Sabiti
K	Hacim Sabiti
k_0	Geçirgenlik Sabiti

KISALTMA LİSTESİ

ALL	Anterior Longitudinal Ligaman
PLL	Posterior Longitudinal Ligaman
TL	Transvers Ligaman
KL	Kapsüler Ligaman
LF	Ligamentum Flavum
İSL	İnterspinöz Ligaman
SSL	Supraspinöz Ligaman
SEM	Sonlu Elemanlar Metodu
BT	Bilgisayarlı Tomografi
MR	Manyetik Rezonans
D.D.	Disk Dejenerasyonu

ŞEKİL LİSTESİ

	Sayfa
Şekil 1.1	Spinal kolonun önden, yandan ve arkadan görünüşü 2
Şekil 1.2	Anatomik düzlemler 3
Şekil 1.3	Trabeküler kemiğin yapısı 4
Şekil 1.4	Vertebra anatomisi 5
Şekil 1.5	Fonksiyonel spinal ünite 6
Şekil 1.6	İntervertebral disk yapısı 7
Şekil 1.7	Omurga ünitesinde bulunan ligamanlar 8
Şekil 1.8	Normal (solda) ve osteoporotik (sağda) vertebra 9
Şekil 1.9	Lomber omurgadaki çeşitli seviyelerde oluşan osteofitler 9
Şekil 1.10	Diskin sağlıklı durumdan ağır dejenerasyona dönüşüm kademeleri 10
Şekil 1.11	İntervertebral disk hernisi 11
Şekil 1.12	Fonksiyonel omurga ünitesinin temel hareket yönleri 12
Şekil 1.13	Fonksiyonel omurga ünitesinin tipik yük-yer değiştirme eğrisi 13
Şekil 1.14	Deneyisel incelemelerde farklı durumların omurga biyomekaniği üzerindeki etkisini araştırmak için uygulanan katılık (solda) ve esneklik (sağda) protokollerinin tipik yük-yer değiştirme eğrileri 14
Şekil 1.15	Sağlıklı (A) ve yapay disk takılmış (B) omurgada ani dönme merkezi 15
Şekil 1.16	Ani dönme merkezine olan uzaklıkların hareket üzerindeki etkileri 16
Şekil 2.1	Soldan sağa sırayla; kadavra, hayvan ve sentetik omurga modelleri 18
Şekil 2.2	Bilgisayarlı tomografi görüntüsü (a) ve bu görüntüden üç boyutlu tersine modellemeyle elde edilen rekonstrüksiyon (b) 19
Şekil 2.3	Lomber bölgenin sonlu elemanlar modeli 21
Şekil 2.4	Takipçi yükleme tekniği 28
Şekil 2.5	Rohlmann vd.'nin modellediği sağlıklı (sol) ve ağır dejenere (sağ) lomber ünitesi 30
Şekil 2.6	L3-4 seviyesindeki yapay disk implantının modellenmesi 33
Şekil 2.7	Zander vd.'nin modellediği füzyon, rijit fiksator ve dinamik implant uygulaması 34
Şekil 3.1	Bilgisayarlı tomografi görüntülerinden üç boyutlu tersine modelleme ve katı modelleme aşamalarına geçiş 38
Şekil 3.2	Sağlıklı (sol üst) ve orta seviye dejenere (sağ üst) model, sağlıklı modelin kesit görünüşü (sol alt) ve intervertebral disk yapısı (sağ alt) 38
Şekil 3.3	Mevcut çalışmanın sonuçlarının önceki çalışmalarla karşılaştırılması 42
Şekil 3.4	Sağlıklı ve iki seviye dejenere model için hareket miktarı değerleri 43

Şekil 3.5	Sagittal düzlemdeki hareketlerde sağlıklı ve dejenere modellerin yük-hareket miktarı eğrisi	43
Şekil 3.6	Ani dönme merkezinin her kademe yük ve dejenerasyon için fleksiyondaki değişimi	45
Şekil 3.7	Ani dönme merkezinin her kademe yük ve dejenerasyon için ekstensiyondaki değişimi	45
Şekil 3.8	Ani dönme merkezinin her kademe yük ve dejenerasyon için sağ yanal eğilmedeki değişimi	47
Şekil 3.9	Ani dönme merkezinin her kademe yük ve dejenerasyon için sol aksel rotasyondaki değişimi	47
Şekil 4.1	Oluşturulan L4-5 omurga modelinin kesit (sol), disk yapısı (sağ alt) ve tam (sol üst) görüntüsü ile yükleme ve sınır şartları.....	55
Şekil 4.2	Mevcut çalışmanın sonuçlarının önceki çalışmalarla karşılaştırılması.....	58
Şekil 4.3	Posteriodan anteriora doğru sırayla simule edilen ligaman hasarıyla hareket miktarının değişimi	59
Şekil 4.4	Ani dönme merkezinin ortalama konumunun ligaman hasarıyla fleksiyondaki değişimi	61
Şekil 4.5	Ani dönme merkezinin ortalama konumunun ligaman hasarıyla ekstensiyondaki değişimi	61
Şekil 4.6	Ani dönme merkezinin ortalama konumunun ligaman hasarıyla sağ yanal eğilmedeki değişimi	63
Şekil 4.7	Ani dönme merkezinin ortalama konumunun ligaman hasarıyla sol aksel rotasyondaki değişimi	63

ÇİZELGE LİSTESİ

	Sayfa
Çizelge 2.1	Literatürde kortikal kemik için kullanılan malzeme özellikleri 22
Çizelge 2.2	Literatürde trabeküler kemik için kullanılan malzeme özellikleri 22
Çizelge 2.3	Literatürde posterior kemiksi elemanlar için kullanılan malzeme özellikleri 22
Çizelge 2.4	Literatürde son plaklar için kullanılan malzeme özellikleri 22
Çizelge 2.5	Literatürde faset kartilaj katmanlar için kullanılan malzeme özellikleri . 22
Çizelge 2.6	Literatürde nucleus pulposus için kullanılan malzeme özellikleri..... 23
Çizelge 2.7	Literatürde anulus temel matris için kullanılan malzeme özellikleri 24
Çizelge 2.8	Literatürde anulus lifler için kullanılan malzeme özellikleri..... 24
Çizelge 2.9	Literatürde ligamanlar için kullanılan malzeme özellikleri..... 25
Çizelge 3.1	Modelin oluşturulmasında kullanılan malzeme özellikleri..... 40
Çizelge 3.2	Farklı yükleme ve dejenerasyon koşulları için ortalama faset kuvvetleri ve maksimum anulus gerilmeleri 44
Çizelge 3.3	Farklı dejenerasyon seviyelerinde sagittal düzlemdeki hareketler için bulunan ani dönme merkezi değerleri 46
Çizelge 3.4	Farklı dejenerasyon seviyelerinde yanal eğişme ve eksenel rotasyon için bulunan ani dönme merkezi değerleri 46
Çizelge 4.1	Modelin oluşturulmasında kullanılan malzeme özellikleri..... 56
Çizelge 4.2	Posteriodan anteriora doğru sırayla simule edilen ligaman hasarı için ortalama faset kuvvetleri ve maksimum anulus gerilmeleri..... 60
Çizelge 4.3	Posteriodan anteriora doğru simule edilen ligaman hasarı için elde edilen ani dönme merkezi karakteristikleri..... 62

LOMBER OMURGADA ANİ DÖNME MERKEZİ VE DEĞİŞİMİNİN BİYOMEKANİK ETKİLERİ

Yunus ALAPAN

Makine Mühendisliği Anabilim Dalı

Yüksek Lisans Tezi

Tez Danışmanı: Prof. Dr. Rahmi GÜÇLÜ

Bel ağrısı, soğuk algınlığından sonra en sık karşılaşılan rahatsızlıktır ve dünya nüfusunun %80'inin hayatlarının belirli bir döneminde bel ağrısından şikayetçi olduğu belirlenmiştir. Sağlık açısından önemini yanı sıra, bel ağrısının iş gücü ve ekonomik açıdan etkisi yadsınamaz büyüklükte kayıplara yol açmaktadır. Bu nedenle, omurganın kompleks hareketinin ve çeşitli bozukluklarla ortaya çıkacak değişimlerinin anlaşılması cerrahi ve önleyici tedavi için büyük önem taşımaktadır.

Ani dönme merkezi, omurga hareketinin kalitesini belirleyen en önemli karakteristiklerden biridir. Ani dönme merkezinin spinal rahatsızlıkların teşhisi için kullanılması çok uzun süredir araştırmacılar tarafından incelenmiş de disk dejenerasyonu ve ligaman hasarı sonrası ani dönme merkezindeki değişimleri inceleyen ayrıntılı çalışmalar literatürde mevcut bulunmamaktadır.

Bu çalışmada, L4-5 omurga ünitesinin sonlu elemanlar modeli, bilgisayarlı tomografi görüntülerinden tersine modelleme yapılarak kurulmuştur. Çeşitli spinal yapıların malzeme özellikleri literatürden alınmıştır. Omurga ünitesinin hareket miktarı sonuçları önceki çalışmalarla karşılaştırılarak model doğrulanmıştır. Kurulan modelin disk yüksekliği ve malzeme özellikleri değiştirilerek hafif ve orta seviye disk dejenerasyonu simule edilmiştir. Simule edilen disk dejenerasyonu sonucu ani dönme merkezinin, hareket miktarının, faset yükleri ve maksimum anulus gerilmelerinin değişimi incelenmiştir. Bir sonraki aşamada ligamanlar sırayla modelden çıkarılarak, ligaman

hasarı simule edilmiş ve bu hasar sonucu ani dönme merkezinin, hareket miktarının, faset yükleri ve maksimum anulus gerilmelerinin değişimi incelenmiştir. Bu incelemelerin sonuçları literatürde bulunan benzer çalışmalarla birlikte değerlendirilerek tartışılmıştır.

Çalışmanın sonucunda, diğer etkilerden izole bir şekilde simule edilen hafif ve orta seviye disk dejenerasyonunun, ani dönme merkezi üzerindeki etkisinin kısıtlı olduğu görülmüştür. Bu da göstermektedir ki spinal hareketteki değişiklikler ancak dejenerasyon prosesinin belirli bir aşamasından sonra klinik olarak teşhis edilebilir duruma gelebilir. Bir sonraki aşamadaki gerçekleştirilen inceleme sonucunda, omurga hareketinin niteliğindeki değişim (ani dönme merkezi) ile niceliğindeki değişimin (hareket miktarı) tespiti ve birlikte değerlendirilmesinin; üniteadaki hasarın tipi, ligamanların durumu ve ünitenin yük transferi hakkında daha doğru bilgilerin tespiti açısından önemli olabileceği görülmüştür.

Anahtar Kelimeler: Lomber omurga, ani dönme merkezi, sonlu elemanlar analizi, disk dejenerasyonu, ligaman hasarı

**INSTANTANEOUS CENTER OF ROTATION IN THE LUMBAR SPINE AND
BIOMECHANICAL EFFECTS OF ITS ALTERATION**

Yunus ALAPAN

Department of Mechanical Engineering

MSc. Thesis

Advisor: Prof. Dr. Rahmi GÜÇLÜ

The low back pain is the most common illness after the cold and 80% of world population was affected by it in some part of their lives. Besides the importance of it with respect to the health, effects of the low back pain with respect to the work force and economics cause considerable losses. Thus, understanding the complex motion of the spine and the changes that occur with various deficiencies bears great importance for surgical and preventive treatment.

Instantaneous center of rotation is one of the most important characteristics to determine the quality of spinal motion. Even though researchers have investigated the use of instantaneous center of rotation as a diagnostic tool for so long, there is no comprehensive study that investigated the changes in the instantaneous center of rotation after disc degeneration and ligament failure.

In this study, finite element model of the L4-5 spinal unit was constructed from computed tomography images by using reverse modeling. Material properties of various spinal structures were taken from the literature. The model was validated by comparing the range of motion results of the model and previous studies. Mild and moderate disc degeneration were simulated by changing the disc height and material properties of the constructed model. Change of instantaneous center of rotation, range of motion, facet loads and maximum annulus stresses were investigated after

the simulated disc degeneration. In the next step, ligament failure was simulated by subsequently removing the ligaments from the model and change of instantaneous center of rotation, range of motion, facet loads and maximum annulus stresses were investigated after the simulated ligament failures. The results of these investigations were evaluated along with the previous related studies in the literature and discussed.

In the result of the study, it has been found that isolated early-to-mid stage disc degeneration has a limited influence on the location of the instantaneous center of rotation. This result shows that changes in the spinal motion can reach to a clinically detectable level only after certain point in the degeneration process. In the result of the next investigation, it has been showed that the change in the quality of the motion of the spine (instantaneous center of rotation) adjunct to the change in the quantity (range of motion) could have a diagnostic value revealing more detailed information on the type of the injury, the state of the ligaments, and load transfer and sharing characteristics of the segment.

Keywords: Lumbar spine, instantaneous center of rotation, finite element analysis, disc degeneration, ligament failure

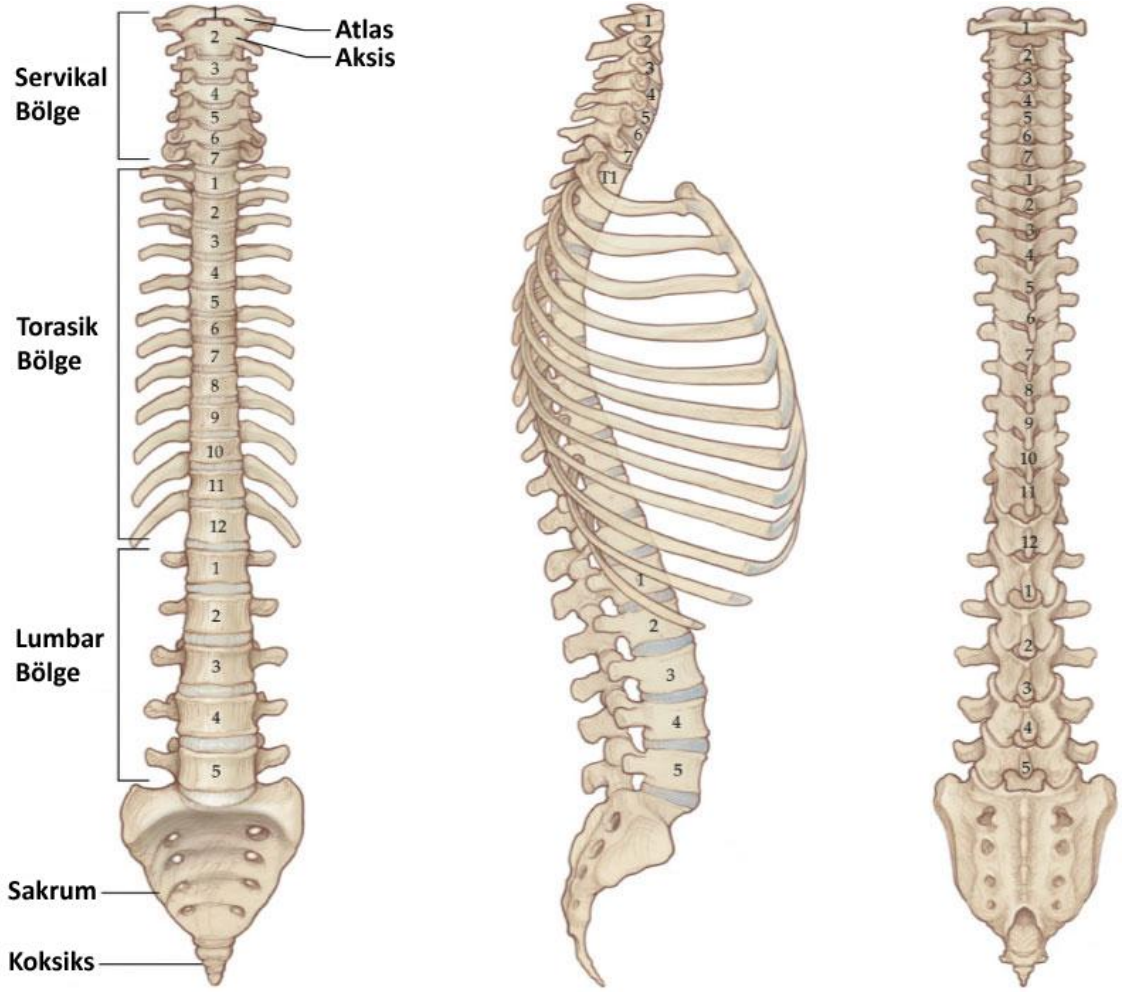
BÖLÜM 1

GİRİŞ

Bu bölümde ilk olarak omurga anatomisi hakkında temel bilgiler verilecektir. Daha sonra, osteoporoz ve disk dejenerasyonu gibi omurga da görülebilecek rahatsızlıkların bazılarında bahsedilecektir. Ardından, omurganın hareket yönleri, hareket miktarı, ani dönme merkezi gibi omurga biyomekaniği hakkında temel bilgiler verilecektir. Son olarak ise konunun önemi ve tezin amacı açıklanacaktır.

1.1 Spinal Anatomi

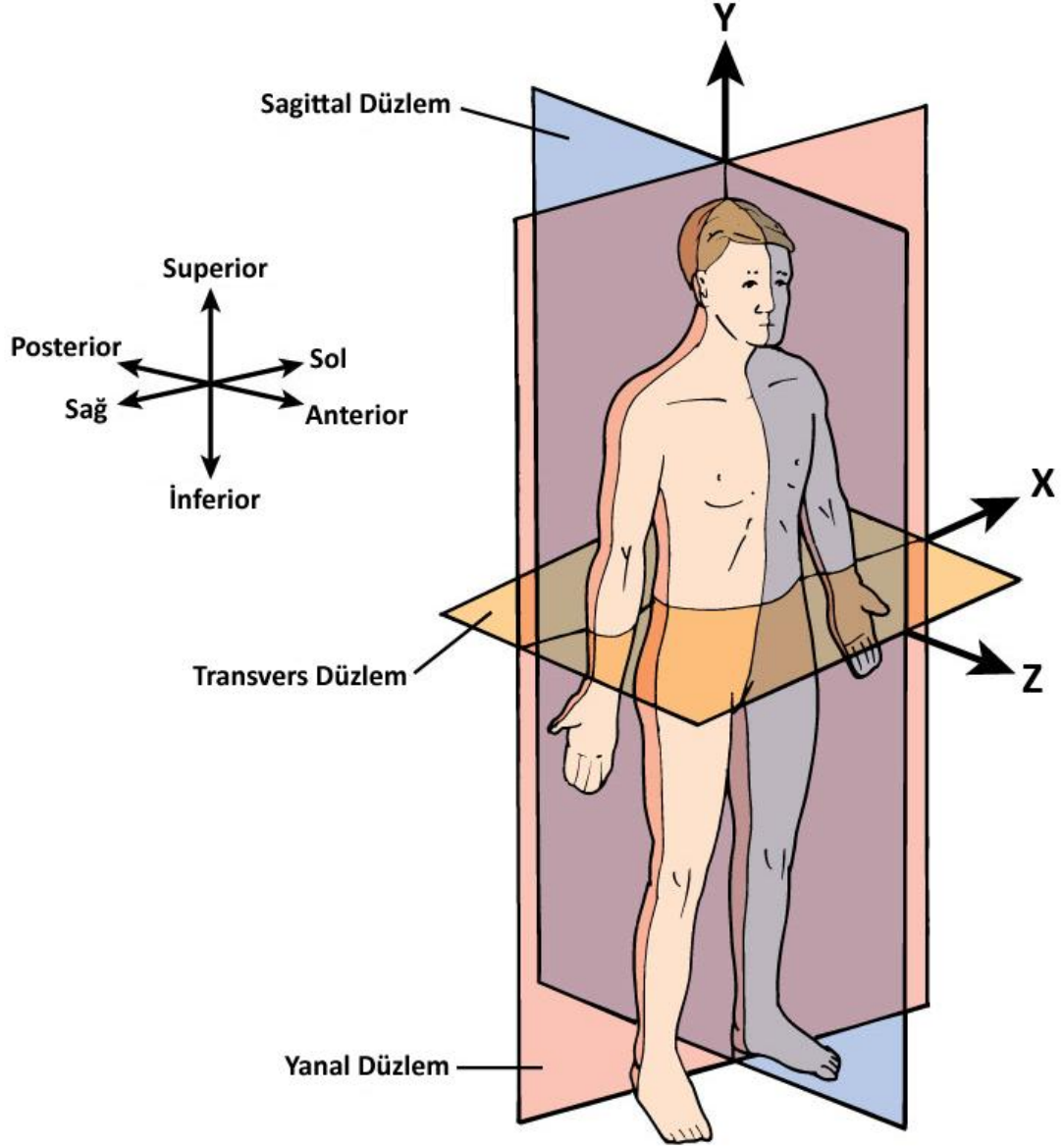
Spinal kolon; 7 servikal, 12 torasik, 5 lomber, 5 birleşik sakral ve 4 birleşik koksiks olmak üzere 33 vertebradan ve bu vertebraları birbirine bağlayan eklemler ve bağ dokulardan oluşmuştur. Spinal kolonun farklı yönlerden görünüşü ve bölgeleri Şekil 1.1'de verilmiştir. Vücut ağırlığını taşımak, vücuda esneklik ve hareket kazandırmak, bağ doku ve kaslar için bağlantı noktası oluşturmak, omurilik, sinir kökleri ve iç organları korumak ve hatta alyuvar hücrelerinin üretimi ve mineral depolama gibi görevler spinal kolonun temel fonksiyonlarını oluşturmaktadır.



Şekil 1.1 Spinal kolonun önden, yandan ve arkadan görünüşü [1]

1.1.1 Anatomik Düzlem ve Yönler

Anatomik yapıların konumunu ve yönünü tanımlamak için birbirine dik üç düzlemden oluşan bir koordinat sistemi tanımlanmıştır. Bu koordinat sistemi sagittal, koronal veya yanal ve transvers veya eksenel düzlemlerden oluşmaktadır. Şekil 1.2’de üç ana düzlem ile birlikte ön/arka, sol/sağ ve yukarı/aşağı yönleri için kullanılan terminoloji görülmektedir.



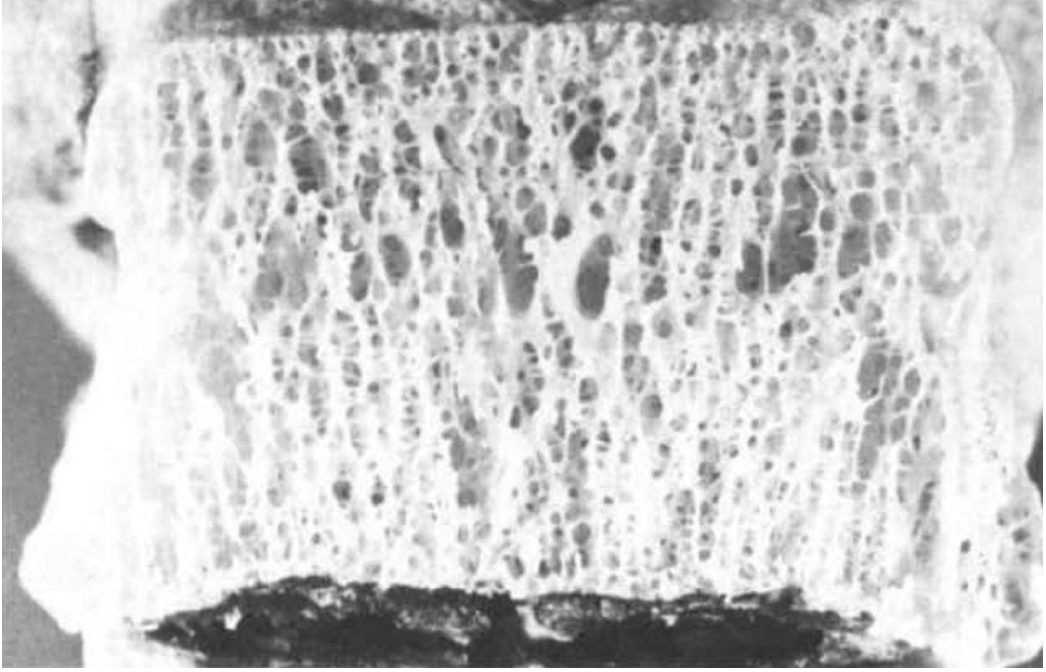
Şekil 1.2 Anatomik düzlemler [2]

1.1.2 Vertebra Anatomisi

Temel tasarım olarak servikal bölgeden lomber bölgeye kadar bütün vertebralar yaklaşık olarak aynı olsalar da, vertebraların büyüklüğü ve ağırlığı ilk servikal vertebradan son lomber vertebraya kadar artış göstermektedir [3]. Bu durum spinal kolondaki vertebraların mekanik yüklere karşı adaptasyonu sonucu ortaya çıkmaktadır.

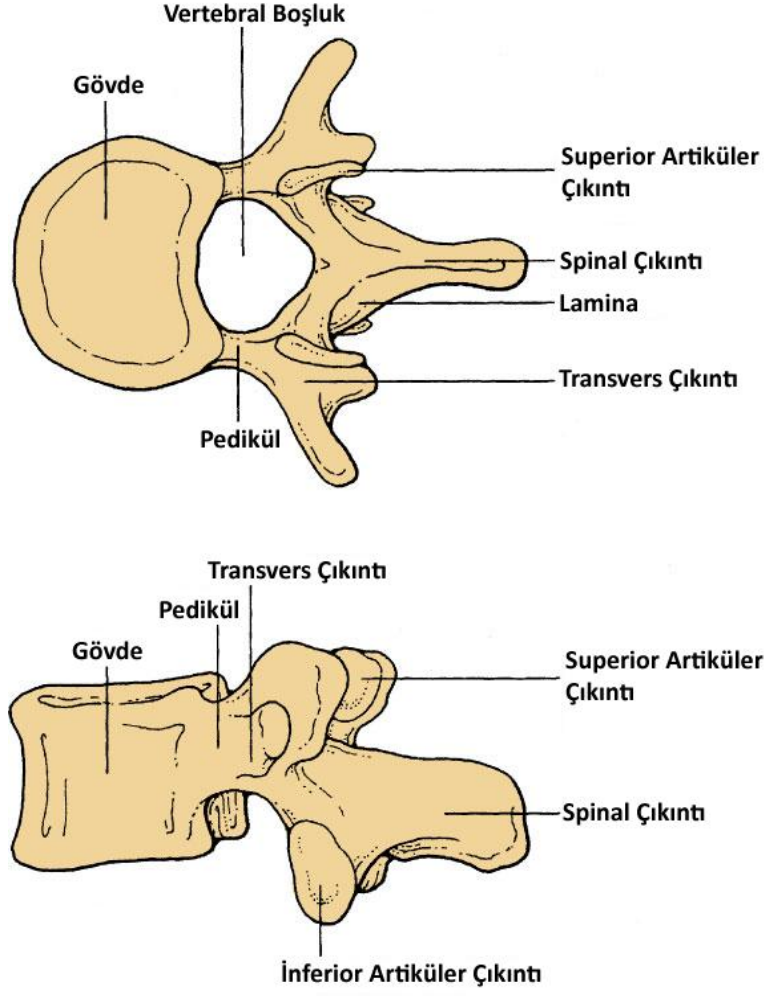
Vertebrayı oluşturan temel iki yapı kortikal ve trabeküler kemiklerdir. Kortikal kemik, kabuk şeklinde trabeküler kemiğini etrafını sarmaktadır ve trabeküler kemiğe göre

daha rijit bir yapıya sahiptir. Trabeküler kemik ise süngerimsi ve gözenekli bir yapıya sahiptir (Şekil 1.3).



Şekil 1.3 Trabeküler kemiğin yapısı [3]

Vertebraların posterior kısmında 2 adet inferior ve 2 adet de superior faset olmak üzere toplam 4 adet faset bulunur. İki vertebranın inferior ve süperior fasetleri bir araya gelmesiyle faset eklemleri oluşur. Yine vertebraların posterior kısmında bulunan pediküller ve transvers çıkıntılar iki vertebra arasında ligaman bağlantı yerlerini oluşturarak kuvvet transferini sağlar ve stabiliteyi artırır. Pediküllerin posterior kısımdaki birleşme yerleri ise lamina olarak adlandırılır (Şekil 1.4).



Şekil 1.4 Vertebra anatomisi [4]

İki vertebra ve aralarında bulunan intervertebral disk ile vertebralar arasındaki ligamanlar birleşerek fonksiyonel spinal üniteyi oluşturmaktadır. Fonksiyonel spinal ünite bütün spinal kolondaki karakteristik özellikleri gösteren en küçük birimdir [3] (Şekil 1.5).



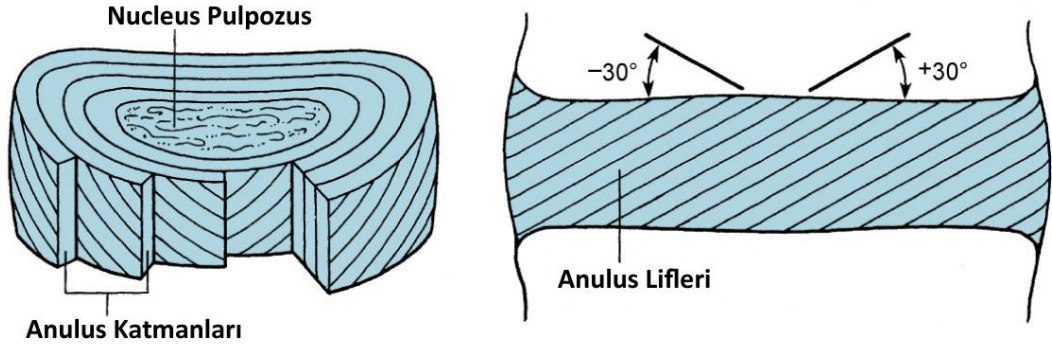
Şekil 1.5 Fonksiyonel spinal ünite [3]

1.1.3 İntervertebral Disk Anatomisi

İntervertebral diskler, inferior ve süperior yönlerde vertebralara kartilajenöz son plaklarla yapıştırlar ve vertebraların arasında eklem görevi görürler. İntervertebral diskleri oluşturan temel iki yapı nucleus pulposus ile anulus fibrozustur.

Nucleus pulposus, diskin merkezinde bulunur ve sıkıştırılmaz viskoz yapısındadır. Darbe şeklindeki yüklemelerde damper görevi görmektedir. İçeriğindeki su miktarı doğumda en yüksek olmakla beraber yaşlılıkla azalmaya başlar. Lomber bölgede nucleus pulposusun disk içinde kapladığı alan %30-50 civarındadır ve yine lomber bölgede nucleus pulposus disk merkezinden hafif posterior konumda bulunmaktadır [3].

Anulus fibrozus ise nucleus pulposusun etrafına kat kat sarılmış lameller şeklinde yapılanmıştır. İçeriğinde bulunan kolajen molekülleri iyi derecede organize olmuş bir lif yapısı oluşturarak, temel anulus matrisiyle birlikte lokal yönlerde güçlendirilmiş kompozit bir yapı ortaya koyar. Bu liflerin açıları dış lamellerden iç lamellere doğru 23-45 derece arasında değişiklik gösterir [5] (Şekil 1.6).

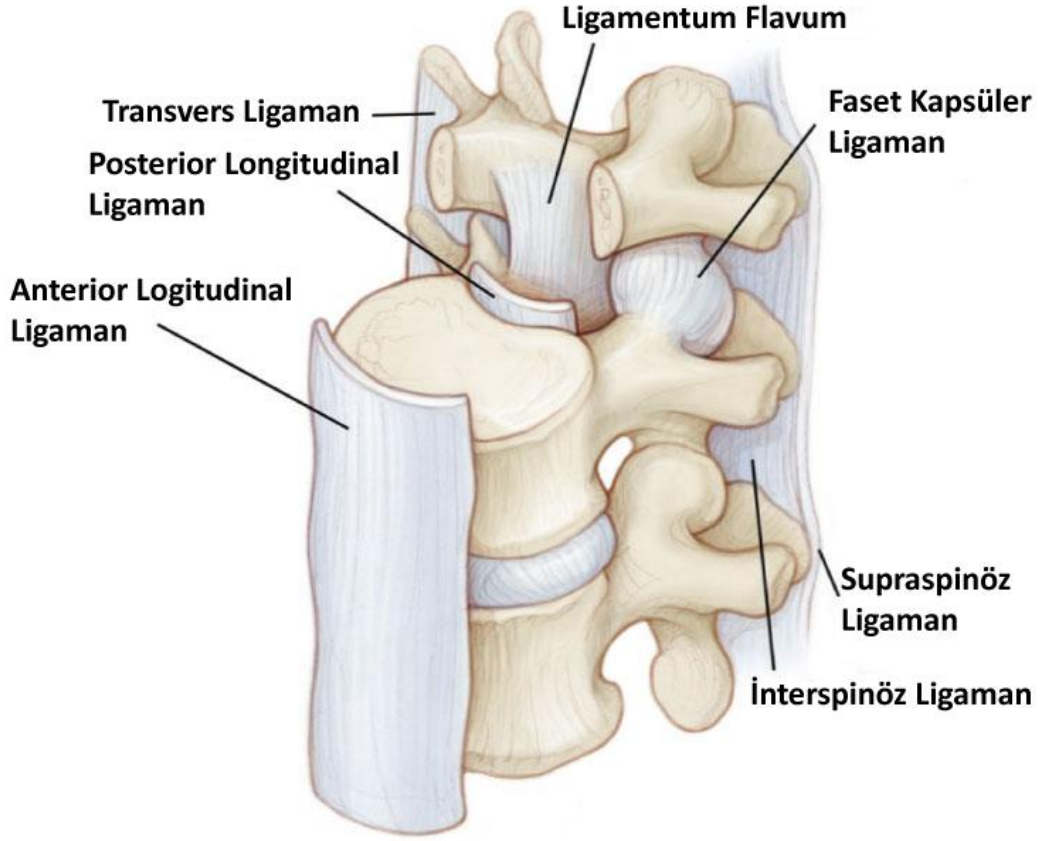


Şekil 1.6 İntervertebral disk yapısı [3]

1.1.4 Ligamanların Anatomisi

Ligamanlar, sadece fiberlerinin yönü doğrultusunda yük taşıyan tek eksenli elemanlardır. Çekme kuvvetlerine karşı koymalarına rağmen basma kuvvetine maruz kaldıklarında bükülürler. Yüksek yer değiştirme durumunda hareketi kısıtlayarak omuriliğe zarar gelmemesini sağlarlar [3].

Omurgada temel olarak yedi çeşit ligaman bulunur. Anterior longitudinal ligaman (ALL) spinal kolon boyunca vertebralara anterior kısımdan yapışarak birbirine bağladığı halde intervertebral disk kısımlarındaki liflerle çok sıkı bir bağlantısı yoktur ve intervertebral disk kısımlarında genişliği azalır. Bunun aksine, posterior longitudinal ligaman (PLL) vertebralara posterior kısımdan yapışarak spinal kolon boyunca uzanır ve intervertebral disk kısmında genişliği artmaktadır. Transvers ligaman (TL) vertebraların transvers çıkıntılarını birbirine bağlamaktadır. Kapsüler ligaman (KL) faset eklemlerinin kenarlarında bulunurlar ve yaklaşık olarak faset düzlemine dik doğrultudadırlar. Ligamentum flavum (LF) komşu vertebraların laminalarını birleştirmektedir. İnterspinöz ligaman (İSL) iki vertebranın spinal çıkıntılarını birleştirmektedir. Supraspinöz ligaman (SSL) ise spinal çıkıntılarının posterior uçlarından vertebraları birbirine bağlamaktadır [3] (Şekil 1.7).

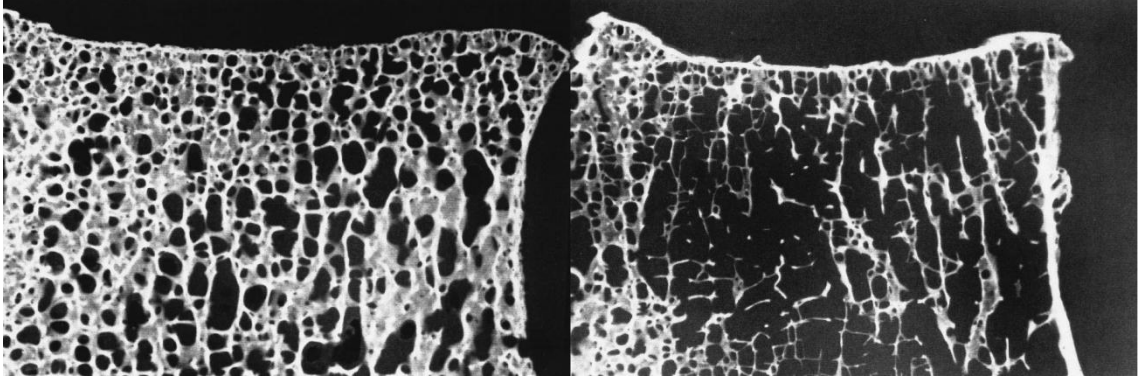


Şekil 1.7 Omurga ünitesinde bulunan ligamanlar [6]

1.2 Spinal Bozukluklar

1.2.1 Osteoporoz Bozukluğu

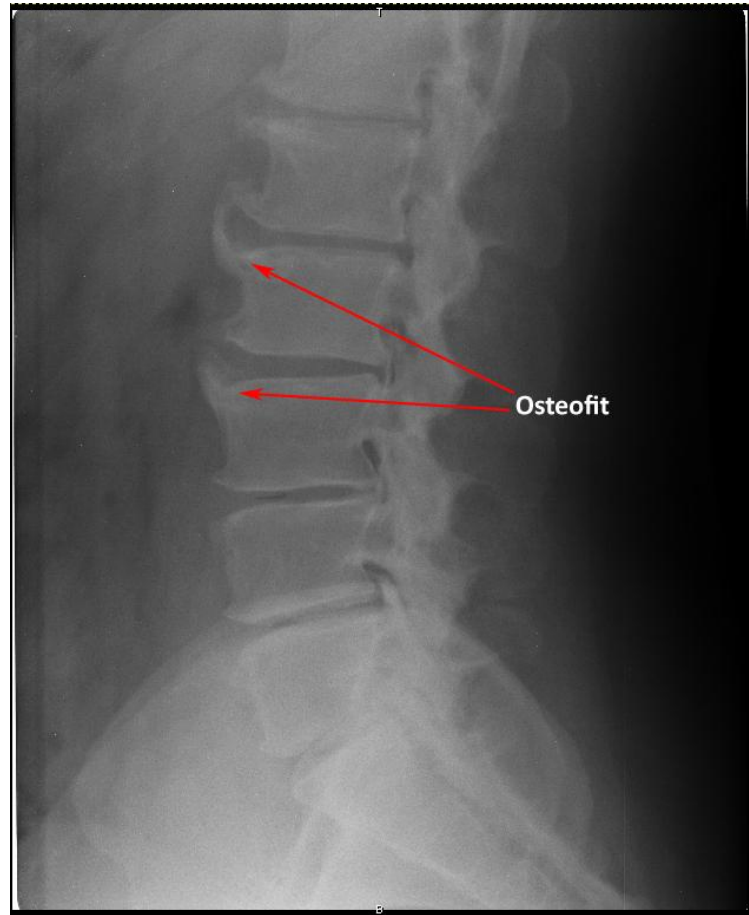
Osteoporoz, trabeküler kemiğin gözenekliliğinin artmasıyla beraber kemik yapısının zayıflamasıdır (Şekil 1.8). Daha çok kadınlarda görülmekle birlikte, 40'lı yaşlarda başlayarak kemik yoğunluğunun erkeklerde %30, kadınlarda ise %50 oranlarına kadar azalmasına sebep olabilir [7]. Kemik yoğunluğunun azalması vertebranın yük taşıma kabiliyetini azaltmakla birlikte vertebral kırıklara yol açmaktadır. Kemik yoğunluğu 0.05 g/cm^3 değerine kadar azalmış olan hastaların vertebral kırılmaya maruz kalma şansı %99'dur [7]. Özellikle ortalama yaşam süresinin artmasıyla beraber osteoporoz vakaları artış göstermiştir.



Şekil 1.8 Normal (solda) ve osteoporotik (sağda) vertebra [8]

1.2.2 Osteofit Bozukluğu

Osteofit, vertebra kenarlarında oluşan kemiksi uzantılardır (Şekil 1.9). Tek başına osteofit ağrıya sebep olmasa da osteoarthritis oluşumunun habercisidir [9]. Erkek ve kadınlarda aynı oranda gözükmesine rağmen ağır fiziksel aktiviteye bağlı olarak görülme sıklığının arttığına yönelik bulgular mevcuttur [9]. Bunun yanında osteofit vertebranın yanı sıra faset eklemlerde de görülebilmektedir [10], [11].

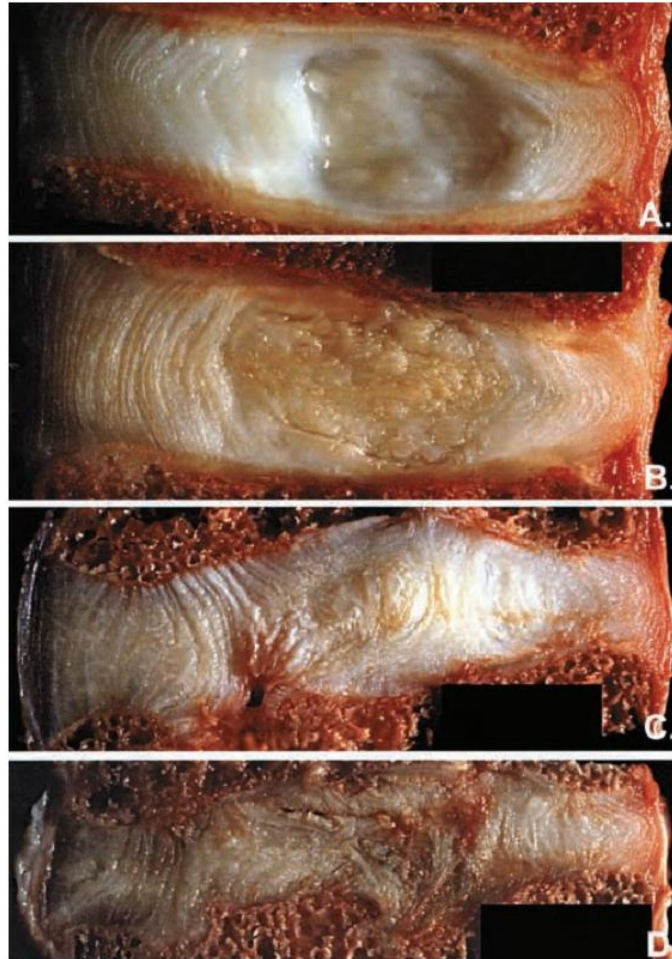


Şekil 1.9 Lomber omurgadaki çeşitli seviyelerde oluşan osteofitler [12]

1.2.3 Disk Dejenerasyonu

Disk dejenerasyonun bir çok sebebi olmasına rağmen, dejenerasyon temel olarak hücreler arası matrisi üreten hücresel aktivitenin azalması veya durmasıyla oluşur [13]. Dejenere olmuş nucleus pulposusun içeriğindeki sıvı oranı azalır ve anulus fibrozusda genellikle çatlaklar görülmekle beraber biyomekanik özellikleri de değişebilir [14]. Diskteki su kaybı diskin incelmesine sebep olmakta ve böylece disk yüksekliğinde azalma meydana gelmektedir [7] (Şekil 1.10). Disk dejenerasyonu düzensiz son plak oluşumu, diskte skleroz gelişimi, osteofit oluşumu ve faset eklem osteoartrit oluşumu gibi bozuklukları da beraberinde getirmektedir [15].

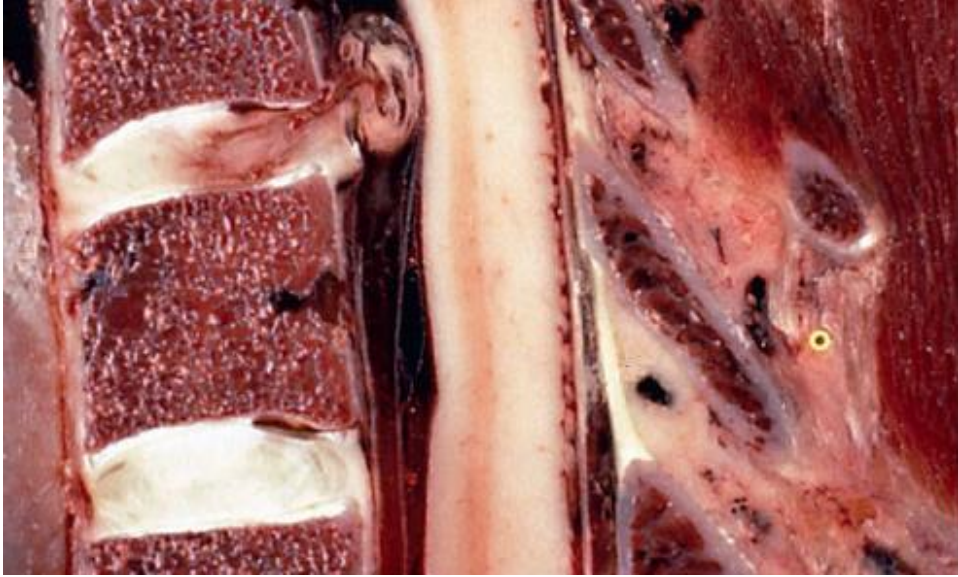
Disk dejenerasyonu aynı yaş aralıkları için erkeklerde kadınlara oranla daha çok görülmekle birlikte [16], bütün disklerin yaşlanmayla birlikte dejenere olduğu tespit edilmiştir. Yapılan bir çalışmada incelenen 600 lomber intervertebral disklerde 50 yaş ve üzerindeki disklerin %90'ında dejenerasyon tespit edilmiştir [17].



Şekil 1.10 Diskin sağlıklı durumdan ağır dejenerasyona dönüşüm kademeleri [18]

1.2.4 İntervertebral Disk Hernisi

Halk arasında bel fıtığı olarak da bilinen disk hernisi, anulus fibrozusun lamellerinde oluşan yırtılma sonucunda nucleus pulpozusun disk sınırları dışına taşarak omuriliğe veya sinir köklerine baskı yaparak ağrıya sebebiyet vermesi durumudur (Şekil 1.11). Nucleus pulpozus, posterior kısımda bulunan posterior longitudinal ligaman sebebiyle genel olarak postero-yanal yönden taşma yapmaktadır. Epidemolojik çalışmalar motorlu araç kullanan insanlarda disk hernisi görülme olasılığının daha yüksek olduğunu saptamıştır. Tekrarlı eksenel yüklerin bu durumun oluşmasında bir faktör olabileceği düşünülmektedir [3].



Şekil 1.11 İntervertebral disk hernisi [19]

1.3 Spinal Biyomekanik

1.3.1 Hareket Yönleri

Fonksiyonel bir spinal ünite günlük hayatta çok farklı yüklerin kombinasyonu altında kalabilmektedir ve yaptığı hareket çok karmaşıktır. Buna rağmen omurga ünitesinin yaptığı hareketler fleksiyon, ekstensiyon, yanal eğilme ve eksenel rotasyon şeklinde dört temel kısma ayrılabilir (Şekil 1.12).

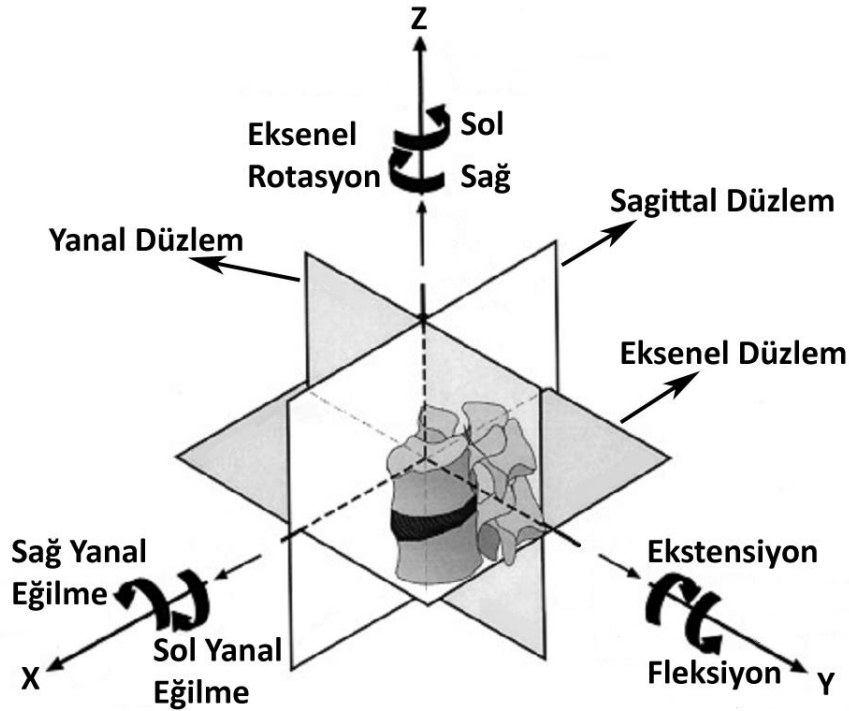
Fleksiyon: Sagittal düzlemde, omurga ünitesinin öne doğru dönme hareketine fleksiyon denmektedir. Fleksiyon hareketinde, intervertebral diskin ön kısmı basma,

arka kısmı ise çekme yüklerine maruz kalmaktadır. ALL dışındaki bütün ligamanlar çekme yükü altında kalırken faset eklemler birbirlerinden uzaklaşarak açılırlar.

Ekstensiyon: Sagittal düzlemde, omurga ünitesinin arkaya doğru dönme hareketine ekstensiyon denmektedir. Ekstensiyonda hareketin sınırlarını faset eklemler belirlemektedir. Faset eklemler, intervertebral disk ve ligamanlar arasındaki yük paylaşımı anatomik faktörlere ve dejeneratif koşullara göre önemli oranda değişmektedir.

Yanal Eğilme: Koronal düzlemde, omurga ünitesinin sağ veya sola doğru gerçekleştirdiği dönme hareketine yanal eğilme denilmektedir. Transvers ligaman, kapsüler ligaman, faset eklemler ve anulusun yanal kısımları yanal eğilme hareketine karşı koyan yapılardır.

Eksenel Rotasyon: Omurga ünitesinin boylamasına eksenini etrafında yaptığı dönme, burulma, hareketine eksenel rotasyon denmektedir. Eksenel rotasyonda faset eklemlerden biri basma yükü altındayken diğeri çekme yükü altında kalmaktadır. Ayrıca anulus lifleri de açılı dizilişleri sayesinde eksenel rotasyon hareketine karşı koyan önemli yapılardandır.



Şekil 1.12 Fonksiyonel omurga ünitesinin temel hareket yönleri [20]

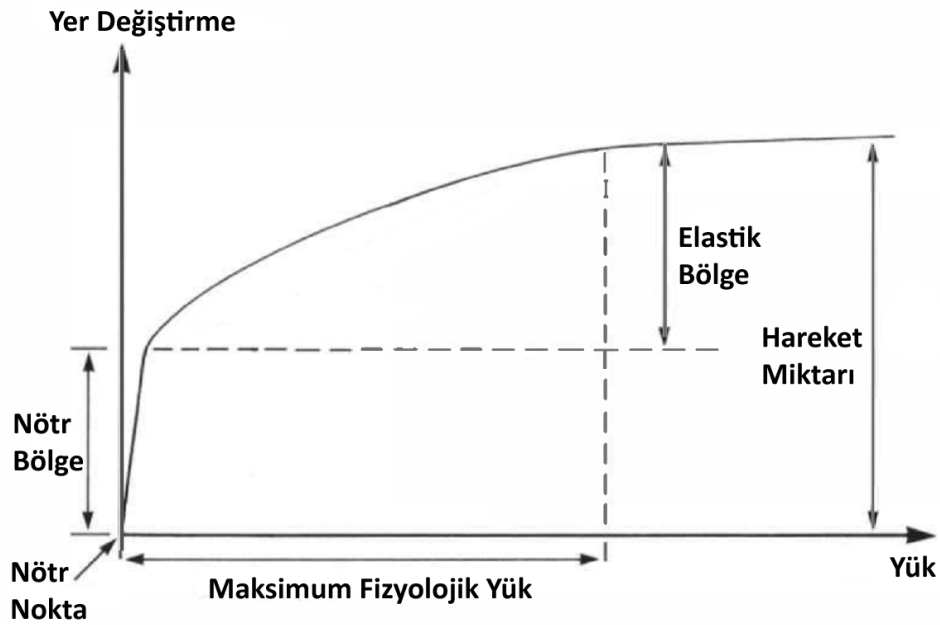
1.3.2 Hareket Miktarı, Nötr ve Elastik Bölge

Fonksiyonel spinal ünitenin belirli bir yük altındaki yer değiştirmesini veren eğri ve bu eğrinin üzerinde okunan değerler belirli kısımlara ayrılmış ve isimlendirilmişlerdir (şekil 1.13).

Hareket Miktarı: Fonksiyonel omurga ünitesinin belirli bir düzlemde, yük altında yaptığı öteleme veya dönme hareketindeki toplam yer değiştirme miktarı, hareket miktarı olarak adlandırılmaktadır. Spinal üniteadaki hareket miktarı faset eklemler ve ligamanlar gibi birçok yapı tarafından kontrol edilmektedir [2].

Nötr Bölge: Omurga ünitesinde meydana gelen gevşeklik, nötr bölge olarak adlandırılmaktadır [20]. Omurga ünitesinin yük-yer değiştirme eğrisinde ünitenin neredeyse uygulanan yükten bağımsız, örneğin kendi ağırlığının etkisinde, hareket ettiği alanı temsil etmektedir.

Elastik Bölge: Omurga ünitesinde nötr bölgeden ünitenin taşıyabileceği maksimum yükte oluşan yer değiştirmeye kadar olan kısım, elastik bölge olarak adlandırılmaktadır [3].



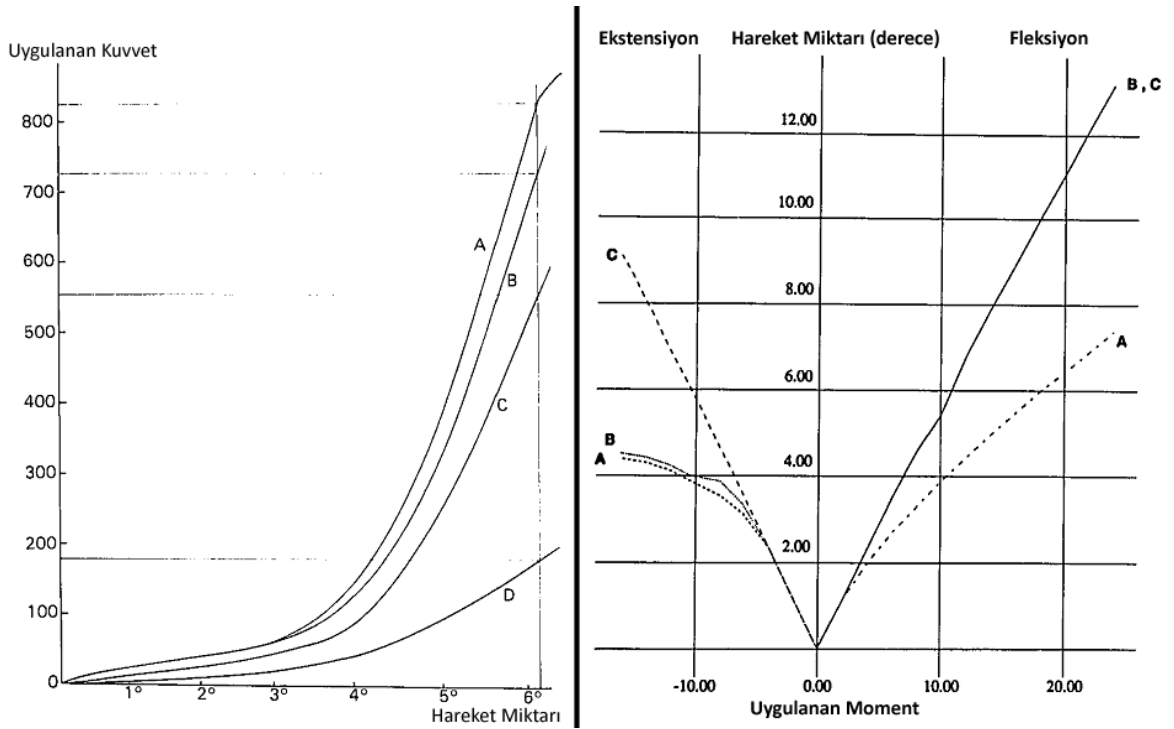
şekil 1.13 Fonksiyonel omurga ünitesinin tipik yük-yer değiştirme eğrisi [3]

1.3.3 Yükleme Protokolleri

Omurganın karmaşık biyomekanik davranışının deneysel olarak incelenmesi için araştırmacılar tarafından iki temel yükleme protokolü öne sürülmüştür. İki temel protokolün dışında, bunların birlikte kullanıldığı veya farklı robotik uygulamaların kullanıldığı protokoller de bulunmaktadır (Şekil 1.14).

Esneklik Protokolü: Omurga ünitesinin üzerine saf momentler uygulanarak ünitenin serbest hareketindeki yer değiştirmelerinin incelendiği yaklaşıma esneklik protokolü denilmektedir.

Katılık Protokolü: Omurga ünitesine sabit bir dönme merkezinden yaptırılan belirli miktardaki yer değiştirme sonucunda test cihazında okunan yükün incelendiği yaklaşıma katılık protokolü denilmektedir.

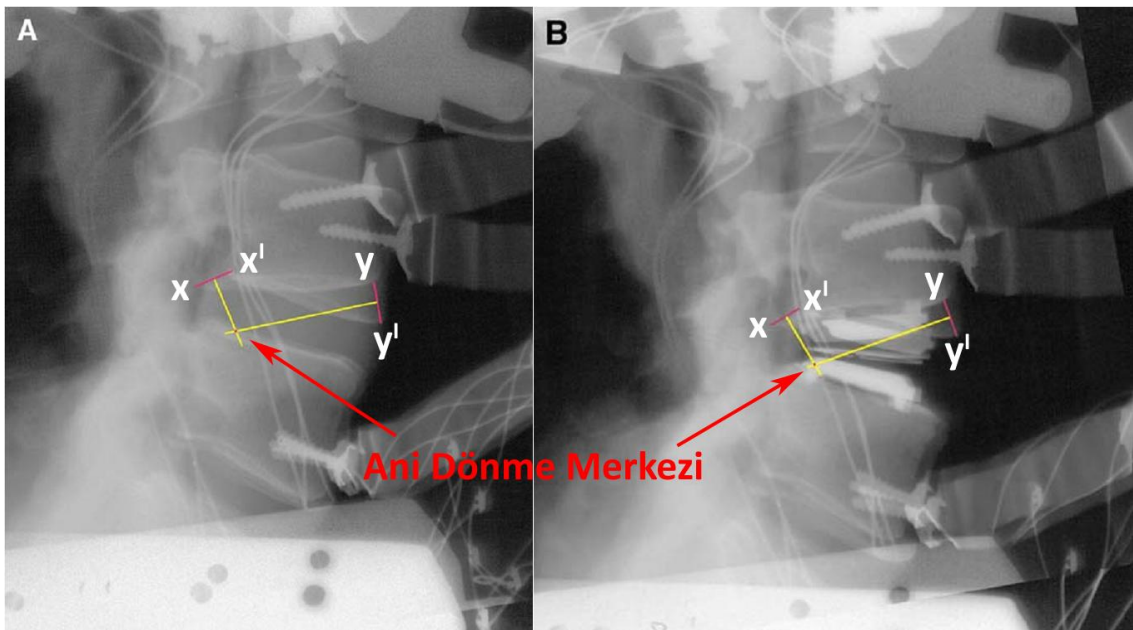


Şekil 1.14 Deneysel incelemelerde farklı durumların omurga biyomekaniği üzerindeki etkisini araştırmak için uygulanan katılık (solda) [21] ve esneklik (sağda) [22] protokollerinin tipik yük-yer değiştirme eğrileri

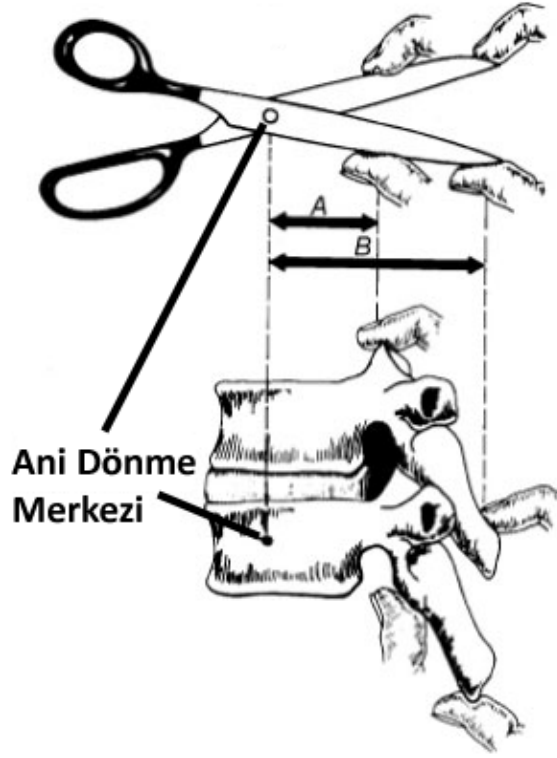
1.3.4 Ani Dönme Merkezi

Rijit bir cismin yaptığı düzlemsel harekette konumunu değiştirmeyen noktaya ani dönme merkezi denmektedir (Şekil 1.15). Düzlemsel hareket tamamen ani dönme

merkezinin konumu ve cismin bu nokta etrafındaki yaptığı hareketin miktarıyla tanımlanabilmektedir [3]. Bu sebeple ani dönme merkezi aynı zamanda hareketin niteliğini tanımlayan bir parametre olarak karşımıza çıkmaktadır. Bunun yanı sıra, ani dönme merkezi omurga ünitesindeki mafsalsal noktası olarak da ele alınmaktadır. Diğer bir ifadeyle ligaman veya faset eklemlerde oluşan yüklerin omurga ünitesinin hareketi üzerindeki etkileri, ani dönme merkezinden olan uzaklıklarıyla da bağıntılıdır [3] (Şekil 1.16). Bu sebeplerden dolayı omurga implantasyonlarında, özellikle yapay disk ameliyatlarında, doğal ani dönme merkezini koruması büyük önem taşımaktadır (Şekil 1.15).



Şekil 1.15 Sağlıklı (A) ve yapay disk takılmış (B) omurgada ani dönme merkezi [23]



Şekil 1.16 Ani dönme merkezine olan uzaklıkların hareket üzerindeki etkileri [3]

1.4 Tezin Amacı

Soğuk algınlığından sonra gelen en sık rahatsızlık bel ağrısıdır [24]. Dünya nüfusunun %80'inin hayatlarının belirli bir döneminde bel ağrısından şikayetçi olduğu belirlenmiştir [25]. Amerika Birleşik Devletleri'nde her yıl 149 milyon iş gününün bel ağrısı nedeniyle kaybedildiği rapor edilirken [26], bu kaybın ekonomik karşılığının 28 milyar Amerikan Doları olduğu belirtilmiştir [27]. Bu ve benzeri istatistiksel veriler bel ağrısının anlaşılması, tedavisi ve bunlara bağlı olarak omurga biyomekaniği konusunda yapılan çalışmaların önemini vurgulamaktadır.

Bu tez kapsamında, L4-5 lomber omurga ünitesinde spinal bozukluk ve hasar sonucu meydana gelen kinetik ve kinematik değişiklikler iki farklı başlık altında ele alınacaktır. İlk olarak hafif ve orta seviyedeki intervertebral disk dejenerasyonu sonucu ani dönme merkezinin ve bununla birlikte hareket miktarı, faset eklem yükleri ve maksimum anulus temel matris gerilmesinin değişimi incelenecektir. İkinci aşamada ise ligamanlar posteriordan anteriora doğru sırayla modelden çıkarılmak suretiyle, ligaman hasarının ani dönme merkezi, hareket miktarı, faset eklem yükleri ve maksimum anulus temel matris gerilmesi üzerindeki etkileri incelenecektir.

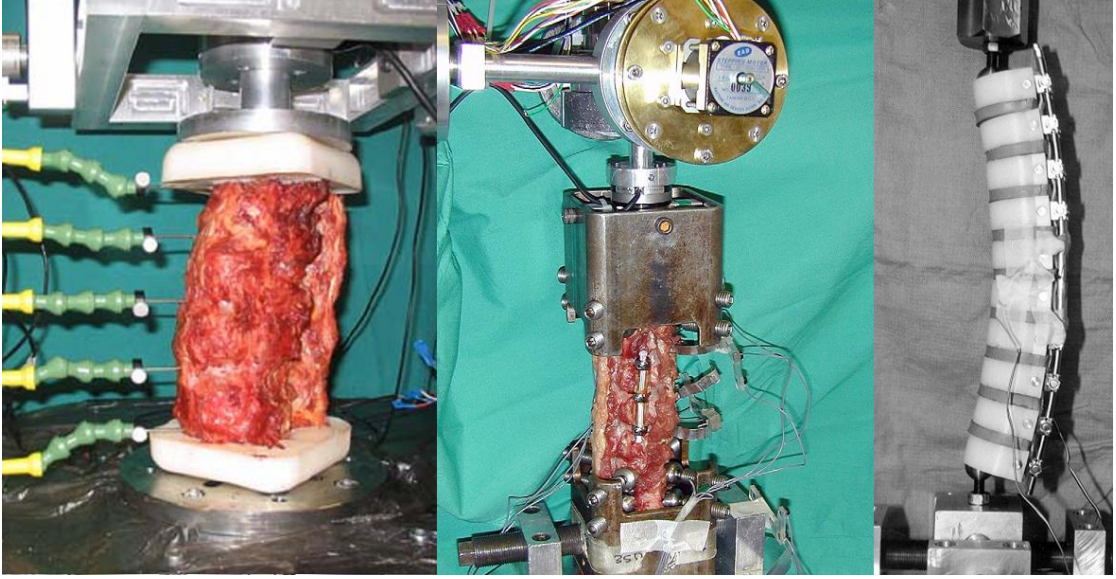
LİTERATÜR TARAMASI: OMURGANIN SONLU ELEMANLAR YÖNTEMİYLE MODELLENMESİ

2.

2.1 Giriş

Anatomik deneysel çalışma, omurga biyomekaniği araştırmalarında en çok kullanılan yaklaşımdır. Bu çalışmalarda genel olarak kadavralardan veya hayvan ve sentetik modellerden faydalanılmaktadır (Şekil 2.1). Bu seçenekler arasından kadavra ile yapılanlar daima en güvenilir ve gerçekçi sonuçları vermesine rağmen kadavra omurga üniteleri çok pahalı (Amerika Birleşik Devletleri'nde 1000 Amerikan Doları üzeri) veya bulunması çok zor olmaktadır. Bunun yanında dana, koyun veya domuz gibi hayvan omurga modelleri kadavra ünitelerine nazaran daha ucuzdur (100 Amerikan Doları civarı). Hayvan omurga modellerinin en büyük avantajı, faset eklemleri, çıkıntılar ve ligamanlar gibi insan omurgasındaki anatomik yapılarla sahip olmaları ve bu sayede insan omurga ünitesinde meydana gelebilecek hasarların ve cerrahi müdahalelerin simüle edilebilmesidir. Diğer bir avantajı ise hayvan omurga modelleri arasındaki farklılığın az olmasıdır. Sentetik modeller genellikle poliüretan içermekle birlikte her yoğunluk ve şekilde bulunabilmektedir. Sentetik modeller çok ucuz olmakla birlikte (100 Amerikan Doları altı) homojen olarak üretilebilmekte ve bu sayede modeller arasındaki fark ortadan kaldırılabilir. Sentetik omurga modelleri insan omurga

anatomisini daha iyi taklit edebilmesine rağmen spinal yapıların doğal malzeme özelliklerini taşımadıkları için klinik açıdan güvenilirlik ve gerçeklikleri zayıftır [28].



Şekil 2.1 Soldan sağa sırayla; kavra [29], hayvan [30] ve sentetik [31] omurga modelleri

Bazı araştırmacılar, bahsedilen yaklaşımların eksikliklerinden dolayı hesaplamalı yöntemlere yönelmektedirler. Bilgisayar ve görüntüleme tekniğinde yakın zamanda meydana gelen gelişmelerle birlikte spinal ünitenin veya vertebranın sonlu elemanlar modeli çok hızlı ve ucuz bir şekilde geliştirilebilmektedir. Yapıları hayali olarak basit altyapılara bölerek hesaplayan matematiksel bir metot olan sonlu elemanlar analizi sayesinde karmaşık yapıların, belirli sınır koşulları ve yüklemeler altında, gerilme ve gerinim cevapları elde edilebilir. Anatomik model sonlu elemanlar analiz programına yüklendikten sonra kinetik ve kinematik analizler, termal, akış ve dinamik problemler çözülebilir [28].

Onlarca yıldır, hesaplamalı yöntemler, özellikle de sonlu elemanlar metodu (SEM), kas-iskelet biyomekaniği alanında çalışan araştırmacılara önemli katkılar sağlamıştır. Azalan zaman ve ekonomik maliyetler, karmaşık yükleme koşullarını simule edebilme özelliği ve belirli parametrelerin (tedavi yöntemleri vb.) kontrollü olarak değiştirilebilmesi sonlu elemanlar analizinin temel avantajlarını oluşturmaktadır.

Her ne kadar sonlu elemanlar metodu yapısal mühendislik problemlerine 1950'lerden beri uygulanıyor olsa da, yöntemin biyomekanik alanında ki ilk uygulamaları 1970'lere

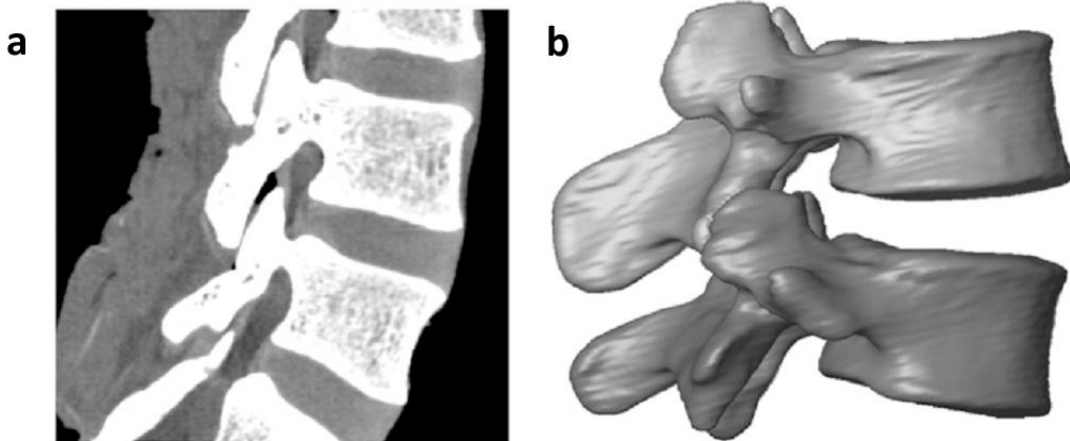
denk gelmektedir [32], [33]. Nümerik metotlar ve bilgisayar teknolojisinin gelişmesiyle birlikte sonlu elemanlar metodunun spinal biyomekanik alanındaki kullanımı hız kazanmış ve ayrılmaz bir parçası haline gelmiştir.

Diğer mühendislik uygulamalarında olduğu gibi spinal ünitenin veya vertebraların sonlu elemanlar metoduyla modellenmesi de fiziksel örneğin üç boyutlu formda bilgisayar ortamına aktarılması, yapısal ve malzeme özelliklerinin atanması, kontak özelliklerinin tanımlanması ve sınır koşulları ve yüklerin uygulanmasını içermektedir. Birçok çalışmada sonlu elemanlar yöntemiyle modellemenin aşamaları aynı olmasına rağmen bu aşamalarda çok farklı teknikler ve özellikler kullanılabilir.

2.2 Üç Boyutlu Tersine ve Yapısal Modelleme

Sonlu elemanlar yönteminde modelin geometrik doğruluğu, problemin çözümünde önemli bir yer taşımaktadır ve çok farklı sonuçların alınmasına yol açabilmektedir.

Dijital prob [34], lazer tarama [35], bilgisayarlı tomografi (BT) [36] ve manyetik rezonans (MR) [37] gibi metotlar spinal ünitenin modellenmesinde sıkça kullanılmaktadır. Her ne kadar dijital prob ve lazer tarama gibi yöntemlerle yüksek geometrik hassasiyet elde edilebilse de BT ve MR gibi fiziksel müdahale gerektirmeyen yöntemler ünitelerin iç kısmı hakkında bilgi verebilmeleri ve hatta canlı öznelerden kolaylıkla veri toplayabilmeleri sebebiyle daha çok tercih edilmektedir [38] (Şekil 2.2).

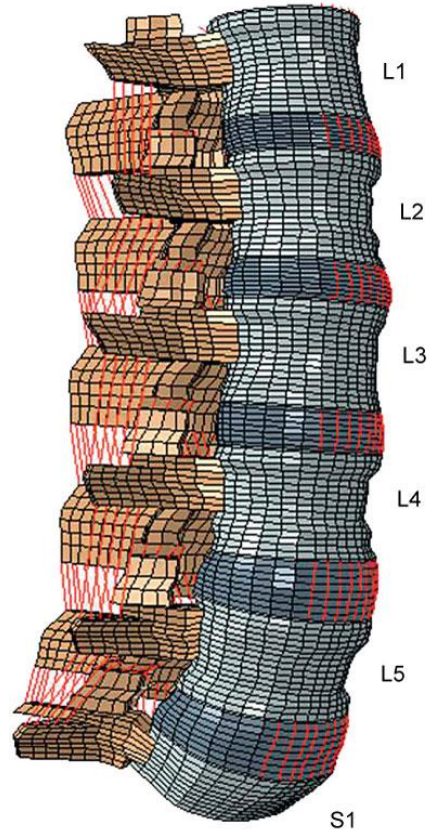


Şekil 2.2 Bilgisayarlı tomografi görüntüsü (a) ve bu görüntüden üç boyutlu tersine modellemeyle elde edilen rekonstrüksiyon (b) [36]

Detaylı sonlu eleman modellerinde, farklı malzeme özelliklerinden ötürü, vertebralar kortikal kabuk, trabeküler öz, posterior kemiksi elemanlar, kemiksi son plaklar ve kartilaj katmanlar olarak farklı bölümler halinde modellenmektedir [36], [38], [39].

Neredeyse bütün çalışmalarda intervertebral disk üç önemli parçaya ayrılarak modellenir: nucleus pulpozus, anulus fibrozus ve kartilajenöz son plaklar. Anulus fibrozus, temel matris ve anulus lifleri olarak iki alt yapıya daha ayrılmaktadır. Temel matris, nucleus pulpozusun etrafını saran çok sayıda katman şeklinde modellenmektedir. İki komşu katman arasındaki anulus lifleri yatay düzleme göre 30 ve 150 derece açı yapacak şekilde yönlendirilmiştir [40], [41]. Bazı çalışmalar, histolojik bulgulardan yola çıkarak anulus liflerin modellenmesinde daha gerçekçi bir yaklaşımla anterior kısımdan posterior kısma doğru liflerin açısındaki artışı ve anulus katmanları arasındaki lif açısı değişimlerini de göz önüne almışlardır [36], [42].

Omurganın katı modeli elde edildikten sonra bütün parçalar, matematiksel hesaplamalar için "eleman" adı verilen alt yapılar bölünmektedir (Şekil 2.3). Genel olarak kortikal kabuk, trabeküler öz ve posterior kemiksi elemanlar gibi sert dokular dört yüzlü ve beş yüzlü elemanlarla modellenmektedir [43], [44]. Fakat anulus matris ve kartilaj katmanlar gibi yumuşak dokuların, düşük elastisite modülleri ve yüksek poisson oranlarından dolayı, altı yüzlü elemanlar ile modellenmesi gerekmektedir. Çoğu çalışmada anulus lifleri ve ligamanlar için sadece çekme yükü altında çalışan tek yönlü çubuk veya yay elemanlar (kablo elemanlar) kullanılmıştır [36], [40-42].



Şekil 2.3 Lomber bölgenin sonlu elemanlar modeli [28]

2.3 Malzeme Tanımlamaları

Malzeme tanımlamaları, omurganın sonlu elemanlar metoduyla modellenmesinde ki en karışık ve hassas kısımlarından biridir. Deneysel numunelerin kendi içlerinde ve farklı deneylerdeki numunelerle farklı sonuç vermeleri birçok araştırmacının farklı malzeme tanımlamaları yapmalarına yol açmıştır.

2.3.1 Vertebralar, Son Plaklar ve Faset Kartilajları

Her ne kadar kemik gerçekte poroelastik, anizotropik ve viskoelastik bir yapıya da [45] kortikal kabuk ve trabeküler öz genel olarak lineer izotropik veya yanal izotropik olarak modellenmiştir (Çizelge 2.1 ve Çizelge 2.2). Yine posterior kemiksi elemanlar çoğunlukla lineer elastik ve izotropik olarak ele alınmıştır (Çizelge 2.3). Araştırmacılar düşük elastisite modülünden dolayı kartilajenöz son plakları ya ihmal etmişler ya da kemiksi ve kartilajenöz katmanlar olarak kompozit bir yapı şeklinde modellemişlerdir. Son plaklar genellikle lineer elastik ve izotropik olarak modellenmiştir (Çizelge 2.4).

Kartilaj katmanlar da yine birçok modelleme çalışmasında fasetlere eklenmiştir (Çizelge 2.5).

Çizelge 2.1 Literatürde kortikal kemik için kullanılan malzeme özellikleri

Model	E (MPa)	ν	Referanslar
Lineer elastik, izotropik	5000 – 15000	0.2 – 0.3	[39 - 41], [46 - 59] [60 - 66]

Çizelge 2.2 Literatürde trabeküler kemik için kullanılan malzeme özellikleri

Model	E (MPa)	ν	G (MPa)	Referanslar
Lineer elastik, izotropik	100 – 500	0.2 – 0.3	41.7	[22], [38], [41], [48], [49], [52-54], [57], [58], [61], [64], [67-73]

Çizelge 2.3 Literatürde posterior kemiksi elemanlar için kullanılan malzeme özellikleri

Model	E (MPa)	ν	G (MPa)	Referanslar
Lineer elastik, izotropik	3000 – 6000	0.25 – 0.3	1400	[22], [36], [38-40], [43], [47-51], [56], [58], [61], [64], [65], [67], [68], [70], [72], [74-80]

Çizelge 2.4 Literatürde son plaklar için kullanılan malzeme özellikleri

Model	E (MPa)	ν	Referanslar
Kemiksi, lineer elastik, izotropik	500 – 12000	0.3 – 0.4	[36], [39], [47], [55], [64], [72], [74-77], [81-85]
Kartilajenöz, lineer elastik, izotropik	23.8 – 25	0.3 – 0.4	[36], [38], [52], [63], [74], [75], [82], [84-87]

Çizelge 2.5 Literatürde faset kartilaj katmanlar için kullanılan malzeme özellikleri

Model	E (MPa)	ν	Referanslar
Lineer elastik, izotropik	0.7 - 35	0.1 – 0.4	[39], [43], [44], [47], [48], [57], [62], [76], [81], [88-92]

2.3.2 İntervertebral Disk: Anulus Fibrozus ve Nucleus Pulpozus

İntervertebral disk, spinal ünitenin hareket ve yük taşıma fonksiyonları için hayati bir rol oynamaktadır. Anulus fibrozusun kompozit yapısı ve nucleus pulpozusun viskoz yapısından dolayı sonlu elemanlar metoduyla modelleme açısından spinal üitedeki (vertebra-disk-vertebra) en karmaşık yapıdır. Anulus fibrozus, bir temel matris ve yöne bağımlı liflerden oluşmaktadır. Her ne kadar anulus fibrozus için literatürde birkaç homojen malzeme modeli bulunsa da, daha gerçekçi bir yaklaşım olan temel matris ve açılı liflerin ayrı yapılar olarak modellenmesi daha çok kabul görmüş ve kullanılmıştır (Çizelge 2.6, Çizelge 2.7 ve Çizelge 2.8). Anulus lifler daha çok tek yönlü çubuk, kiriş veya yay elemanlarıyla modellenmiştir. Ancak birkaç çalışmada belirli yönde güçlendirilmiş zar elemanlar da kullanılmıştır.

Çizelge 2.6 Literatürde nucleus pulpozus için kullanılan malzeme özellikleri

Model	E (MPa)	ν	Diğer	Referanslar
Sıkıştırılmaz sıvı	–	–	–	[40], [43], [47], [50], [51], [53], [54], [56], [66-68], [73], [86], [87]
Poroelastik	1.5	0.49	Poroelastisite $k_x=k_y=1.82e^{-16}$ $k_z=1.56e^{-04} \text{ mm}^4/\text{Ns}$	[88-90], [93]
Sıvı benzeri katı, lineer elastik	0.2 – 3.4	0.499	–	[22], [38], [39], [41], [48], [49], [52], [57], [61], [63], [64], [69], [71], [72], [76], [77], [83], [91]
Sıkıştırılmaz, hiperelastik, Mooney-Rivlin	–	0.499	Mooney-Rivlin $c_1=0.12$ $c_2=0.03$ – 0.09	[36], [55], [74], [75], [82], [84], [85]

Çizelge 2.7 Literatürde anulus temel matris için kullanılan malzeme özellikleri

Model	E (MPa)	ν	Diğer		Referanslar
Lineer elastik, izotropik	3.15 – 4.2	0.4 – 0.45			[22], [39], [41], [49], [54], [56], [58], [61], [66-71], [83], [86], [87], [91], [94]
Hiperelastik, neo-Hookean	–	–	Neo-Hookean $c_{10}=0.3448$ $D_1=0.3$		[36], [40], [50], [51], [84], [85]
Hiperelastik, Mooney-Rivlin	≈ 4.2	0.45	Mooney-Rivlin $c_1=0.18 – 0.56$ $c_2=0.045 – 0.14$		[36], [52], [74], [75], [82]
Poroelastik	Neo-Hookean	–	Neo-Hookean $c_{10}=0.25$ MPa $K=0.67$ MPa	Poroelasticity $k_0=7.5e-16$ mm ⁴ /Ns	[42], [78], [95], [96]
Poroelastik	Hyperfoam, nonlinear	–			
Poroelastik	2.56 – 12.29	0.35			
Poroelastik	2.5	0.17			

Çizelge 2.8 Literatürde anulus lifler için kullanılan malzeme özellikleri

Model	E (MPa)	ν	Özellikler	Referanslar
Nonlineer elastik	Nonlineer eğri	–	Katmanlar boyunca E oranı	[22], [42], [43], [50], [65], [67], [68], [75], [78], [80], [82], [97]
Nonlineer elastik	Nonlineer	–	Katmanlar boyunca katılık oranı	[40], [51], [54], [98]
Lineer elastik	60 - 500	0.3 – 0.35	–	[39], [41], [55], [58], [61], [73], [83], [86], [87], [91], [94], [96], [99], [100]

2.3.3 Ligamanlar

Ligamanlar tek yönlü çalışan ve basma kuvvetlerine karşı koymayan yapılardır. Anulus lifler gibi ligamanlar da çubuk, kiriş, yay veya zar elemanlarla modellenmiştir. Ligamanlar genellikle lineer, multilineer veya nonlinear elastik malzeme modelleriyle tanımlanırlar (Çizelge 2.9).

Çizelge 2.9 Literatürde ligamanlar için kullanılan malzeme özellikleri

Model	ALL	PLL	LF	ITL	CL	ISL	SSL	Referanslar
Nonlineer								[65], [67], [68], [71]
E (MPa)	Nonlineer gerilme-gerinim eğrisi							
Kesit alanı (mm ²)	24 – 49.1	14.4 – 22.2	71.7 – 75	4 – 12	36 – 130.9	40 – 49.2	30 – 70.3	
Lineer								[39], [58], [73], [87], [91]
E (MPa)	20	70	50	50	20	28	28	
ν	0.3	0.3	0.3	0.3	0.3	0.3	0.3	
Kesit alanı (mm ²)	38	20	60	10	40	35.5	25.5	

2.4 Artiküler Faset Eklemler

Faset eklemler yük taşımada ve spinal ünitenin hareketinin kısıtlanmasında önemli bir rol oynamaktadır. Komşu vertebralar arasındaki yük transferinde intervertebral disk ile uyum içinde çalışmaktadır [67], [68]. Eklem yapısının spinal hareketin niteliği ve niceliği üzerindeki önemli etkisi dolayısıyla, eklem yapısının gerçek özellikleriyle ve doğru yöntemlerle modellenmesi çok önemlidir. Eklem karakteristiği ve bağıl hareket, kartilaj katmanlar, kartilaj katmanlar arasındaki boşluk, intervertebral diskin durumu, yükleme tipi ve eklem yüzeylerinin geometrisi gibi birçok özelliğe bağlıdır.

Kumaresan vd. [101], servikal faset eklemlerini modellemede farklı yöntemleri karşılaştırmıştır. Eklem kapsülünü dört farklı yöntemle oluşturmuştur: kayan-çizgi,

kontak düzlem, hiperelastik ve akışkan modeli. Kayan-çizgi ve kontak düzlem modellerinde sinoviyal sıvı ve sinoviyal zar bulunmamaktadır. Eklemdeki etkileşim kayan-çizgi modelinde kayan-çizgi elemanlarıyla, kontak düzlem modelinde ise kartilaj yüzeyler arasına tanımlanan kontak düzlemi ile sağlanmıştır. Her iki model için de 0.01 değerinde bir sürtünme katsayısı tanımlanmıştır. Diğer modellerde kontak modellemek yerine, hiperelastik modelde sıkıştırılmaz hiperelastik katı elemanlar ve akışkan modelinde ise hidrostatik sıkıştırılmaz sıvı elemanları ile kartilaj yüzeyleri arasında ki sinoviyal sıvıyı tanımlanmıştır. Çalışmanın sonunda akışkan modelinin, hem anatomik olarak hem de eklem fonksiyonu olarak, eklemi diğer üç modelden daha iyi tanımladığı sonucuna varmıştır. Benzer şekilde Wheeldon vd. de [47] faset eklemi faset kartilaj, faset sinoviyal sıvı ve zar gibi anatomik elemanları tam olarak kullanarak modellemiştir.

Shirazi-Adl vd. [67], [68], eklem hareketini genel hareketli kontak problemi olarak görmüştür ve eklem yüzeyleri arasına 1 mm başlangıç boşluk değeri tanımlamıştır. Guan vd. [38], [102], faset eklemi modellemek için üç boyutlu yüzey-yüzey kontak kullanmıştır ve eklem yüzeyleri arasındaki başlangıç boşluk değerini bilgisayarlı tomografi görüntülerine göre tanımlamıştır. Goel vd. tarafından yapılan bir çalışmada [48], faset eklemi modellemek için üç boyutlu, sekiz düğüm noktalı ve sadece basmaya çalışan boşluk elemanları kullanılmıştır ve bilgisayarlı tomografi görüntülerinden elde edilen verilere göre eklem yüzeyleri arasındaki başlangıç boşluk değeri 0.45 mm olarak atanmıştır.

Faset eklemleri ayrıca eklem yüzeyleri arasındaki mesafeye göre fasetlerdeki kuvvet transferini üssel olarak ayarlayan üç boyutlu boşluk kontak elemanlarıyla da modellenmiştir [40], [49-51], [103], [104]. 0.5 mm başlangıç boşluk değeri atanarak, eklem tam kapanması halinde, eklem kendisini saran kemik dokuyla aynı katılık değerine ulaştığı kabulü yapılmıştır.

Schmidt vd. [74], [75], faset eklemleri nonlinear, sürtünmesiz kontak olarak modellemiştir ve eklem yüzeyleri arasındaki başlangıç boşluk değerini ise 0.6 mm olarak atanmıştır. Diğer çalışmalarında [92], [105] ise, faset eklemleri sürtünmesiz yüzey-yüzey kontak elemanları ve 200 N/mm kontak katılık değeri atadıkları bir penaltı

algoritmasıyla tanımlamıştır. Bu çalışmalarda ise başlangıç boşluk değeri 0.4 mm kabul edilmiştir.

Bazı araştırmacılar faset eklemlerini sürtünme etkisindeki üç boyutlu kontak problemi olarak ele almıştır [39], [69], [83], [91]. Yüzeylerin ayrılma, kayma veya dönme gibi rastgele hareketlerine izin vermek için sonlu kayan bir etkileşim tanımlamışlardır. Sürtünme karakteristiği için ise klasik coulomb sürtünme modelini seçmişler ve en kötü durum senaryosu olarak 0.1 gibi yüksek bir sürtünme katsayısı atamışlardır.

Lu vd. [87], faset eklemleri kayan kontak elemanlarıyla modellemiş ve kontak basıncının yüzeyler arasındaki boşluğa bağlı olarak 0 ve 5000 MPa arasında olduğunu kabul etmiştir. Boşluk değeri 0.5 mm iken basıncın 0 MPa ve boşluk kapandığında ise basıncın 5000 MPa olduğu düşünülmüştür.

2.5 Yükleme ve Sınır Koşulları

Yükleme ve sınır koşullarının uygulanması çalışmanın amacına göre değişiklik göstermektedir. Omurganın hesaplamalı analizlerinde genellikle statik veya belirli aralıklarla artan quasi-statik yükleme tipleri kullanılmaktadır. Çoğunlukla en alt vertebranın inferior son plağı rijit olarak sabitlenmekte ve yükler (veya yer değiştirmeler) en üstteki vertebranın süperior son plağına uygulanmaktadır.

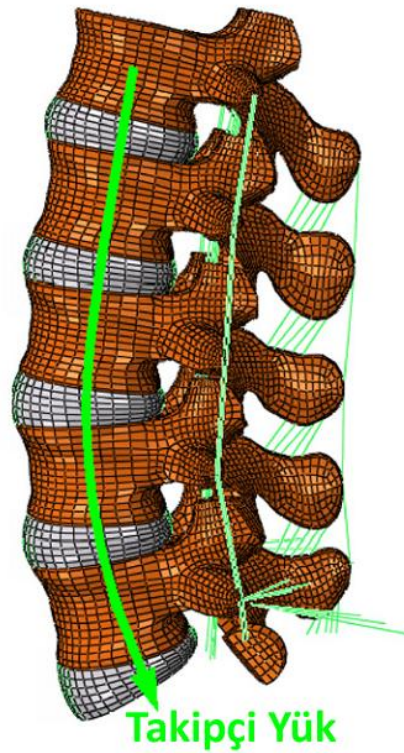
Çoğu durumda çekme ve basma yüklerini simule etmek kolaydır. Ancak momentlerin uygulanması, kas kuvvetlerinin eklenmesi ve vücudun üst kısmının ağırlığının simule edilmesi daha karmaşık olmaktadır.

Shirazi-Adl vd. [67], [68] ve Polikeit vd. [39], [91], eksenel bir kuvvet oluşturmadan saf eğilme momentlerini simule edebilmek için lineer olarak değişen eksenel yükleri üst vertebranın üst yüzeyine etki ettirmişlerdir. Kumaresan vd. [106] ve Wheeldon vd. [47], saf eğilme momentlerini, süperior vertebranın üstüne eklenmiş bir rijit plakaya etki ettirdikleri kuvvet çifti ile elde etmişlerdir.

Sharma vd. [22], saf fleksiyon ve ekstensiyon momentlerini üst vertebranın üst yüzeyine uyguladığı birer noktada toplanmış bir çift eksenel yükü sağlamıştır ve bunun yanında sagittal düzlemde hareket sırasındaki anteroposterior kaymanın etkisini de üst vertebranın merkezine yatay bir kuvvet uygulayarak incelemiştir. Diğer çalışmalarda

[52], [81], [88], [89], [93], saf eğilme momentleri iki eşit ve zıt yönlü kuvvetin üst vertebranın sagittal veya yanal düzlemdeki çevre düğüm noktalarına etki ettirilmesiyle sağlanmıştır.

Araştırmacılar [40], [51], [70], [74], [92], [103], [104], son on yıldır, canlı insanda görülen vücudun üst kısmının ağırlığını ve kasların, herhangi bir hareket oluşturmadan, stabilize edici etkisini simule etmek için Patwardhan vd.'nin [107] önerdiği takipçi yükleme tekniğini kullanmaktadırlar (Şekil 2.4).



Şekil 2.4 Takipçi yükleme tekniği [51]

2.6 Biyomekanik Uygulamalar

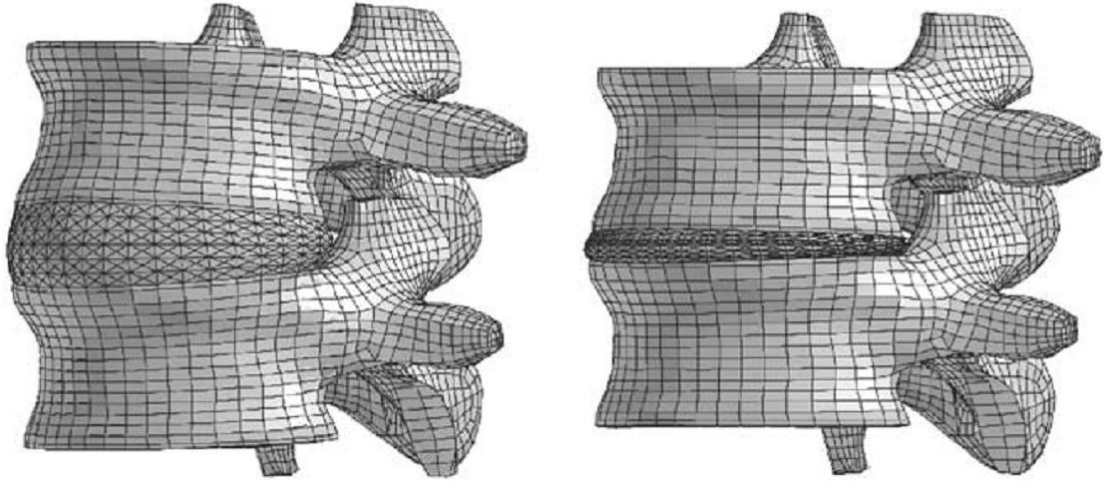
Belki de sonlu elemanlar metodunun kas-iskelet biyomekaniği alanındaki araştırmacılar için en büyük faydası, cerrahi uygulamalar; disk dejenerasyonu, osteofit ve osteoporoz gibi yaşa bağlı değişiklikler; veya günlük yaşantının spinal ünite üzerindeki etkilerini tahmin edebilme kabiliyetidir. Ayrıca sonlu elemanlar metodu, füzyon implantlarının veya yapay disk implantlarının geliştirilmesi ve incelenmesi için de mükemmel bir araç olarak karşımıza çıkmaktadır.

2.6.1 Disk Dejenerasyonu ve Osteoporoz

Disk dejenerasyonu, rahatsızlığın karmaşık yapısı ve klinik uygulamalar üzerindeki önemli etkisi sebebiyle, literatürde sonlu elemanlar yöntemi kullanılarak en çok araştırılan konulardan biridir. 1980'lerden beri normal ve dejenere disk yapısının modellenmesi ile ilgili bir çok araştırma yayınlanmıştır. Diskin ve dejenerasyonun modellenmesindeki zorluklar disk kompleks yapısal organizasyonundan, farklı fiziksel durumları (boşluk, katı, sıvı) aynı anda bünyesinde barındırmasından ve yine farklı seviyelerdeki disk dejenerasyonun bu yapılar üzerindeki etkisinin tam olarak bilinmemesinden kaynaklanmaktadır.

Bu konudaki en eski çalışmalardan bir tanesinde, Shirazi-Adl vd. [53], dejenere olmuş disk yapısını disk nucleus pulposus kısmını modelden çıkararak modellemiştir. Yine başka bir çalışmada, Shirazi-Adl vd. [68], sağlıklı disk nucleus pulposusunu sıkıştırılmaz sıvı olarak modellemiş ve bu sıkıştırılmazlık özelliğinin kaybının dejenere diski simule edebileceğini belirtmiştir.

Rohlmann vd. [50], farklı seviyelerdeki (hafif, orta ve ağır) intervertebral disk dejenerasyonun mekanik etkilerini, sağlıklı disk ile karşılaştırmak suretiyle araştırmıştır (Şekil 2.5). Hafif, orta ve ağır disk dejenerasyonunu, sırasıyla, sağlıklı disk yüksekliğini %20, %40 ve %60 oranlarında azaltarak modellemiştir. Canlı insanda disk yüksekliğinin azalması sonucu anulus liflerde ve ligamanlarda ortaya çıkan gevşeklik, sonlu elemanlar modelinde ligamanların nonlinear kuvvet-yer değiştirme eğrilerinin ofset edilmesiyle modellenmiştir. Sağlıklı disk, hafif, orta ve ağır dejenere disk için nucleus pulposusun sıkıştırılabilirlik özelliği sırasıyla 0.0005, 0.0503, 0.0995 ve 0.15 olarak atanmıştır. Bunların yanında dejenere olmuş intervertebral diskte anulus fibrozusun malzeme özellikleri için bir değişim ön görülmemiştir.



Şekil 2.5 Rohlmann vd.'nin [50] modellediği sağlıklı (sol) ve ağır dejenere (sağ) lomber ünitesi

Hussain vd. [88], [93], disk dejenerasyonunun faset yüklerine olan etkisini araştırmak için orta ve ağır dejenere olmuş iki farklı model oluşturmuştur. Disk dejenerasyonunu modellemek için disk yüksekliğini düşürmüş, disk alanını arttırmış ve nucleus pulposusun disk içindeki oranını azaltmıştır. Bunların yanında ağır disk dejenerasyonu modelinde poisson oranını düşürmüş; orta ve ağır disk dejenerasyon modellerinde anulus temel matrisin ve nucleus pulposusun elastisite modülünü arttırmıştır.

Polikeit vd. [108], osteoporoz ve disk dejenerasyonunun, L2-3 omurga ünitesinin yük iletim karakteristiği üzerindeki etkisini incelemiştir. İlk aşamada, trabeküler kemiğin elastisite modülünü %66 ve diğer kemiksi dokuların elastisite modülünü %33 azaltarak osteoporoz vertebrayı modellemiştir. Sonraki adımda ise trabeküler kemiği yanal izotropik malzeme modeline çevirip, yatay düzlemdeki elastisite modülünü sağlıklı modeldeki elastisite modülünün üçte biri olarak atamış ve anizotropiyi kademeli olarak arttırmıştır. İzotropik osteoporoz vertebra modeli üzerinden beş seviyeli disk dejenerasyonunu ele almıştır. İlk adımda, nucleus pulposusun malzeme tanımını sıkıştırılmaz malzemedan deforme olabilir malzemeye çevirmiştir. İkinci adımda, nucleus pulposusun elastisite modülünü anulus temel matrisinkiyle aynı olacak şekilde ayarlamış ve üçüncü adımda ise tüm diskin elastisite modülünü iki katına çıkarmıştır. Dördüncü adımda en içteki anulus katmanını modelden çıkarmış ve diğer kalan katmanların kalınlığını arttırmıştır. Bu değişiklik anulus lifleri arasındaki boşluğun artmasına sebep olmuştur. Son adımda is anulus matrisin elastisite modülünü

düşürmüştür. Bunların dışında, kötü durum senaryosu olarak da, yanal izotropik osteoporotik vertebra modelini disk dejenerasyonu ile birlikte modellemiştir.

2.6.2 Omurga İmplantasyonu

Deneysel çalışmalar, biyomekanik alanında önemli bir yaklaşım olarak kullanılmaktadır. Analizi yapılacak bir implant veya etkileri araştırılacak bir durum için test numuneleri iki kısma ayrılarak kontrollü olarak incelenebilmektedir. Ancak deneysel çalışmalarda ortaya çıkan numuneler arasındaki farklılıklar veya tahribatlı testlerde numunelerin tekrar test edilememesi, hesaplamalı metotların başarılı bir alternatif olarak ortaya çıkmasını sağlamıştır.

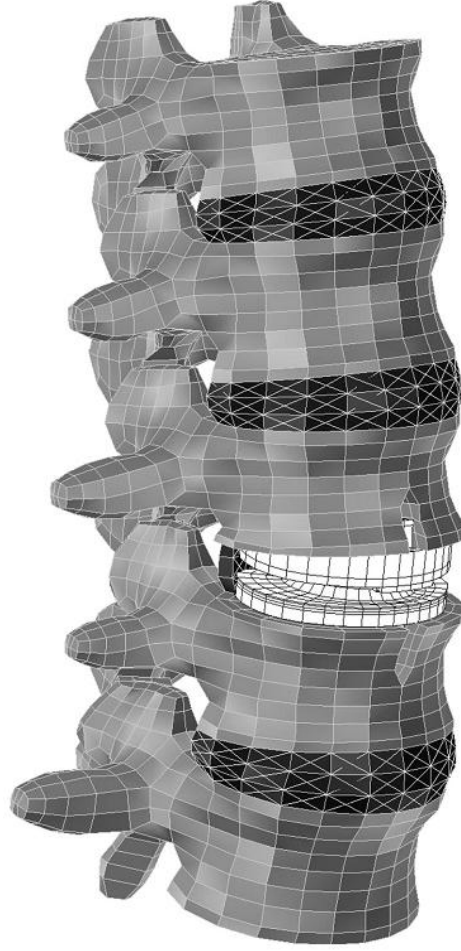
Guan vd. [102], fleksiyon-ekstansiyon yükleri altındaki L4-5 veya L5-S1 ünitelerinde yapılan anterior ve posterior füzyon sonrası hareket miktarı, disk basıncı ve faset eklem yüklerini incelemiştir. Füzyon bütün diskin kemik aşısı veya gözenekli tantal ile değiştirilmesi şeklinde modellenmiştir. Kemik aşısı ve gözenekli tantal için sırasıyla 100 MPa ve 3.3 GPa elastisite modülleri ve 0.2 ve 0.1 poisson oranları atanmıştır. Çalışmanın sonucunda posterior füzyonun anterior füzyona ve tantalumun kemik aşısına göre daha az harekete izin verdiği ve anterior füzyonun daha yüksek faset yükleri ve daha düşük disk gerilmeleri oluşturduğu bulunmuştur.

Polikeit vd. [39], intervertebral kafes uygulamalarının komşu dokulardaki kuvvet aktarımı ve gerilme değerleri üzerindeki etkisini araştırmıştır. Kutu şeklinde bir kafes modeli kullanmış ve malzeme özellikleri için ise titanyum ve karbon fiber özellikleri tanımlanmıştır. Kafesin implantasyonunda oluşan cerrahi etkileri anterior longitudinal ligaman, nucleus pulposus ve anulus fibrozusun ön kısmını modelden çıkararak modellemiştir. Kafes yüzeyleri ve son plak arasındaki kontak özellikleri boşluk elemanları kullanılarak ve yüzeyler arasındaki sürtünme katsayısı 0.8 kabul edilerek tanımlanmıştır. Çalışmanın sonucunda, intervertebral kafes uygulamasının komşu ünitelerdeki gerilme değerlerini arttırdığı ve yük transferini değiştirdiği saptanmıştır.

Goel vd. [49], Charité yapay diskinin (DePuy Spine, Inc., Raynham, MA) komşu ünitelerdeki mekanik etkilerini incelemek için biyomekanik test ve sonlu elemanlar analizini birleştirerek, hibrit bir yaklaşım kullanmıştır. Çalışmada yapay diskin

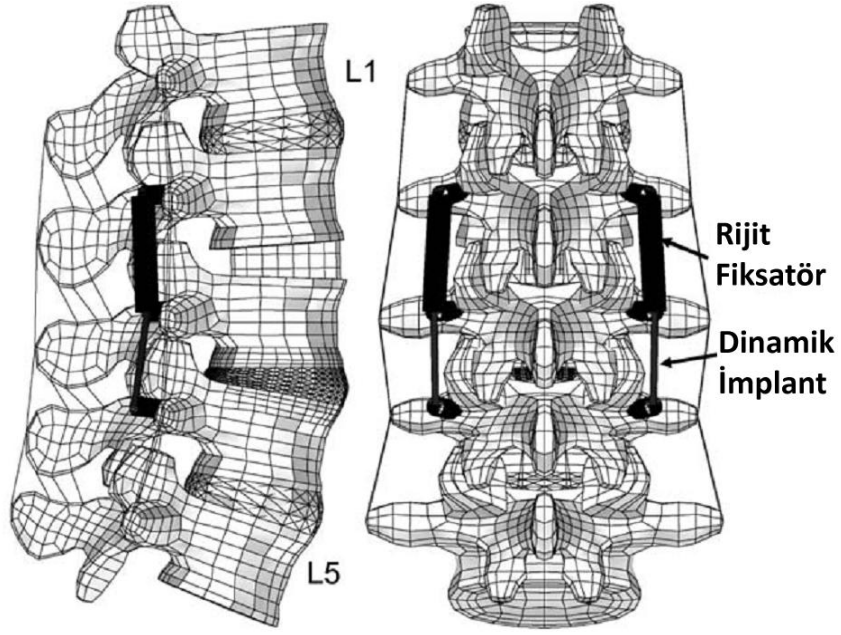
yüzeylerinin pürüzsüz ve yassı olduğunu kabul edilmiştir. Ayrıca, cerrahi etkileri anterior longitudinal ligaman, nucleus pulposus ve anulus fibrozusun ön kısmını modelden çıkararak modellemiştir. Çalışmanın sonucunda, yapay disk implantasyonunun komşu disk basıncındaki küçük değişikliklerle birlikte fleksiyon ve ekstensiyonda hareketliliği sırasıyla %19 ve %44 oranında arttırdığı sonucuna varılmıştır. Ayrıca kayma gerilmelerinin üst yapay disk kemik ara yüzünde alt yapay disk kemik ara yüzüne göre daha yüksek olduğu bulunmuştur.

Rohlmann vd. [98], yapay disk implant pozisyonu ve yüksekliğiyle birlikte implantasyon sırasında intervertebral diskin kademeli olarak alınmasının ve anterior longitudinal ligamanın alınmasının omurga ünitesi üzerindeki etkisini araştırmıştır (Şekil 2.6). Bunun için anterior-posterior düzlemde yerleri değişen üç farklı disk implant yüksekliği kullanmışlardır. Diskin boşaltılması ise üç aşama şeklinde modellenmiştir: anterior anulus, nucleus pulposus ve son olarak bütün diskin tahliyesi. Anterior longitudinal ligamanın önemini araştırmak için ise ligamanın ameliyat sonrası tamirini simule eden anterior longitudinal ligamanın dahil edildiği bir model ve çıkarıldığı ikinci bir model kullanılmıştır. Çalışmanın sonunda ayakta ve fleksiyon için implant pozisyonunun hareket miktarında büyük önem arz ettiği sonucuna varılmıştır. Disk yüksekliğindeki artış hareket miktarını arttırmış ve intervertebral diskin yanıl kısımlarının muhafazası sonucunda ise sağlıklı duruma yakın sonuçlar elde edilmiştir.



Şekil 2.6 L3-4 seviyesindeki yapay disk implantının modellenmesi [98]

Zander vd. [54], füzyonlu ve spinal fiksator uygulanmış L2-3 omurga ünitesine komşu bir üniteye dinamik implant uygulamasının etkilerini incelemiştir (Şekil 2.7). Pedikül vida dinamik implantı L3-4 ünitesine uygulanmıştır. L2-3 ünitesindeki füzyon ilk olarak kemik aşısı ve rijit posterior fiksator ile modellenmiştir. Çalışmanın sonucunda, dinamik implantın implantasyonun yapıldığı üniteye hareket miktarını yürüme, fleksiyon ve ekstensiyon durumları için azalttığı ve aksel rotasyonda da faset eklem yüklerini azalttığı sonucuna varılmıştır.



Şekil 2.7 Zander vd.'nin [54] modellediği füzyon, rijit fiksator ve dinamik implant uygulaması

Parametrik bir çalışmada, Schmidt vd. [75], dinamik bir implant için optimum aksel ve eğilme katılık değerlerini bulmaya çalışırken, bulgularını deneysel bir çalışmayla doğrulamıştır. Serbest ve rijit sabitlenmiş durumlar arasındaki katılık değerlerini araştırmak için stabilizasyon sisteminin modeli, çubuk ve vidaları içerecek şekilde basitleştirilmiştir. Çalışmanın sonucunda çubuk için kabul edilen düşük katılık değerlerinin üniteye kabul edilebilir bir stabilizasyon sağladığı ancak çubuk için atanacak yüksek katılık değerlerinin ihmal edilebilir düzeyde küçük etkileri olduğu bulunmuştur.

Baroud vd. [55], vertebroplastinin omurga ünitesindeki yük transferi üzerindeki etkisini incelemiştir. Kemik dolgusunun malzeme özelliklerini osteoporotik kemiğinkinden 46 defa daha güçlü ve 12 defa daha katı olacak şekilde atamıştır. Dolgu yapılmış vertebraı simule etmek için L5 vertebraının bütün hacmi kemik dolgusu şeklinde modellenmiştir. Çalışmanın sonucunda dolgunun dolgu yapılan vertebradaki son plağın şişmesini azalttığı ve bunun da intervertebral eklemin daha katı davranmasına yol açtığı bulunmuştur.

2.7 Değerlendirme

Her ne kadar deneysel teknikler geleneksel olarak omurga biyomekaniğindeki araştırmalarda öncelikli bilimsel yaklaşım olarak görölse de, teknolojideki veya numune morfolojisindeki kısıtlar sebebiyle her zaman kullanımları mümkün olmayabilmektedir. Sonlu elemanlar analizi, deneysel metotlarla araştırılması pahalı olan veya numuneye hasar vermeden ölçümlerin alınması gereken çalışmalarda, araştırmacılar için önemli ve görece ucuz bir araç haline gelmiştir. Bu yüzden, hesaplamalı metotlar, faset yükleri, osteoporoz ve disk dejenerasyonu arasındaki ilişki ve implant tasarımı gibi karmaşık biyomekanik problemlerin çözümünde literatüre önemli bir katkı sağlamıştır.

Sonlu elemanlar analizinin avantajlarına rağmen, bu yöntemle elde edilen bilgilerin kısıtlarının farkında olunmalıdır. Sonlu elemanlar analizi dört temel üzerine inşa edilmiştir: modelleme, malzeme özellikleri, etkileşimler ve sınır koşulları. Görüntüleme teknolojilerindeki ilerleme sayesinde modelleme kabiliyetleri önemli oranda gelişme göstermiştir ki, bu sayede kemik detaylı bir şekilde ve hatta mikroskobik düzeyde modellenebilmektedir. Sonlu elemanlar analizindeki en büyük kısıtlayıcı faktör malzeme özelliklerinin tanımlanmasıdır. Spinal yapıların malzeme özellikleri genel olarak literatürde bulunan bilgilerden alınmaktadır. Bunun yanında diğer bir kısıt ise, faset yüzeyler veya implant ile kemik arasındaki etkileşimlerin belirli kabuller doğrultusunda tanımlanmasıdır. Yükleme ise genel olarak aksenal yük veya aksenal yüksüz saf moment olarak düşünölmektedir. Bu yüzden, sonlu elemanlar analizinden elde edilen bilgilerin kalitesi, bu kabullerin ne kadar gerçekçi olduğuna bağlıdır. Sonlu elemanlar analizinden elde edilen bilgiler kesin sonuçlar yerine deneyime dayalı tahminler olarak değerlendirilmelidir.

Bütün bunlara rağmen, hesaplamalı yaklaşımlar omurga biyomekaniğindeki deneysel yaklaşımları tamamlayıcı bir etken olmaya devam edecektir ve implant dizaynı gibi karmaşık problemlerin çözümünde yararlı bir araç haline gelecektir. Hesaplamalı analizlerin önemi ve kullanım alanları özellikle nümerik metotların, yazılımların ve donanım kapasitelerinin gelişmesiyle artış gösterecektir.

DEJENERE SPİNAL ÜNİTEDE ANİ DÖNME MERKEZİ

3.1 Giriş

Bel ağrısının yaygın sebeplerinden biri olan disk dejenerasyonu, intervertebral diskin mikro ve makro düzeylerde geçirdiği yapısal değişikliklerin bir sürecidir. Dejenerasyon sırasında disk yapısında meydana gelen değişiklikler spinal ünitenin kinematiğinde değişimlere neden olmaktadır. Kirkaldy-Willis ve Farfan [109], mekanik sonuçları açısından disk dejenerasyonunun üç aşaması olduğunu kabul etmiştir: disfonksiyon, instabilite ve stabilite. İnstabilite aşaması, disk dejenerasyonunda meydana gelen yapısal bozulmadan sonra gelen biyomekanik değişiklikler olarak tanımlanmıştır. Dejenerasyona bağlı instabilite deneysel biyomekanik çalışmalarda hareket miktarındaki artış olarak gösterilmiştir [110].

Hareketin niceliğindeki değişimlerin yanı sıra, ani dönme merkeziyle ölçülen, hareketin niteliğinde de disk dejenerasyonu ile birlikte değişimlerin meydana geldiği deneysel kadavra çalışmalarında ifade edilmiştir. Dejenere spinal ünite de ani dönme merkezinin incelendiği ilk çalışmalarda, dejenere olmuş intervertebral diskte ani dönme merkezi yerinin büyük bir alanda değişebileceği gösterilmiştir [3], [111]. Şaşırtıcı olarak bu çalışmalardan sonra günümüze kadar ani dönme merkezi ve disk dejenerasyonu arasındaki ilişki nadir olarak çalışılmıştır [112].

Temel olarak yaşlanmayla tetiklenen disk dejenerasyonuna, faset eklemler ve ligamanlardaki yaşlanmayla birlikte görülen etkiler eşlik edebilir [10], [110]. Bu yüzden, omurga üç eklemlerli bir yapı olarak düşünülürse [113], sadece disk dejenerasyonunun

spinal ünitenin kinematiği üzerindeki etkisinin deneysel çalışmayla incelenmesinde sonuçlar faset veya ligamanda yaşlanmayla birlikte ortaya çıkan değişimlerden etkilenebilir. Sadece disk dejenerasyonun etkisini incelemek için sonlu eleman modelleri daha etkin ve kullanışlı bir yaklaşım olabilir.

Literatürde, sonlu elemanlar analizini kullanarak, fonksiyonel spinal ünite de ani dönme merkezi ve disk dejenerasyonu arasındaki ilişkiyi inceleyen bir çalışma bulunmamaktadır. Bu nedenle, bu çalışma, farklı disk yapı koşulları, yükleme kademeleri ve yükleme yönleri altında ani dönme merkezi yerinin değişimini incelemek için gerçekleştirilmiştir. Bu çalışmanın hipotezi, alt seviye lomber omurgada diğer etkilerden izole bir şekilde simule edilen disk dejenerasyonunun erken ve orta aşamalarında ani dönme merkezinin yerinde çok büyük değişikliklere yol açmayacağıdır.

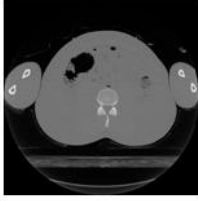
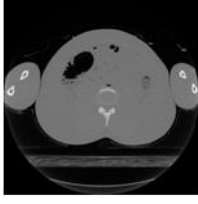
3.2 Malzeme ve Metotlar

Vertebra, intervertebral disk ve ligamanlardan oluşan bir L4-5 omurga ünitesinin sonlu elemanlar modeli, Amerika Birleşik Devletleri Ulusal Tıp Kütüphanesi'nden [114] elde edilen bilgisayarlı tomografi (BT) görüntülerinden (1 mm dilim kalınlığı) kurulmuştur. Disk dejenerasyonu için düşünülen modeller, kurulan modelin değiştirilmesiyle elde edilmiştir: sağlıklı (normal) model, hafif dejenere model ve orta dejenere model.

3.2.1 Normal Model

Bilgisayarlı tomografi (BT) görüntülerinden ImageVis3D (Scientific Computing and Imaging Institute (SCI), Salt Lake City, UT) programıyla L4-5 spinal ünitenin üç boyutlu tersine modellemesi yapıldıktan sonra, ünitenin katı modeli CATIA (Dassault Systems, France) programı kullanılarak tamamlanmıştır (Şekil 3.1). Elde edilen katı model, sonlu elemanlar modelinin kurulması için ANSA (BETA CAE Systems SA, Greece) programına ve buradan elde edilen model sonlu elemanlar analizi için ANSYS 13.0 (Swanson Analysis, Houston, PA) programına yüklenmiştir (Şekil 3.2).

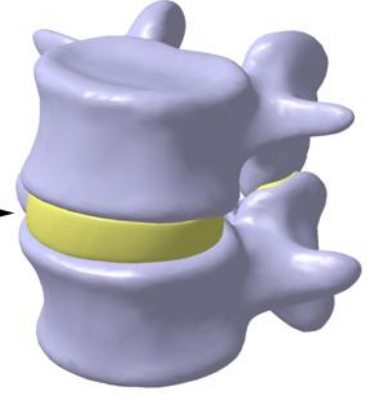
BT Görüntüleri



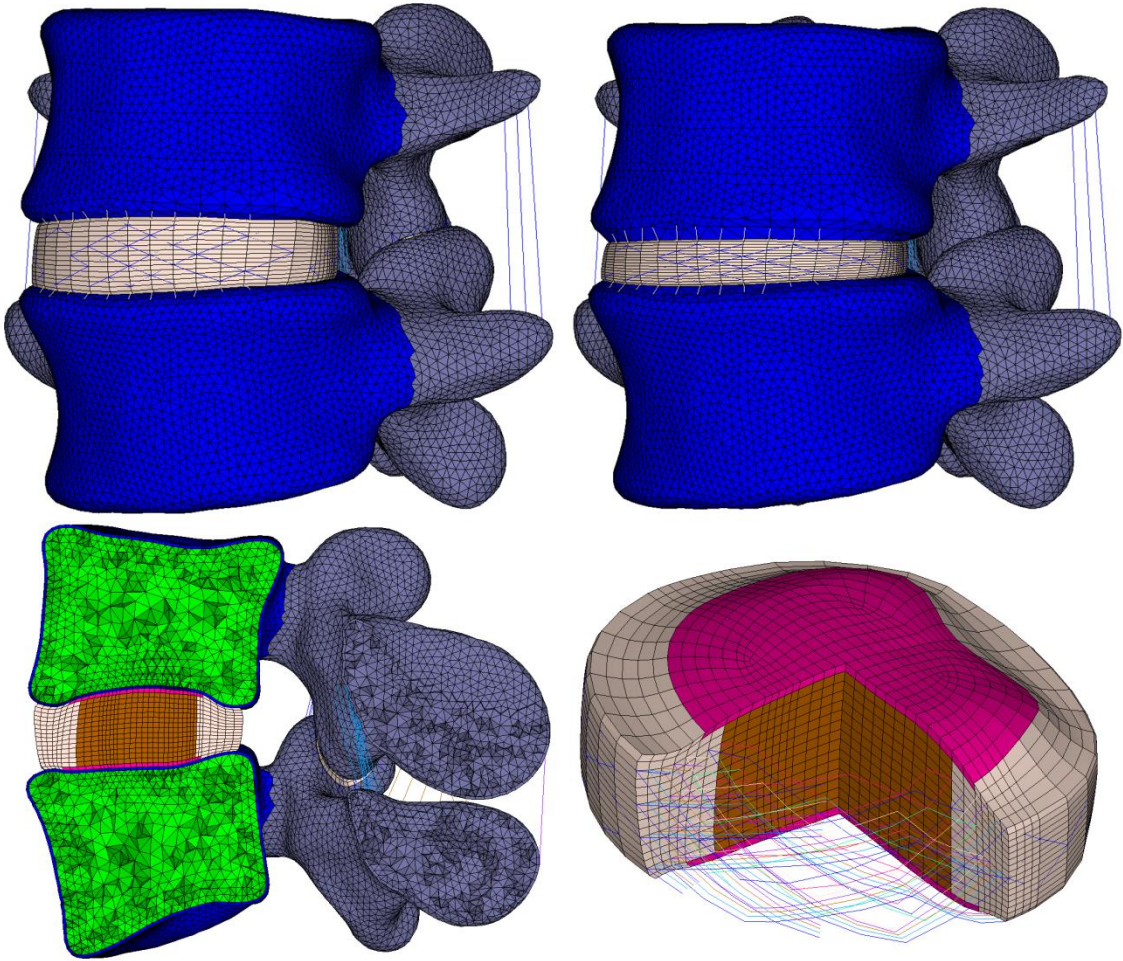
Üç Boyutlu Tersine Modelleme



Katı Modelleme



Şekil 3.1 Bilgisayarlı tomografi görüntülerinden üç boyutlu tersine modelleme ve katı modelleme aşamalarına geçiş



Şekil 3.2 Sağlıklı (sol üst) ve orta seviye dejenere (sağ üst) model, sağlıklı modelin kesit görünüşü (sol alt) ve intervertebral disk yapısı (sağ alt)

Kortikal kemik dokusu kalınlığı 0.5 mm [49] olan beş yüzlü elemanlarla modellenirken, trabeküler kemik ise piramit ve dört yüzlü elemanlar kullanılarak modellenmiştir. Kurulan L4-5 spinal ünitenin sonlu elemanlar modeli toplam olarak 1575 çubuk ve 270324 katı elemandan oluşmaktadır.

Nucleus pulpozus, intervertebral disk merkezine göre hafif posterior şekilde konumlanmış ve yaklaşık olarak disk hacminin %43'ünü [115] kaplamıştır. Anulus temel matris, nucleus pulpozusun etrafını saran katmanlar şeklinde modellenmiştir. Nucleus pulpozus ve anulus temel matris altı yüzlü elemanlar kullanılarak modellenmiştir. Anulus lifleri, sadece çekme yükü altında çalışan link elemanlarla modellenmiş ve liflerin açıları anterior kısımda $\pm 23^\circ$ 'den başlayarak posterior kısma doğru artarak posterior kısımda $\pm 58^\circ$ olacak şekilde modellenmiştir. Anulus liflerinin hacimleri, etraflarını kaplayan anulus temel matris katmanı hacminin en iç katmanda %5 ve en dış katmanda %23 olacak şekilde ayarlanmıştır [87].

Facet kartilaj katmanlar altı yüzlü elemanlar kullanılarak modellenirken, faset eklemleri ise kartilaj katmanları arasında tanımlanan sürtünmesiz kontakla simule edilmiştir. Kontak katılığı için 200 N/mm [105] değeri atanmış ve kartilaj katmanlar arasındaki başlangıç boşluğu 0.5 mm [50] olarak alınmıştır.

Yukarıda belirtilen spinal yapıların malzeme özellikleri ve ligamanların kesit alanları literatürden alınmıştır [43], [48], [49], [52], [54], [56], [61], [68], [87], [101], [116-118] (Çizelge 3.1).

Çizelge 3.1 Modelin oluşturulmasında kullanılan malzeme özellikleri

	Elastisite Modülü (MPa)	Poison Oranı	Kesit Alanı (mm ²)
Vertebra			
Kortikal Kemik	5000	0.3	–
Trabeküler Kemik	50	0.2	–
Posterior Kemiksi Elemanlar	3000	0.3	–
Faset Kartilaj Katmanlar	10.4	0.4	–
İntervertebral Disk			
Nucleus (Sağlıklı)	0.13	0.499	–
Nucleus (Hafif Dejenere)	0.54	0.482	–
Nucleus (Orta Dejenere)	0.95	0.466	–
Anulus Lifler	175	0.3	0.1-0.78
Anulus Temel Matris	1.36	0.45	–
Kartilajenöz Son Plaklar	23.8	0.4	–
Ligamanlar			
ALL	20	–	75.9
PLL	10	–	1.6
CL	7.5	–	19
LF	2.4	–	57.2
ITL	125	–	24
ISL	3.4	–	13.8
SSL	3	–	6

3.2.2 Dejenere Modeller

İntervertebral disk dejenerasyonu, makro düzeyde, disk yapısındaki su içeriğinin azalması, nucleus pulposusun yapısının bozulması ve kaybolmaya başlaması ve disk yüksekliğinin azalması şeklinde gözlemlenmiştir [119].

Bu çalışmada, iki farklı dejenerasyon seviyesini (hafif ve orta dejenerasyon) temsil eden iki dejenere omurga ünite modeli, normal (sağlıklı) omurga ünite modelinin değiştirilmesiyle elde edilmiştir. Disk dejenerasyonu, disk yüksekliğinin hafif ve orta

seviyedeki dejenerasyon modeller için sırasıyla %20 ve %40 azaltılmasıyla modellenmiştir [50]. Disk yüksekliğinin azalmasıyla anulus lifleri ve ligamanlarda oluşan gevşeklik supraspinöz ve interspinöz ligamanlar hariç bütün ligaman ve anulus liflerine negatif başlangıç gerinimleri atanmasıyla modellenmiştir [50]. Disk dejenerasyonunun malzeme özellikleri üstüne etkisi ise, nucleus pulposusun malzeme özelliklerinin her kademe dejenerasyonla birlikte lineer bir değişimle anulus temel matrisin malzeme özelliklerine benzeyeceği kabulüyle modellenmiştir. Disk dejenerasyonun, anulus temel matrisin malzeme özellikleri üzerinde hiçbir etkisinin olmadığı kabul edilmiştir [50], [120].

3.2.3 Yükleme ve Sınır Koşulları

L5 vertebranın alt yüzeyindeki düğüm noktalarının bütün yönlerdeki hareketi kısıtlanmıştır. Bütün düzlemlerde 7.5 Nm'lik bir eğilme momenti tek bir noktaya bağlanmış kiriş elemanlar kullanılarak L4 vertebranın üst yüzeyine uygulanmıştır. Analizlerde büyük deformasyon ve elastik malzeme özellikleri göz önünde bulundurulmuştur. L4 vertebranın hareketi hiçbir yönde kısıtlanmamıştır.

3.2.4 Veri Analizi

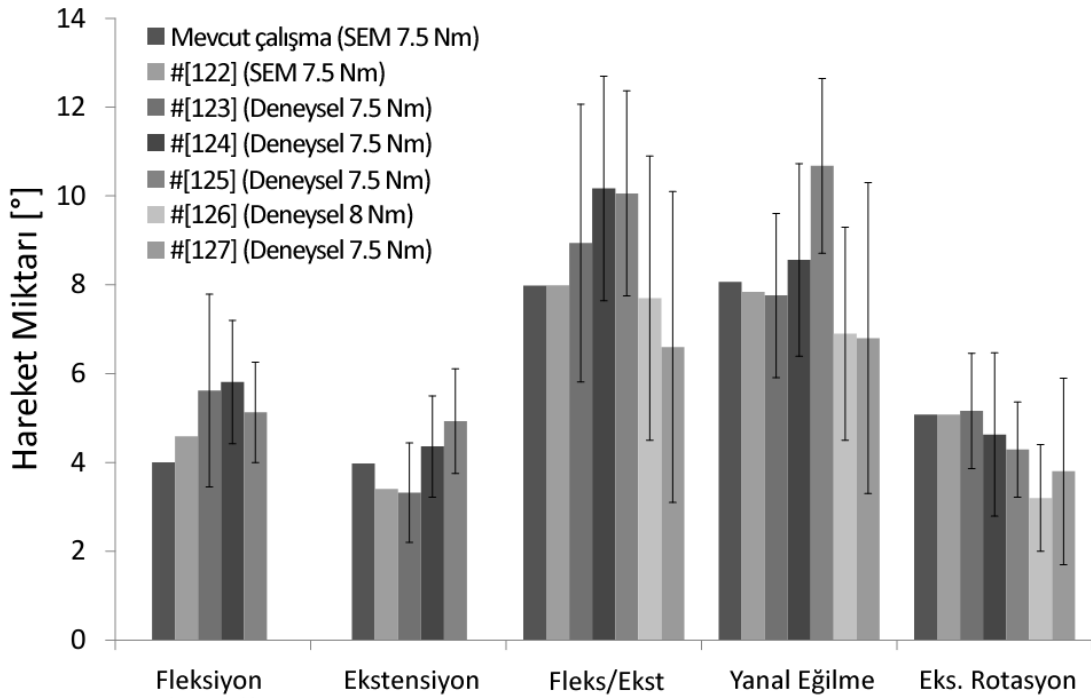
Ani dönme merkezi, L4 vertebranın alt yüzeyindeki iki uç düğüm noktasının yer değiştirme vektörlerinin ortalarından çıkılan dikmelerin kesişimi ile yani literatürde çokça kullanılan Reuleaux metoduyla bulunmuştur [97], [121]. L4-5 ünitesinin ani dönme merkezi, bütün dejenerasyon durumları (normal, hafif ve orta), dört hareket doğrultusu (fleksiyon, ekstensiyon, sağ yanal eğilme ve sol aksenal rotasyon) ve beş yükleme düzeyinde (1.5, 3, 4.5, 6 ve 7.5 Nm) incelenmiştir. Bir yükleme çevriminde ani dönme merkezinin takip ettiği yol olarak tanımlanan centrodun, hareket düzlemi, yükleme düzeyi ve dejenerasyon düzeyi gibi test parametrelerine göre değişimi gözlemlenmiştir.

Sagittal düzlemdeki hareketlerde oluşan faset eklem kuvvetleri, üç kuvvet bileşenin (x-, y- ve z-) vektörel toplanması ile her bir eklem için (sağ ve sol) ayrı ayrı hesaplandıktan sonra ortalamaları alınarak bulunmuştur. Sagittal düzlemdeki hareketlerde anulus temel matriste oluşan gerilme maksimum Von Mises gerilmesi olarak tanımlanmıştır.

3.3 Sonuçlar

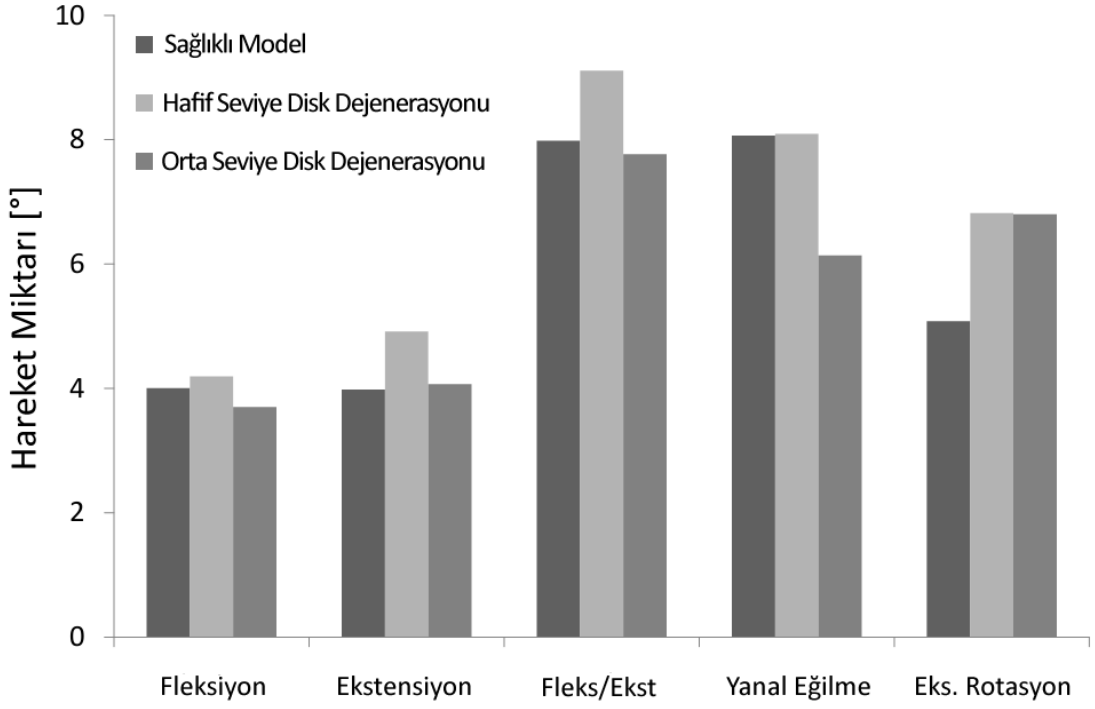
3.3.1 Doğrulama

Sağlıklı Model İçin Hareket Miktarı Analizi: Çalışmada oluşturulan sonlu elemanlar modeli, literatürdeki benzer yükleme ve sınır koşulları altında yapılan deneysel ve hesaplamalı çalışmalarla karşılaştırılarak doğrulanmıştır [122-127] (Şekil 3.3). Kurulan sonlu elemanlar modelinin literatürde daha önceden yayınlanan hareket miktarı değerlerini başarılı bir şekilde yakaladığı görülmektedir.

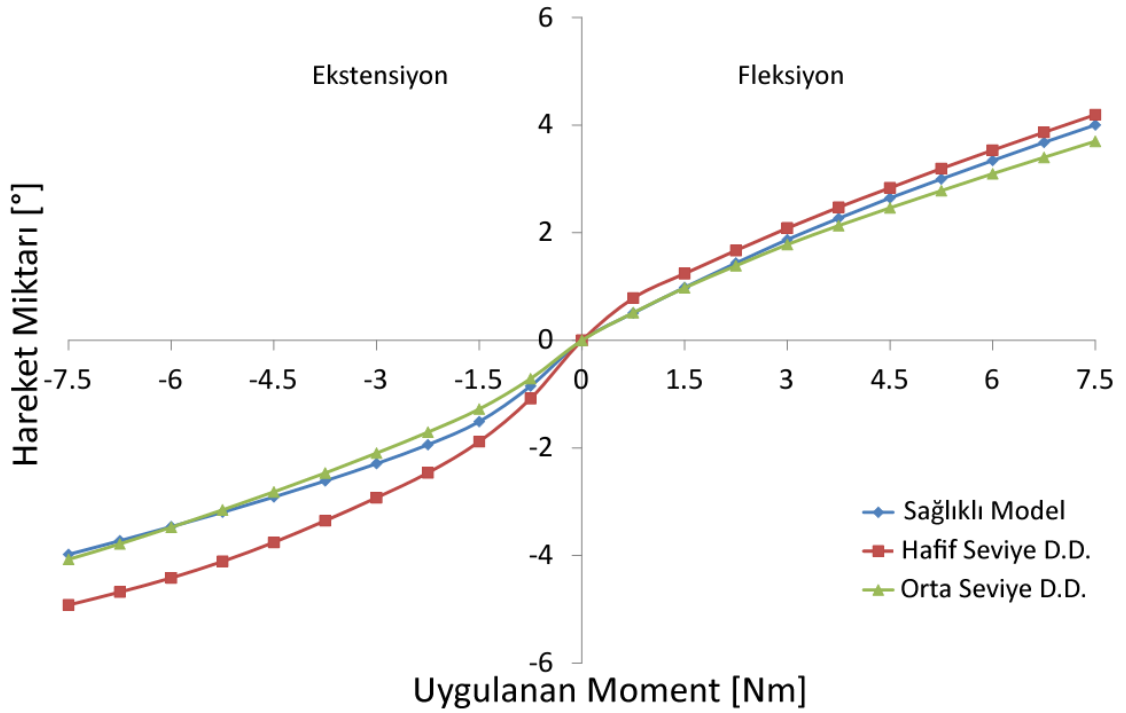


Şekil 3.3 Mevcut çalışmanın sonuçlarının önceki çalışmalarla karşılaştırılması ((#) çalışmaların referans numaralarını belirtmektedir.)

Dejenere Modeller İçin Hareket Miktarı Analizi: Hafif disk dejenerasyonu, bütün hareket düzlemlerinde hareket miktarını arttırmış ve üniteye gevşekliğe sebep olmuştur (Şekil 3.4). Ancak, orta disk dejenerasyonu, hareket miktarları aksel rotasyon hariç bütün hareket düzlemleri için azalmıştır. Benzer değişiklikler yüklemeyer değiştirme eğrilerinde de görülebilmektedir (Şekil 3.5).



Şekil 3.4 Sağlıklı ve iki seviye dejenere model için hareket miktarı değerleri



Şekil 3.5 Sagittal düzlemdeki hareketlerde sağlıklı ve dejenere modellerin yük-hareket miktarı eğrisi

Faset Yükleri ve Anulus Gerilmeleri: Ekstensiyon hareketinde, faset yükleri, hafif dejenerasyonla azalırken orta dejenerasyonla ihmal edilebilir bir değişiklik göstermiştir (Çizelge 3.2). Fleksiyon hareketinde, faset yükleri oluşmamıştır. Hem fleksiyon hem de

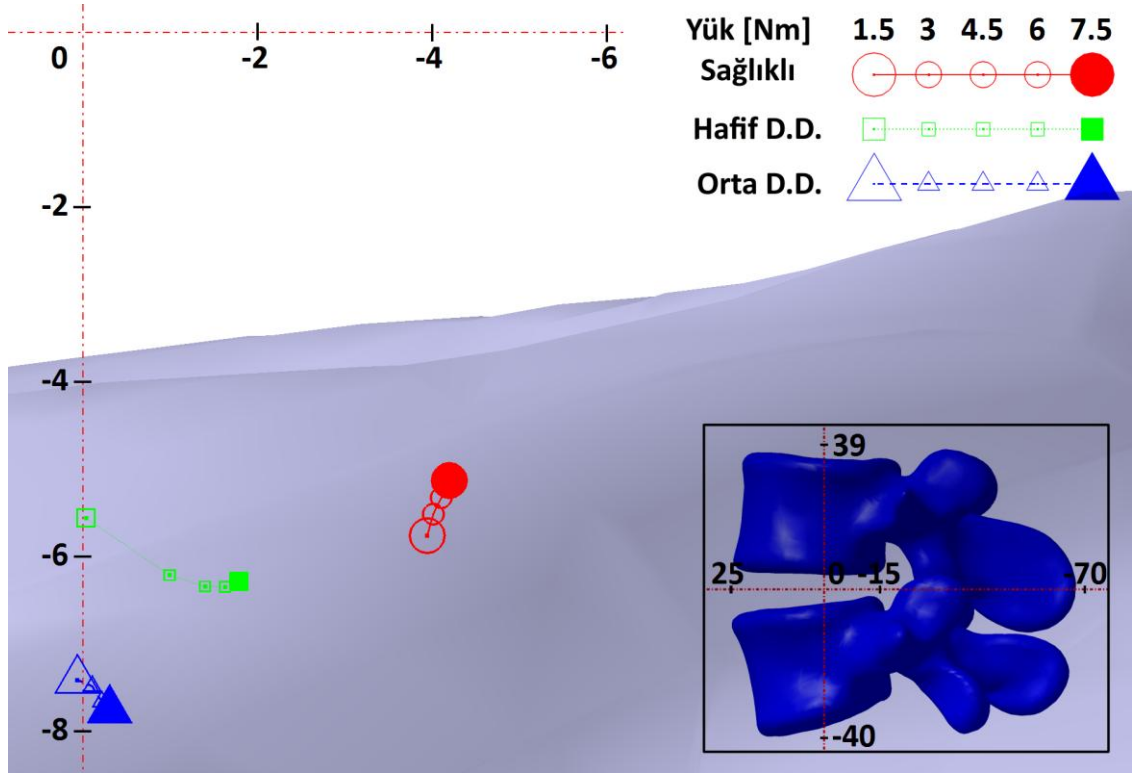
ekstensiyon hareketi için, maksimum anulus gerilmeleri, her kademe dejenerasyonla artış göstermiştir (Çizelge 3.2). Fleksiyonda, bütün dejenerasyon modelleri için, maksimum anulus gerilmesi antero-inferior kenarda ortaya çıkmıştır. Ekstensiyonda, antero-inferior ve postero-inferior kenarlarda yüksek gerilme yığılmaları görülmüştür. Maksimum gerilme sağlıklı modelde antero-inferior kenarda oluşurken dejenere modellerde postero-inferior kenarda oluşmuştur.

Çizelge 3.2 Farklı yükleme ve dejenerasyon koşulları için ortalama faset kuvvetleri ve maksimum anulus gerilmeleri

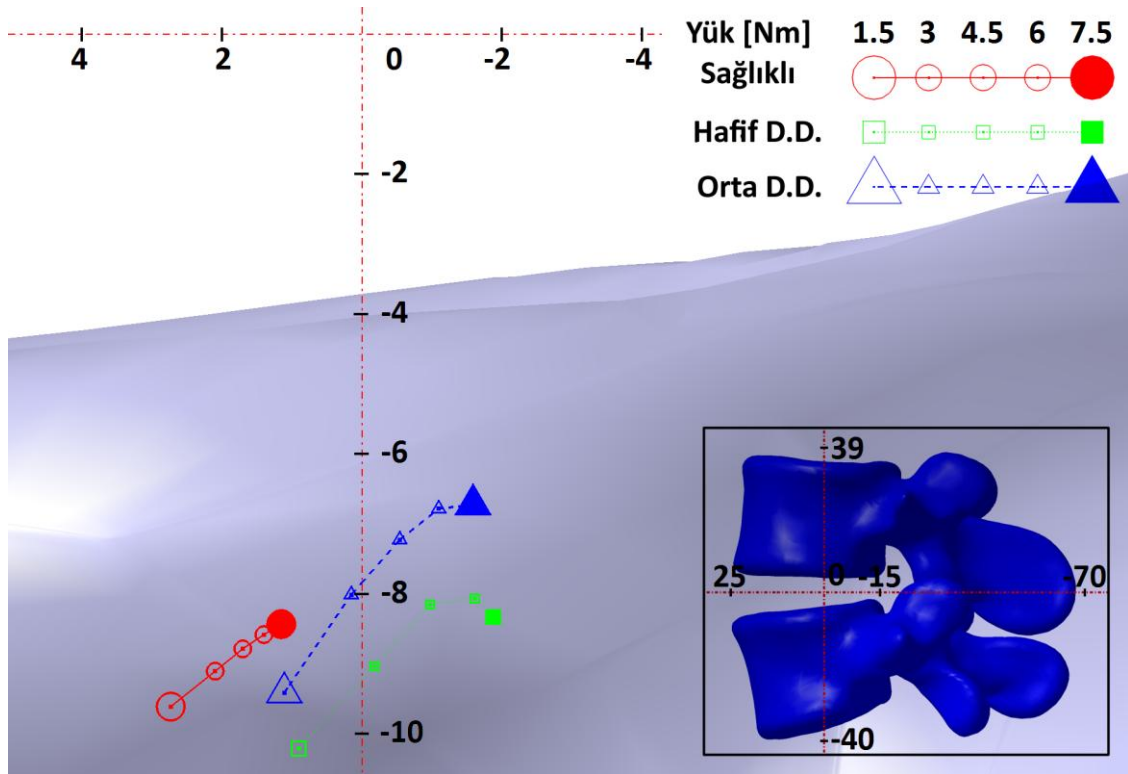
Dejenerasyon Kademesi	Sağlıklı		Hafif D.D.		Orta D.D.	
	Fleks.	Ekstens.	Fleks.	Ekstens.	Fleks.	Ekstens.
Yükleme Yönü						
Ort. Kontak Kuvveti [N]	-	172.09	-	165.64	-	165.08
Maks. Anulus Gerilmesi [MPa]	1.279	0.895	1.611	1.118	1.849	1.242

3.3.2 Ani Dönme Merkezi

Ani Dönme Merkezi – Hareket Yönleri: Sagittal düzlemdeki hareketlerde, ani dönme merkezi, L5 vertebranın içinde olacak şekilde L5 superior son plağına yakın konumlarda bulunmuştur (Şekil 3.6 ve Şekil 3.7). Centrodun uzunluğu, ani dönme merkezinin toplam yer değiştirmesi, ekstensiyonda, fleksiyona kıyasla daha uzun çıkmıştır (Çizelge 3.3 ve Çizelge 3.4). Yanal eğilmede, ani dönme merkezi, disk boşluğunun içinde, merkeze yakın bir konumda bulunmuş ve nispeten kısa bir centrod oluşturmuştur (Şekil 3.8). Eksenel rotasyonda ise, ani dönme merkezi, L5 vertebranın postero-yanal kısmında bulunmuştur (Şekil 3.9). Eksenel rotasyonda, ani dönme merkezinin oluşturduğu centrod, sagittal ve lateral düzlemde oluşan centrodlara göre daha uzundur.



Şekil 3.6 Ani dönme merkezinin her kademe yük ve dejenerasyon için fleksiyondaki değişimi ((+) anterior ve superior yönleri, (-) ise posterior ve inferior yönleri belirtmektedir.) (Bütün ölçülerin birimi mm'dir.)



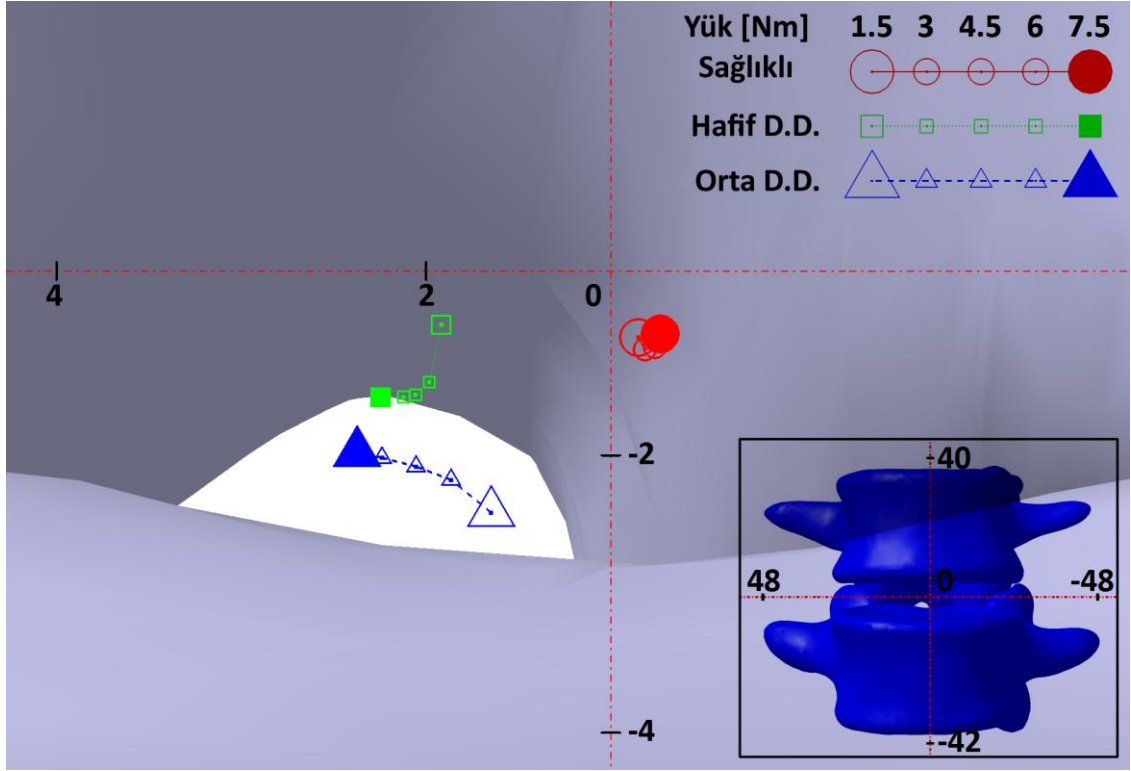
Şekil 3.7 Ani dönme merkezinin her kademe yük ve dejenerasyon için ekstensiyondaki değişimi ((+) anterior ve superior yönleri, (-) ise posterior ve inferior yönleri belirtmektedir.) (Bütün ölçülerin birimi mm'dir.)

Çizelge 3.3 Farklı dejenerasyon seviyelerinde sagittal düzlemdeki hareketler için bulunan ani dönme merkezi değerleri

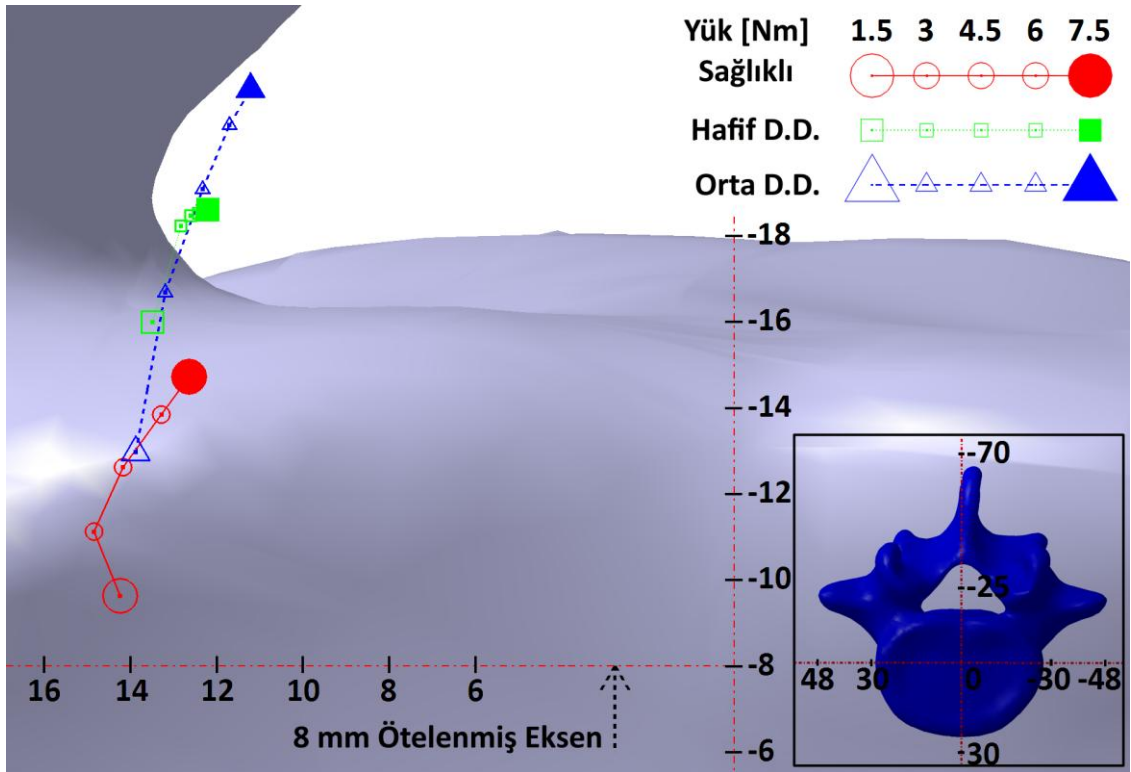
Yükleme Yönü	Fleksiyon			Ekstensiyon		
	Sağlıklı	Hafif	Orta	Sağlıklı	Hafif	Orta
Dejenerasyon Kademesi						
Centrod Uzunluğu [mm]	0.68	1.98	0.53	1.97	3.80	3.95
Ani Dönme Merkezinin Yer Değiştirmesi [mm]	0.68	1.89	0.51	1.97	3.35	3.81
Sağlıklı Duruma Göre Centrodun Değişimi [mm]	-	3.01	4.50	-	2.57	1.87

Çizelge 3.4 Farklı dejenerasyon seviyelerinde yanal eğilme ve eksenel rotasyon için bulunan ani dönme merkezi değerleri

Yükleme Yönü	Sağ Yanal Eğilme			Sol Eksenel Rot.		
	Sağlıklı	Hafif	Orta	Sağlıklı	Hafif	Orta
Dejenerasyon Kademesi						
Centrod Uzunluğu [mm]	0.41	1.22	1.62	5.85	3.07	8.90
Ani Dönme Merkezinin Yer Değiştirmesi [mm]	0.24	1.02	1.59	5.33	2.91	8.84
Sağlıklı Duruma Göre Centrodun Değişimi [mm]	-	2.60	2.89	-	5.68	5.91



Şekil 3.8 Ani dönme merkezinin her kademe yük ve dejenerasyon için sağ yanal eğilmedeki değişimi ((+) sol ve superior yönleri, (-) ise sağ ve inferior yönleri belirtmektedir.) (Bütün ölçülerin birimi mm'dir.)



Şekil 3.9 Ani dönme merkezinin her kademe yük ve dejenerasyon için sol eksenel rotasyondaki değişimi ((+) sol ve anterior yönleri, (-) ise sağ ve posterior yönleri belirtmektedir.) (Bütün ölçülerin birimi mm'dir.)

Ani Dönme Merkezi – Yükleme Seviyeleri: Bir yükleme çevrimi süresince ani dönme merkezinin yeri, nonlinear bir formda, sagittal düzlem hareketlerinde posterior yönde, yanal eğilmede merkezden dışarı yönlerde ve aksenal rotasyonda ise yine posterior yönde gerçekleşmiştir. Sagittal düzlemdeki hareketlerde, supero-inferior yönlerde değişimler de gözlemlenmiştir.

Ani Dönme Merkezi – Disk Dejenerasyonu: Fleksiyonda, ani dönme merkezinin oluşturduğu centrod, bütün modellerde disk orta düzlemine göre posterior yönde konumlanmıştır. Ancak simule edilen her seviye dejenerasyonla beraber centrodların hafif olarak anterior yöne kaydığı gözlemlenmiştir. Ekstensiyonda, centrod genel olarak disk orta düzleminde konumlanmasına rağmen, fleksiyonun aksine, disk dejenerasyonu ile birlikte posterior yönde değişiklik bulunmuştur. Buna ek olarak, centrod uzunluğu, dejenerasyon modellerinde sağlıklı modele göre daha uzun çıkmıştır. Yanal eğilmede, normal modelde, centrod disk merkezine yakın bir konumda iken dejenerasyonun simule edilmesiyle hafif olarak merkezden dışarı yönde değişim bulunmuştur. Aksenal rotasyonda ise, sağlıklı modelde, centrod vertebranın postero-yanal kenarında bulunmuş ve dejenerasyon modellerinde faset eklemlerine doğru kaymıştır. Ek olarak, dejenerasyon modellerinde, centrod uzunluğu sağlıklı modele göre önemli ölçüde artmıştır.

3.4 Tartışma

3.4.1 Ani Dönme Merkezi ve Disk Dejenerasyonu

Bu çalışmada, literatürde ilk kez olmak üzere, dejenerasyon bir lomber omurga ünitesindeki ani dönme merkezinin farklı yükleme seviyeleri, yükleme yönleri ve dejenerasyon aşamaları altındaki davranışı sonlu elemanlar metodu kullanılarak araştırılmıştır. Sonuçlar göstermiştir ki, sağlıklı faset eklemleri ve ligamanlarla birlikte izole bir şekilde modellenen disk dejenerasyonunun ani dönme merkezinin konumu üzerindeki etkisi sınırlıdır ve hipotezimizi doğrulamaktadır. Disk dejenerasyonuna bağlı olarak centrodun konumunda gerçekleşen değişim, sagittal düzlemde 5 mm, aksenal düzlemde 6 mm ve yanal düzlemde 3 mm'nin altında olduğu saptanmıştır. Bu sonuçlar, Seligman vd.'nin [128], dejenerasyon lomber ünitelerinin sagittal düzlemdeki ani dönme merkezini deneysel

olarak incelediği çalışmanın sonuçlarıyla uyum göstermektedirler. Bahsedilen çalışmada, sagittal düzlemdeki hareketler için dejenere ve normal omurga ünitelerinde ani dönme merkezinin ortalama konumları ölçülmüştür ki, buradan ani dönme merkezinin yer değiştirmesinin hafif dejenerasyonla 3.23 mm ve orta dejenerasyonla 8.55 olduğu hesaplanmaktadır. Literatürde ani dönme merkezi ve disk dejenerasyonunu ilişkilendiren çalışmalar seyrek ve bahsedilen çalışma dışında ani dönme merkezi ve centroidu ölçen bir çalışma mevcut değildir. Bu yüzden, yapılan bu çalışma, dejenere lomber ünitesindeki hareketin niteliğinin anlaşılması açısından ek bir kavrayış sağlayacaktır.

Omurga hastalarında yaygın bir patoloji olan dejeneratif disk rahatsızlığı omurga araştırmaları içinde önemli bir hacim kaplamaktadır. Lomber omurgada disk dejenerasyonu ile ünite instabilitesi arasındaki bağlantı ilk olarak Knutsson [129] tarafından 1944 yılında gösterilmiştir. Daha sonra Kirkaldy-Willis ve Farfan [109], dejenerasyona bağlı instabilitenin üç aşamadan oluştuğunu bildirmiştir: geçici disfonksiyon, karasız faz ve instabilite. Ayrıca, hareketteki anormal artışın asemptomatik olabilip mekanik instabiliteye işaret ettiğini, ancak hareketteki minimal düzensizliklerin ardından nörolojik etkilerle birlikte acı veren bir duruma dönüşebileceğini ve bunun da klinik instabiliteye işaret ettiğini açıklamışlardır. Klinik açıdan kararsız spinal hareketi sınıflandırmak için çok çeşitli klinik teknikler ve ölçüler (ünitedeki dönme ve öteleme hareketleri) önerilmiştir [130].

Spinal ünite disk dejenerasyonuna bağlı olarak gerçekleşen kinematik değişiklikler literatürde çokça çalışılmıştır. Nucleus pulposusun kademeli olarak kaybolmasının ve böylece disk basıncının azalmasının, dejenere omurganın katılığını kaybetmesine ve bu sayede yük-hareket eğrisindeki nötr bölgenin artmasına sebep olan mekanizmanın belirtisi olduğuna inanılmaktadır. Mimura vd. [131], dejenere spinal ünitedeki gevşekliğe, nötr bölgenin hareket miktarına oranı olarak tanımlanan instabilite indeksindeki artışın sebep olduğunu göstermiştir. Canella vd. [132], nucleus pulposusun kademeli tahliyesinin disk basıncında azalmaya ve nötr bölge ile hareket miktarında artışa neden olduğunu bildirmiştir. Omurgadaki dejenerasyonun biyomekanik sonuçlarını açıklamaya yönelik kapsamlı çabalara rağmen, dejenerasyonla

beraber hareketin niteliğindeki değişimleri araştıran çalışmalar şaşırtıcı bir şekilde seyrekler.

Hızlı bir şekilde gelişen görüntüleme teknolojisi, araştırmacıları omurga hastalarının spinal kinematiklerini canlı içinde analiz etmek için yeni teknikler geliştirmeye motive etmiştir [133], [134]. Canlı içinde yapılan kinematik ve basınç ölçümlerinin instabilite veya ağrıya sebep olan spinal ünitenin daha kararlı tespit edilmesinde yardımcı olduğuna inanılmaktadır [135]. Her ne kadar bahsedilen teknolojik gelişmeler gelecek vaat etseler de, bu teknolojilerin limitlerinin farkında olmak önemlidir ve spinal hareket ve instabilitenin daha iyi anlaşılmasını gerektirmektedir.

Bilgimiz dahilinde, literatürde dejenerasyonun lomber omurgada ani dönme merkezini inceleyen sadece birkaç kadavra çalışması vardır ve hiçbir hesaplamalı çalışma bulunmamaktadır. Bu alanda otuz veya kırk sene önce yayınlanan ilk kadavra çalışmaları, dejenerasyonun lomber omurgadaki ani dönme merkezinin yeri üzerinde kayda değer bir etkisi olduğunu göstermişlerdir [3], [111]. Daha sonra 1984'te yayınlanan bir çalışma, dejenerasyonla birlikte sagittal düzlemde ani dönme merkezinin yerinde belli miktarda değişiklik olduğunu gösterse de, bu değişiklik önceden kabul edilen miktarlarda olmamıştır [128]. Bu çalışmanın sonuçları da göz önünde bulundurulduğunda lomber omurga ünitesinin hareketinin niteliği ve niceliği dejenerasyonun aşamasına ve disk ve faset eklemleri içindeki yapısal değişimin boyutlarına bağlıdır. Bu çalışmanın sonuçları göstermektedir ki, spinal hareketteki değişiklikler ancak dejenerasyon prosesinin belli bir aşamasından sonra klinik olarak teşhis edilebilir duruma gelebilir. Bu yüzden, günümüz görüntüleme teknolojisiyle, dejenerasyon temelli instabilite sorunlarının kinematik tabanlı teşhisi, dejenerasyonun ileri aşamalarında rahatlıkla yapılabilir.

3.4.2 Modelin Doğrulanması

Dejenere omurga ünitesinin biyomekanik olarak inceleyen birçok deneysel çalışma olduğu gibi bazı araştırmacılar da disk dejenerasyonunu sonlu elemanlar metoduyla modelleme yoluna gitmişlerdir. Bu çalışmada kullanılan model dejenere lomber omurganın hareket miktarını belirleme de literatürdeki deneysel ve hesaplamalı çalışmaların sonuçlarıyla mükemmel uyum göstermiştir. Bu çalışmanın sonuçları sadece

literatürdeki çalışmaların sonuçlarında belirtilen değerlerin aralığında kalmayıp, aynı zamanda, farklı düzlemlerdeki hareketlerde, literatürdeki çalışmaların sonuçlarına benzer şekildeki değişimleri sergilemiştir. Ayrıca, bu çalışmada verilen moment-rotasyon eğrileri Rohlmann vd. tarafından verilen eğrilerle benzerlik göstermektedir [50]. Eğrilerin nonlineer karakteristiği, hafif dejenerasyonla artmış, ileri seviyedeki dejenerasyonla azalmıştır.

Faset yükleri, ekstensiyonda, hafif dejenerasyonla birlikte önemli bir ölçüde azalmış ve orta dejenerasyonda neredeyse aynı kalmıştır. Daha önce yapılan bir sonlu elemanlar çalışması bu çalışmanın sonuçlarına uygun şekilde hafif dejenerasyonla faset yüklerinde azalma olduğunu göstermiştir [52]. Bahsedilen çalışma, mevcut çalışmanın aksine orta dejenerasyonla faset yüklerinde devam eden bir azalma bildirilmiştir. Ancak, yine aynı çalışmada orta dejenerasyonla birlikte hareket miktarındaki azalmada kayda değer seviyede gerçekleşmiştir. Bu yüzden, eğer faset yükleri hareket miktarına normalize edilirse ortaya çıkan sonuçlar uyum göstermektedir. Bu çalışmada maksimum anulus gerilmesinin dejenerasyonla birlikte sürekli arttığı gözlemlenmiştir. Bu artış ve gerilme dağılımının literatürle uyum içinde olduğu görülmüştür [50].

3.4.3 Sınırlamalar

Bu çalışmada, disk dejenerasyonu, literatürdeki modelleme örneklerine benzer şekilde, disk yüksekliğinin ve disk yapılarının malzeme özellikleri değiştirilerek simule edilmiştir. Kinetik ve kinematik sonuçlar literatürle uyumlu olmasına rağmen, bu çalışmadaki model, ağır dejenerasyonda görülen anulustaki çatlak ve yırtılmaları, osteofit oluşumunu veya son plaklardaki değişiklikleri göz önüne almamıştır. Disk dejenerasyonunda görülen bu değişiklikler, fasetlerdeki dejenerasyonla birlikte ani dönme merkezini önemli ölçüde etkileyebilir. Yine de bu çalışmanın amacı erken aşamadan orta aşamaya kadar olan izole disk dejenerasyonunun ani dönme merkezinin davranışı üzerindeki etkisini incelemektir. İzole disk dejenerasyonun deneysel olarak çalışılması doku seçiminde ve doku bankalarından temininde yaşanan kısıtlardan dolayı zor olabilir. Üstelik bu çalışmada kullanılan model daha önceden elde edilen tomografi görüntülerinden oluşturulmuş ve bu yüzden deneysel kadavra çalışması için fiziksel bir numune mevcut değildir. Bu çalışma kapsamında, disk dejenerasyonun modellenmesi

için literatürde kullanılan genel uygulamalardan yararlanılmış ve model literatürde yer alan sonuçlar kullanılarak doğrulanmıştır.

3.4.4 Değerlendirme

Bu çalışma, literatürde ilk kez, dejenere lomber ünitedeki hareketin niteliğini sonlu elemanlar metoduyla, üç temel anatomik düzlemde incelemiştir. Çalışmanın sonucunda izole bir şekilde simule edilen hafif ve orta aşamadaki disk dejenerasyonlarının, ani dönme merkezinin konumuyla ölçülen, hareketin niteliği üzerindeki etkilerinin sınırlı olduğu bulunmuştur.

LOMBER OMURGADA LİGAMAN HASARININ ANİ DÖNME MERKEZİ ÜZERİNDEKİ ETKİSİ

4.1 Giriş

Omurganın kusursuz hareketi, aktif (kaslar) ve pasif (disk, fasetler ve ligamanlar) faktörlerin birlikte çalışmasıyla elde edilir. Omurgadaki kas fonksiyonunun kaybolması vücudun hareket kabiliyetini engelleyebilir, ancak pasif faktörlerin fonksiyonunda meydana gelecek bir hasar omurgayı kararsız duruma sokabilir ve emniyet endişelerini gündeme getirebilir. Spinal ligamanların temel fonksiyonlarından biri günlük aktiviteler süresince dengeli ve kısıtlanmış bir harekete izin vererek omurgadaki stabiliteyi sağlamaktır [3]. Ünitekteki instabilite başarısız bel cerrahisi sendromunun nedenlerinden biridir. Dejeneratif instabilite, Kirkaldy-Willis ve Farfan [109] tarafından tanımlanmıştır. Bel ağrısından şikayetçi olan hastalarda spinal instabilite görülme oranı %20-30 civarındadır [136], [137].

Spinal ligamanların ayrı ayrı katkıları birçok çalışmada araştırılmıştır [21], [138-142]. Araştırmacılar, ligamanların omurga kinematiğinde oynadığı rolü değerlendirmek için ligamanları sırayla keserek spinal ünitenin hareket miktarındaki değişimleri analiz etmişlerdir. Ünitenin katılığındaki ve hareket miktarındaki değişiklikler, geleneksel esneklik testleriyle [139-142] veya hibrit test protokolleriyle [21] veya robotik uygulamalarla [138] gerçekleştirilen biyomekanik değerlendirmelerde belgelenmiştir.

Birçok biyomekanik araştırma [21], [138-142], sayesinde ligaman hasarı ile ünitedeki hareket miktarının artması ve katılığın azalması arasındaki ilişki ortaya konulduğu halde, ani dönme merkeziyle ölçülen, hareketin niteliğindeki değişim hakkında

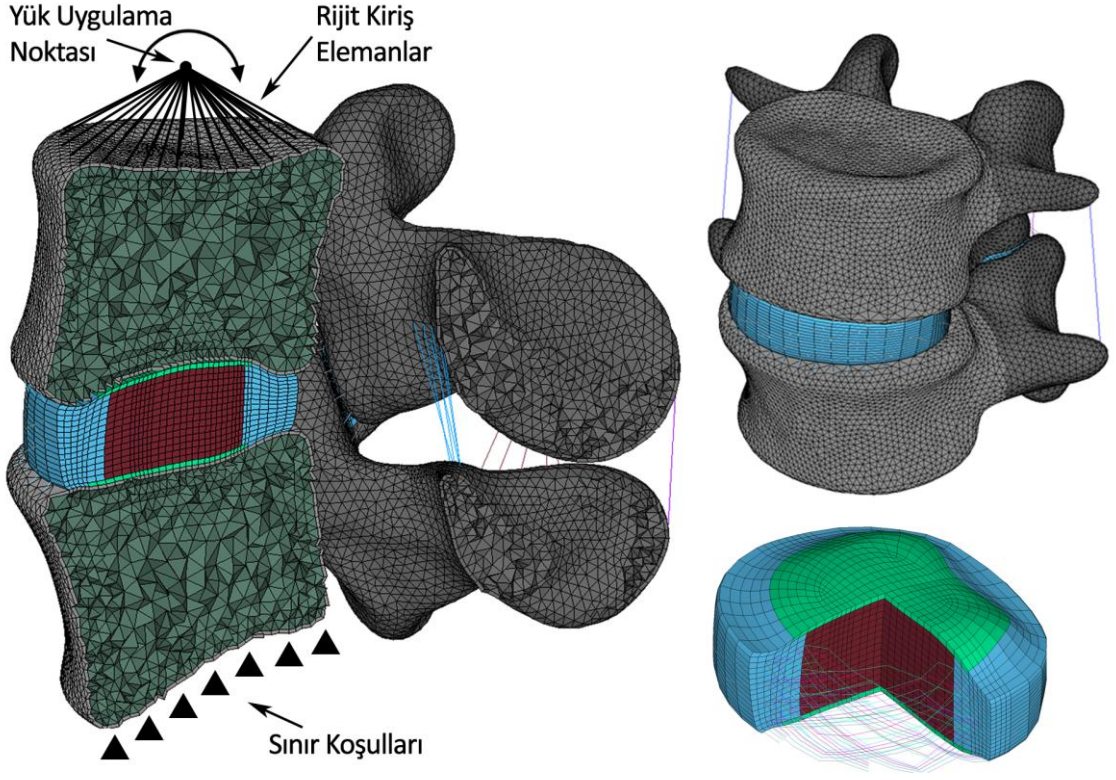
literatürde hiç bir bilgi bulunmamaktadır. Hasarlı omurganın ne kadar hareket ettiğinin yanında nasıl hareket ettiğinin de anlaşılması ligaman hasarının teşhisine ve optimal tedavi stratejisinin belirlenmesine yardımcı olabilir.

Bu sebeple, bu çalışmanın amacı, farklı ligaman hasarları, yükleme seviyeleri ve yükleme yönlerinde ani dönme merkezinin karakteristiğindeki değişiklikleri incelemektir.

4.2 Malzeme ve Metotlar

Bu çalışmada, bir önceki bölümde oluşturulması anlatılan sonlu elemanlar modeli, üzerinde bazı değişiklikler yapılarak kullanılmıştır. Burada modelin oluşturulmasından ve değişikliklerden kısaca bahsedilecektir.

Vertebra, intervertebral disk ve ligamanlardan oluşan bir L4-5 omurga ünitesinin sonlu elemanlar modeli bilgisayarlı tomografi (BT) görüntülerinden çeşitli tersine modelleme, bilgisayar destekli tasarım ve bilgisayar destekli mühendislik programlarıyla kurulmuş ve sonlu elemanlar analizleri gerçekleştirilmiştir (Şekil 4.1). Bir önceki bölümde kurulan modelden farklı olarak, ligamanlar, nonlinear yay olarak modellenmiştir. Kurulan L4-5 spinal ünitenin sonlu elemanlar modeli toplam olarak 1230 çubuk, 300 yay ve 270324 katı elemandan oluşmaktadır.



Şekil 4.1 Oluşturulan L4-5 omurga modelinin kesit (sol), disk yapısı (sağ alt) ve tam (sol üst) görüntüsü ile yükleme ve sınır şartları

Nucleus pulposus ve anulus temel matris altı yüzlü elemanlar kullanılarak modellenmiştir. Anulus lifleri sadece çekme yükü altında çalışan link elemanlarla modellenmiştir. Anulus liflerinin hacimleri, etraflarını kaplayan anulus temel matris katmanı hacminin en iç katmanda %5 ve en dış katmanda %23 olacak şekilde ayarlanmıştır [87]. Bir önceki bölümde nucleus pulposus ve anulus temel matris için kullanılan lineer elastik malzeme modeli yerine, bu bölümde hiperelastik mooney-rivlin malzeme modeli kullanılmıştır.

Facet kartilaj katmanlar altı yüzlü elemanlar kullanılarak modellenirken faset eklemleri ise kartilaj katmanları arasında tanımlanan sürtünmesiz kontakla simule edilmiştir. Kontak katılığı için 200 N/mm [105] değeri atanmış ve kartilaj katmanlar arasındaki başlangıç boşluğu 0.5 mm [50] olarak alınmıştır.

Kurulan L4-5 omurga ünitesindeki kortikal ve trabeküler kemik, posterior kemiksi elemanlar, faset kartilaj katmanlar, anulus lifleri ve kartilajenöz son plaklar [36], [49], [54], [56], [61], [101], anulus temel matris ve nucleus pulposus [36], [48], ve ligaman

[36], [39], [52], [54], [143] yapılarının malzeme özellikleri literatürden alınmıştır (Çizelge 4.1).

Çizelge 4.1 Modelin oluşturulmasında kullanılan malzeme özellikleri

	Elastisite Modülü (MPa)	Poison Oranı	Kesit Alanı (mm ²)
Vertebra			
Kortikal Kemik	5000	0.3	–
Trabeküler Kemik	50	0.2	–
Posterior Kemiksi Elemanlar	3000	0.3	–
Faset Kartilaj Katmanlar	10.4	0.4	–
İntervertebral Disk			
Nucleus Pulpozus	Mooney-Rivlin $c_1=0.017$, $c_2=0.004$		
Anulus Lifler	175	0.3	0.1 – 0.78
Anulus Temel Matris	Mooney-Rivlin $c_1=0.18$, $c_2=0.045$		
Kartilajenöz Son Plaklar	23.8	0.4	–
Ligamanlar	Nonlinear kuvvet-yer değiştirme eğrileri		

4.2.1 Ligaman Hasarlı Modeller

Ligaman hasarları, sırasıyla, supraspinöz ligaman, interspinöz ligaman, ligamentum flavum, kapsüler ligaman, transvers ligaman, posterior longitudinal ligaman ve anterior longitudinal ligamanın modelden çıkarılmasıyla simule edilmiştir.

4.2.2 Yükleme ve Sınır Koşulları

L5 vertebraının alt yüzeyindeki düğüm noktalarının hareketi bütün yönlerde kısıtlanmıştır. Modelin doğrulanması için yapılan analizlerde 7.5 Nm ve ligaman hasarının etkileri için yapılan analizlerde 6 Nm'lik eğilme momentleri, bütün hareket düzlemlerinde, L4 vertebraının üst yüzeyine uygulanmıştır. L4 vertebraının bütün düzlemlerdeki hareketine izin verilmiştir. Yüklerin L4 vertebraının üst yüzeyine homojen olarak dağılımını sağlamak için, yükler, bir ucu vertebraının üst yüzeyindeki düğüm noktalarında diğer ucu ise tek bir düğüm noktasında toplanmış olan rijit kiriş elemanlar

kullanılarak uygulanmıştır (Şekil 4.1). Analizlerde büyük deformasyon ve elastik malzeme özellikleri göz önünde bulundurulmuştur.

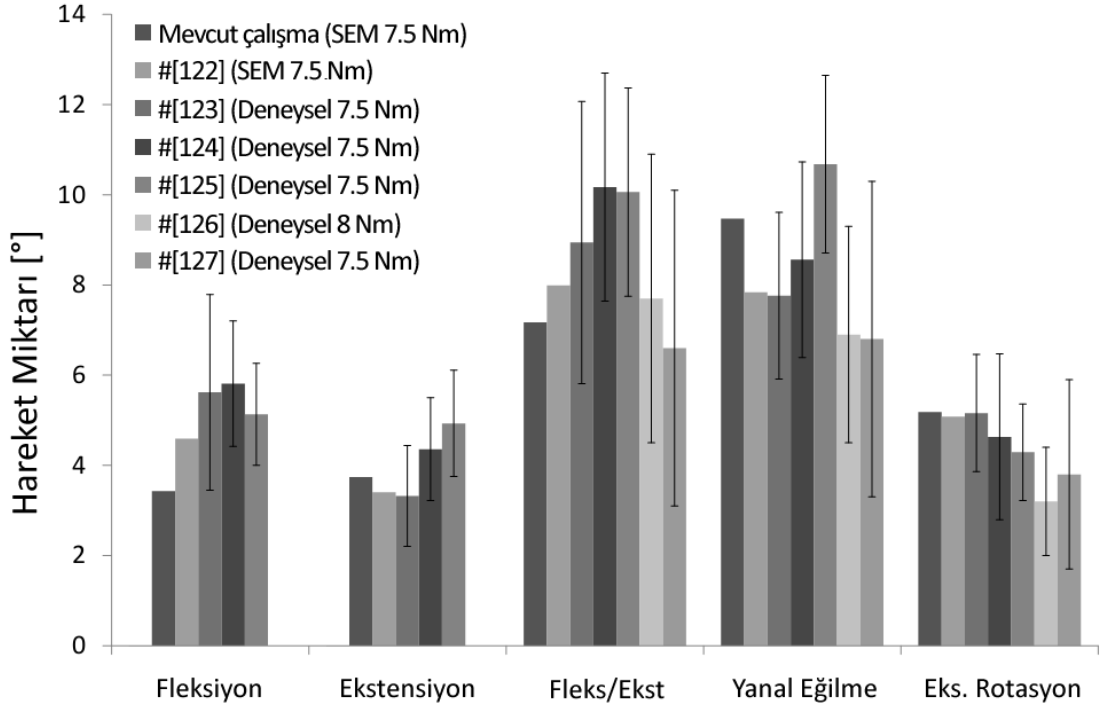
4.2.3 Veri Analizi

Ani dönme merkezi, L4 vertebranın alt yüzeyindeki iki uç düğüm noktasının yer değiştirme vektörlerinin orta noktalarından çıkılan dikmelerin kesişimi ile bulunmuştur [97], [121]. L4-5 omurga ünitesinin ani dönme merkezi, sekiz farklı ligaman hasar durumu, dört hareket yönü (fleksiyon, ekstensiyon, sağ yanal eğilme, sol aksenel rotasyon) ve dört yükleme aşaması (1.5, 3, 4.5 ve 6 Nm) için incelenmiştir. Ani dönme merkezinin bir yükleme çevriminde izlediği yol olan centrodun karakteristiğindeki değişimler hesaplanmıştır [144]. Centrod uzunluğu ani dönme merkezinin izlediği yolun toplam uzunluğu olarak, ani dönme merkezinin ötelenmesi ise yükleme sırasında centrodun başlangıç ve bitiş noktaları arasındaki mesafe olarak tanımlanmıştır. Centrodun yer değiştirmesi ise hesaplanan centrod ile sağlıklı modeldeki centrod arasındaki fark olarak ifade edilmiştir. Centrod lineer bir karakter gösterdiği zaman centrod uzunluğu ve ani dönme merkezinin yer değiştirmesi yaklaşık değer almakta, centrod dalgalı iken ise aralarındaki fark artmaktadır.

4.3 Sonuçlar

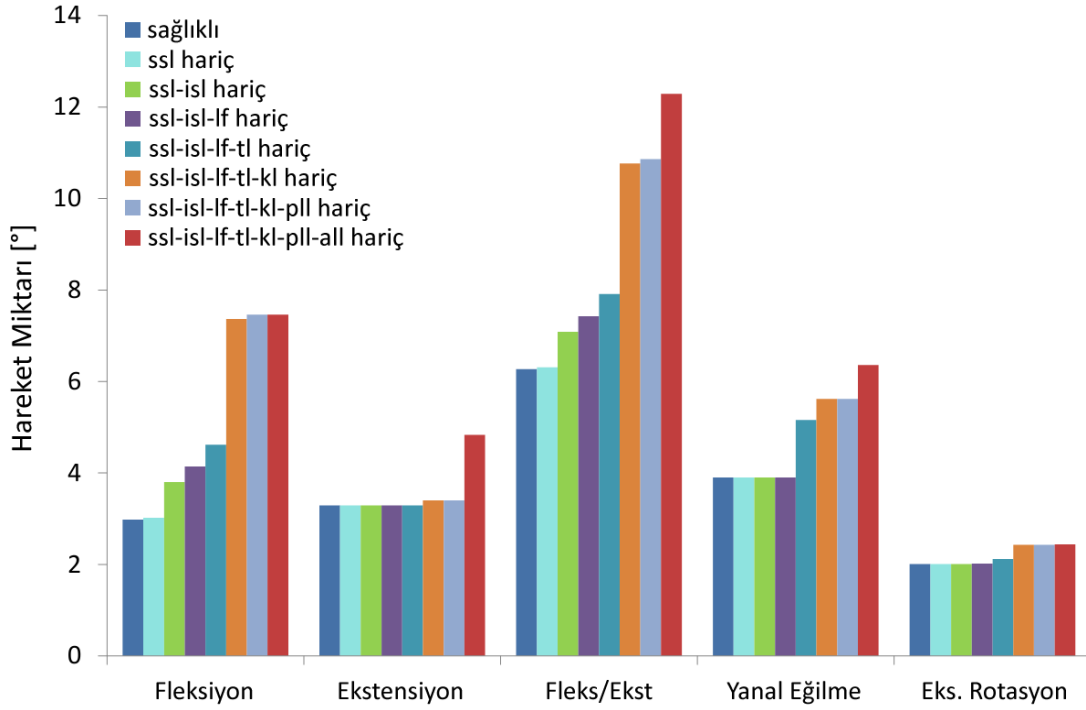
4.3.1 Hareket Miktarı ve Gerilme Analizi

Sağlıklı Model İçin Hareket Miktarı Analizi: Çalışmada oluşturulan sonlu elemanlar modeli literatürdeki benzer yükleme ve sınır koşulları altında yapılan deneysel ve hesaplamalı çalışmalarla karşılaştırılarak doğrulanmıştır [122-127] (Şekil 4.2). Oluşturulan modelin hareket miktarı sonuçlarının daha önce literatürde yayınlanan değerlerle kabul edilebilir bir oranda benzerlik gösterdiği görülmüştür.



Şekil 4.2 Mevcut çalışmanın sonuçlarının önceki çalışmalarla karşılaştırılması ((#) çalışmaların referans numaralarını belirtmektedir.)

Hasarlı Ligaman Modellerinde Hareket Miktarı Analizi: Fleksiyonda, SSL hasarı, hareket miktarında hafif bir artışa sebep olsa da İSL'in hareket miktarı üzerinde önemli bir etkisinin olduğu görülmüştür (Şekil 4.3). Ayrıca, LF ve TL'in hasarı hareket miktarı üzerinde benzer etkilere sebep olurken, bu etki İSL'in etkisinden azdır. Fleksiyonda hareket miktarı üzerindeki en büyük değişiklik KL'in hasarından sonra meydana gelmiştir. Ayrıca, PLL'in hasarı hareket miktarında hafif bir artışa sebep olurken, beklendiği üzere fleksiyonda ALL'in hareket miktarı üzerinde hiçbir etkisi olmamıştır. Ekstensiyonda, sadece ALL'in çıkarılması hareket miktarında artışa sebep olmuştur. Yanal eğilmede hareket miktarı üzerindeki en büyük etkiyi TL gerçekleştirirken, TL'in yanında KL ve ALL'in hasarı da hareket miktarı üzerinde önemli bir değişime yol açmıştır. Eksenel rotasyonda, KL, PLL ve ALL'in hasarı hareket miktarında hafif artışa sebep olmuştur.



Şekil 4.3 Posteriodan anteriora doğru sırayla simule edilen ligaman hasarıyla hareket miktarının değişimi

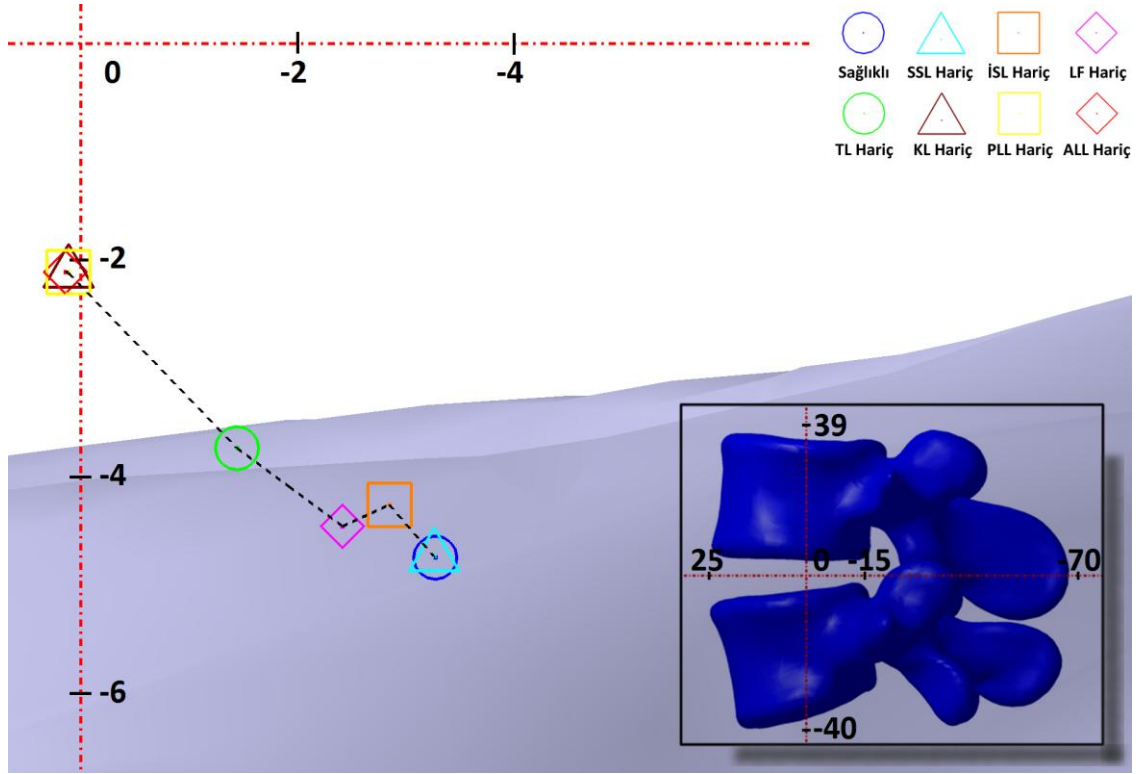
Faset Yükleri ve Anulus Gerilmeleri: Ekstensiyonda, faset yükleri, KL ve ALL'ın çıkarılmasıyla sağlıklı duruma göre, sırasıyla, %10 ve %60 oranında artmıştır (Çizelge 4.2). Fleksiyonda faset yükleri oluşmamıştır. Fleksiyonda, maksimum anulus gerilmesi posterior ligamanların hasarıyla artarken, KL'in hasarı maksimum anulus gerilmesi üzerindeki en büyük etkiyi göstermiştir. Ekstensiyonda, ligaman hasarına bağlı olarak maksimum anulus gerilmesindeki en büyük artış ALL'ın hasarından sonra, sağlıklı duruma kıyasla %15 civarında gerçekleşmiştir (Çizelge 4.2). Fleksiyonda, maksimum anulus gerilmesi, bütün ligaman hasarı senaryoları için anulusun antero-inferior kenarında bulunmuştur ve ligamanların sırayla modelden çıkarılmasıyla anulusun postero-inferior kenarında kademeli bir artış gözlenmiştir. Ekstensiyonda, maksimum anulus gerilmesi, anulusun ALL hasarı dışındaki bütün durumlarda anulusun antero-inferior kenarında bulunmuştur. ALL'ın modelden çıkarılmasıyla maksimum anulus gerilmesinin konumu hafif olarak yanal yönde kaymış ve anulusun postero-inferior kenarındaki gerilmelerde hafif bir azalma gözlemlenmiştir.

Çizelge 4.2 Posteriordan anteriora doğru sırayla simule edilen ligaman hasarı için ortalama faset kuvvetleri ve maksimum anulus gerilmeleri

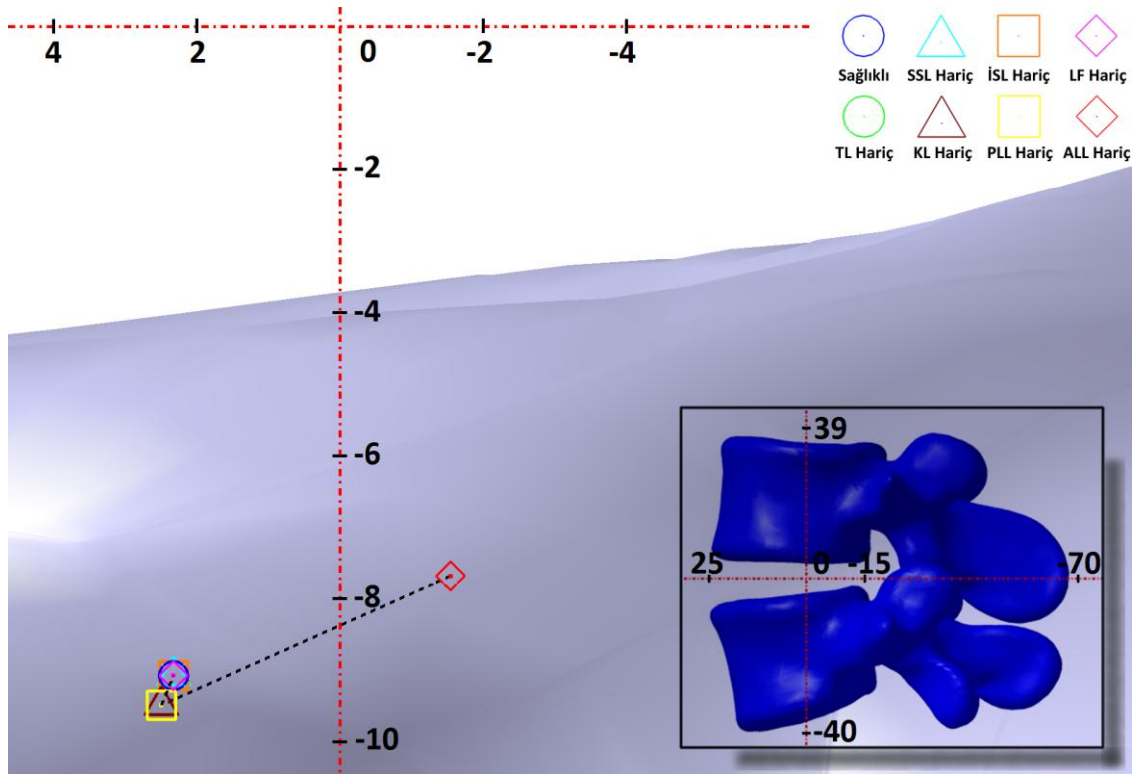
Yükleme Yönü	Maks. Anulus Gerilmesi [MPa]		Faset Kuvvetleri [N]	
	Fleksiyon	Ekstensiyon	Fleksiyon	Ekstensiyon
Sağlıklı	0.58	0.71	-	121.38
SSL Hariç	0.59	0.71	-	121.38
İSL Hariç	0.75	0.71	-	121.38
LF Hariç	0.82	0.71	-	121.38
TL Hariç	0.88	0.71	-	121.38
KL Hariç	1.46	0.73	-	136.27
PLL Hariç	1.48	0.73	-	136.27
ALL Hariç	1.48	0.81	-	190.64

4.3.2 Ani Dönme Merkezi Analizi

Sağlıklı Ünite de Ani Dönme Merkezi – Hareket Yönleri: Sagittal düzlemdeki hareketlerde, ani dönme merkezi, L5 vertebranın superior son plağına yakın konumlarda bulunmuştur (Şekil 4.4 ve 4.5). Fleksiyonda, centrod uzunluğu ve ani dönme merkezinin yer değiştirmesi ekstensiyondakinden daha büyüktür (Çizelge 4.3). Yanal düzlemde, ani dönme merkezi, disk merkezine yakın bir konumda, disk boşluğu içindedir (Şekil 4.6). Eksenel rotasyonda, ani dönme merkezi, L5 vertebranın postero-yanal kısmında bulunmuştur (Şekil 4.7). Eksenel rotasyonda, centrod uzunluğu ve ani dönme merkezinin yer değiştirmesi diğer düzlemdeki hareketlere kıyasla önemli ölçüde büyüktür.



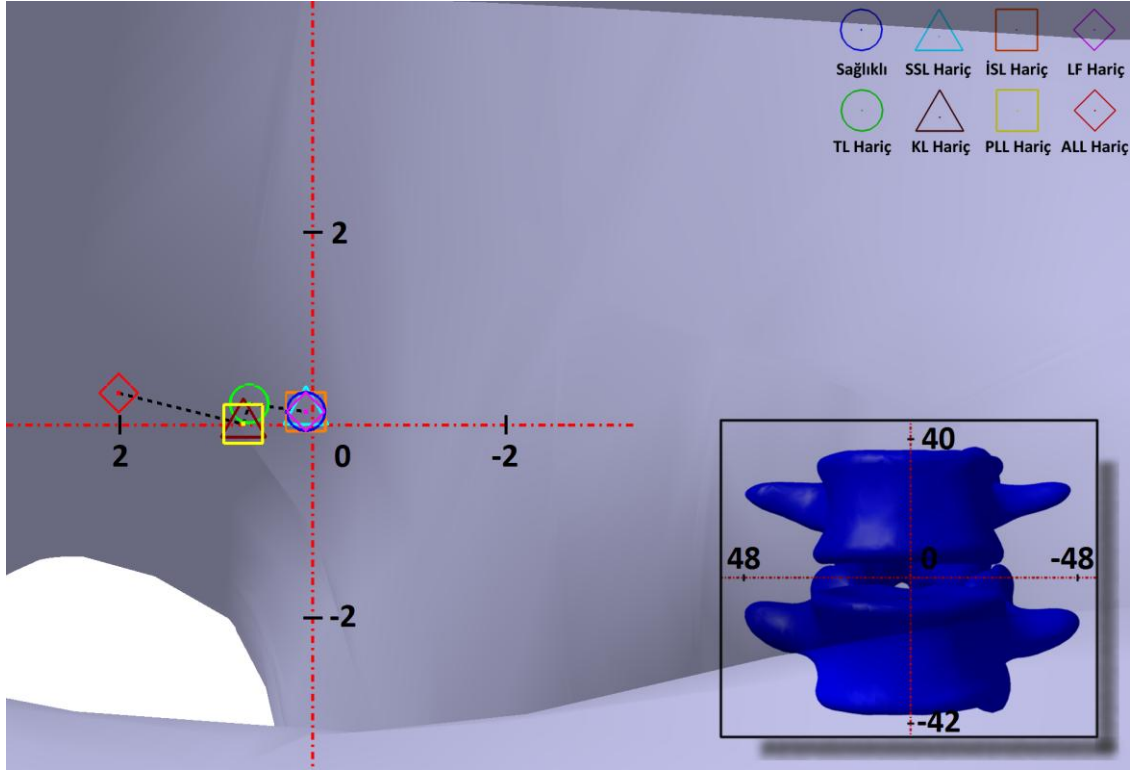
Şekil 4.4 Ani dönme merkezinin ortalama konumunun ligaman hasarıyla fleksiyondaki değişimi ((+) anterior ve superior yönleri, (-) ise posterior ve inferior yönleri belirtmektedir.) (Bütün ölçülerin birimi mm'dir.)



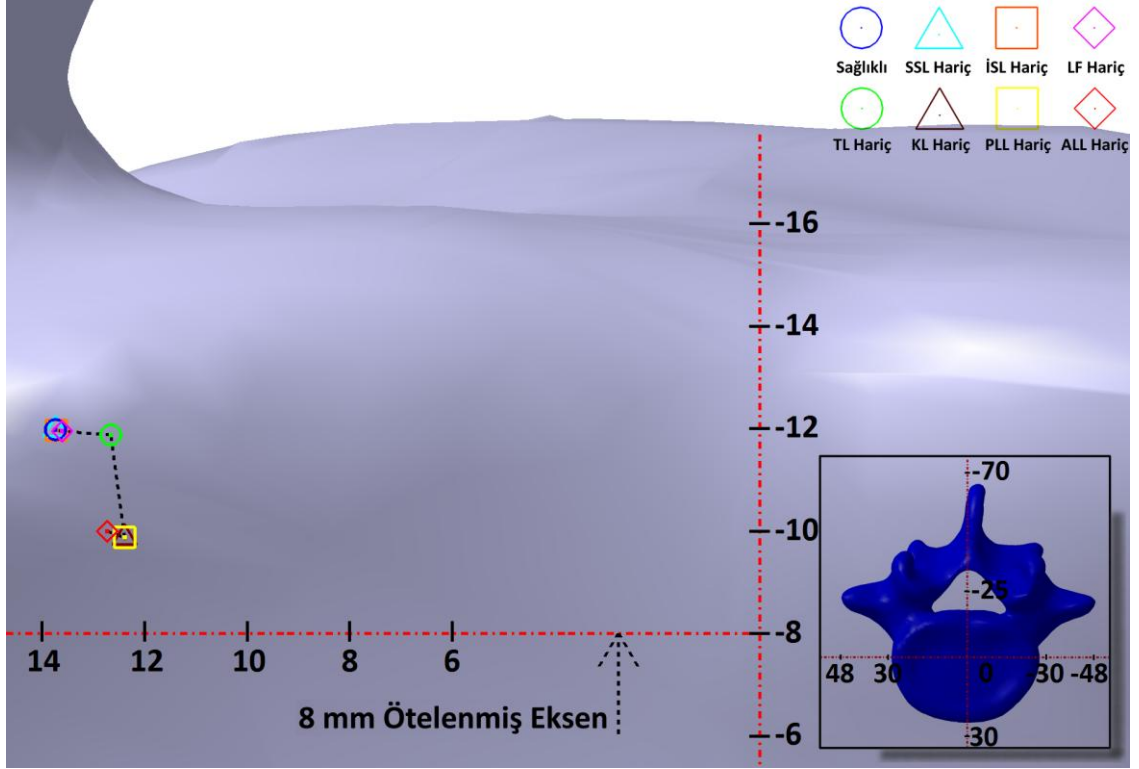
Şekil 4.5 Ani dönme merkezinin ortalama konumunun ligaman hasarıyla ekstensiyondaki değişimi ((+) anterior ve superior yönleri, (-) ise posterior ve inferior yönleri belirtmektedir.) (Bütün ölçülerin birimi mm'dir.)

Çizelge 4.3 Posteriodan anteriora doğru simule edilen ligaman hasarı için elde edilen ani dönme merkezi karakteristikleri

		L4-5 Ünitesindeki Ligamanların Çıkarılma Sırası							
		Intact	SSL	İSL	LF	ITL	CL	PLL	ALL
Fleksiyon	Centrod Uzunluğu [mm]	0.86	0.83	0.70	0.87	0.79	0.29	0.36	0.35
	Ani Dönme Merkezinin Ötelenmesi [mm]	0.79	0.76	0.69	0.86	0.70	0.21	0.20	0.20
	Centrodun Sağlıklı Duruma Göre Yer Değiştirmesi [mm]	-	0.01	0.65	0.90	2.09	4.28	4.31	4.31
Ekstensiyon	Centrod Uzunluğu [mm]	0.55	0.55	0.55	0.55	0.55	0.89	0.89	3.10
	Ani Dönme Merkezinin Ötelenmesi [mm]	0.54	0.54	0.54	0.54	0.54	0.87	0.87	3.09
	Centrodun Sağlıklı Duruma Göre Yer Değiştirmesi [mm]	-	0.00	0.00	0.00	0.00	0.37	0.37	4.11
Sağ Yanal Eğilme	Centrod Uzunluğu [mm]	0.71	0.71	0.71	0.71	0.69	0.58	0.58	0.92
	Ani Dönme Merkezinin Ötelenmesi [mm]	0.70	0.70	0.70	0.70	0.69	0.58	0.58	0.91
	Centrodun Sağlıklı Duruma Göre Yer Değiştirmesi [mm]	0.00	0.00	0.00	0.00	0.59	0.66	0.66	2.13
Sol Eksenel Rotasyon	Centrod Uzunluğu [mm]	4.15	4.15	4.15	4.12	3.66	4.90	4.90	5.10
	Ani Dönme Merkezinin Ötelenmesi [mm]	3.65	3.65	3.62	3.58	3.20	4.49	4.49	4.55
	Centrodun Sağlıklı Duruma Göre Yer Değiştirmesi [mm]	-	0.00	0.02	0.13	1.08	2.50	2.50	2.43



Şekil 4.6 Ani dönme merkezinin ortalama konumunun ligaman hasarıyla sağ yanal eğilmedeki değişimi ((+) sol ve superior yönleri, (-) ise sağ ve inferior yönleri belirtmektedir.) (Bütün ölçülerin birimi mm'dir.)



Şekil 4.7 Ani dönme merkezinin ortalama konumunun ligaman hasarıyla sol aksenal rotasyondaki değişimi ((+) sol ve anterior yönleri, (-) ise sağ ve posterior yönleri belirtmektedir.) (Bütün ölçülerin birimi mm'dir.)

Hasarlı Ünite de Ani Dönme Merkezi – Ligaman Hasarı: Fleksiyonda, sağlıklı modelde, ani dönme merkezlerinin oluşturduğu centrod L5 vertebranın superior son plağında ve son üçte birlik posterior kısmında bulunmuştur. SSL'in çıkarılmasıyla 0.01 mm ve devamında ISL, LF, TL, KL ve PLL'in çıkarılmasıyla 4.31 mm anterior ve superior yönlerde kaymıştır. Ligamanlar çıkarıldıkça centrodun boyu kısalmıştır. Ekstensiyonda, centrod, sağlıklı modelde, L5 superior son plağının orta üçte birlik kısmında bulunurken, bütün ligamanların çıkarılmasıyla posterior ve superior yönlerde 4.11 mm kaymıştır. Centrod uzunluğu, ALL'in hasarından sonra önemli ölçüde artmıştır. Yanal eğilmede, ani dönme merkezi, sağlıklı modelde, disk merkezinde bulunurken, bütün ligamanlar modelden çıkarıldıktan sonra merkezden dışarı yönde 2.13 mm kaymıştır. Eksenel rotasyonda, ani dönme merkezi, L5 vertebranın postero-yanal kenarında bulunurken, ligaman hasarlarının simule edilmesiyle centrod uzunluğu 4.15 mm'den 5.10 mm'ye çıkmış ve centrodun konumu 2.43 mm kaymıştır. Bütün düzlemlerde, centrod uzunluğu ve ani dönme merkezinin yer değiştirmesi benzer miktarlarda gerçekleşmiştir, bu durum centrodların biçiminin neredeyse lineer olduğuna işaret etmektedir.

4.4 Tartışma

4.4.1 Ani Dönme Merkezi ve Ligaman Hasarı

Bu çalışma, literatürde ilk kez, çeşitli ligaman hasarları durumunda alt lomber omurganın ani dönme merkezinin davranışını incelemiştir. Çalışmanın sonuçları göstermiştir ki, sağlıklı duruma kıyasla ligaman hasarı durumunda ani dönme merkezinde ufak değişiklikler meydana gelmiştir. Ligaman hasarına bağlı olarak centrodun konumunda gerçekleşen değişim sagittal düzlemde 5 mm, eksenel düzlemde ve yanal düzlemde 3 mm'nin altında olduğu saptanmıştır.

Belirli bir ligamanın hasarı durumunda ani dönme merkezinin, özellikle sagittal düzlemdeki hareketlerde, hareket yönünde kaydığı gözlenmiştir. Benzer bulgular, ani dönme merkezinin instabil kolondan uzaklaşması vb., daha önce yapılan deneysel çalışmalarda da belirtilmiştir [145-148]. Fleksiyonda, bütün ligamanların çıkarılması ani

dönme merkezinin, disk merkezine doğru, anterior ve superior yönlerde kaymasına sebep olmuştur. Bu sonuçta, posterior ligamanların katılığının azalmasının, ani dönme merkezini anterior ve superior yönlerde hareketine sebep olan pasif bir faktör olduğunu belirten önceki bir çalışmayla örtüşmektedir [144]. Ekstensiyonda, bütün ligamanların çıkarıldığı durumda, ani dönme merkezi artan eğilme momentiyle birlikte faset eklemlere doğru sürekli bir hareket göstermiştir. Bütün ligamanlar çıkarıldığında, omurga ünitesinin öteleme hareketine karşı direnci zayıflamıştır. Bu instabilite faset boşluklarının kapanması ve faset eklemlerinin kuvvet transferindeki rolünün artmasıyla sonuçlanmıştır. Ani dönme merkezinin fasetlere doğru bu hareketi, bu yüzden, ötelemede bir anormallik ve faset yüklerindeki artışa işaret etmektedir.

Bütün ligamanların simetrik veya sağ yanal eğilmenin dönme eksenine yakın olmasından dolayı, sağ yanal eğilmede ligaman hasarı ani dönme merkezinin yerinde önemli değişikliklere sebep olmamıştır. Ani dönme merkezi, diskin kenarına doğru hafif bir hareket göstermiştir ki, bu durum yanal düzlemde ligamanların spinal ünitenin dengeli hareketine yardımcı olduğuna işaret etmektedir. Yanal eğilmeye benzer olarak, aksel rotasyonda da ani dönme merkezinin yerinde önemli bir değişiklik veya ligaman hasarıyla düzenli bir yönde hareketi gözlemlenmemiştir.

Ani dönme merkezinin konumundaki değişim, böylece centrodun oluşumu, fonksiyonel spinal ünite üzerindeki öteleme hareketiyle bağdaştırılmıştır [128]. Spinal ünite üzerindeki öteleme hareketi intervertebral disk, faset eklemleri ve ligamanların oluşturduğu ünitenin üç mafsallı kompleksi tarafından kontrol edilmekte ve kısıtlanmaktadır [113]. Bu yüzden, üç mafsallı kompleksteki herhangi bir disfonksiyon ünitenin öteleme hareketinde anormalliğe sebep olabilir. Bu çalışmada, centrod uzunluğundaki değişim ve bu yüzden öteleme hareketindeki değişim, bütün hareket yönlerinde görülmektedir. Ani dönme merkezi ile intervertebral disk dejenerasyonu [3], [128] ve ani dönme merkezi ile kolon hasarı [145-148] arasındaki ilişki doğrultusunda bu güne kadar edinilen bilgiler ve mevcut çalışmanın sonuçları birlikte değerlendirildiğinde, ünitesel instabilitenin kaynağının tanımlanmasında, ani dönme merkezinin teşhis açısından önemi olabilir.

4.4.2 Nicelik Analizi

Diğer çalışmalar posterior ligamanların biyomekanik önemini vurgulamışlardır [21], [149-151]. Adams vd. [21], fleksiyonda, posterior ligamanların ünitenin harekete karşı direncine katkısını katılık protokolünü kullanarak incelemiştir. KL'in, fleksiyonda, ünitenin harekete karşı direncine katkısının İSL/SSL'dan daha fazla olduğunu belirtmiştir ki, bu çalışmanın sonuçlarıyla örtüşmektedir. Bu sonucun aksine, bir paralel kol robotik uygulamasıyla domuz modeli üzerinde yaptığı çalışmada, Gillespie ve Dickey [138], fleksiyonda ünitenin harekete karşı olan direncindeki esas katkısı İSL/SSL'in yaptığını bulmuştur. Heuer vd. [139], bu farklılığı türler arasındaki farklılığa ve çoklu ünite kullanılarak yapılan testin karakteristiğine bağlamıştır. Daha yeni bir çalışmada, Heuer vd. [139], esneklik protokolünü kullanarak spinal yapıların sırayla çıkarılması sonucunda hareket miktarı ve lordoz açısındaki değişimleri incelemiştir. Bu çalışmanın sonuçlarına benzer olarak fleksiyonda İSL/SSL'in çıkarılmasıyla hareket miktarında hafif bir artış bulmalarına rağmen KL'in çıkarılması sonucunda önemli bir değişiklik bulmamıştır. Yine bu çalışmanın sonuçlarıyla örtüşecek şekilde, ekstensiyonda, hareket miktarında KL'in çıkarılmasıyla hafif ve ALL'in çıkarılmasıyla önemli bir artış bildirmiştir.

Klinik açıdan, laminaların çıkarılmasını da içeren dekompresif lomber ameliyatın interspinöz ve supraspinöz ligamanlar, kapsüller ligaman ve faset eklemleri kötüleştirdiği bilinmektedir [152-154]. Lomber disk ameliyatından sonra görülen ikincil ünitesel instabilite Frymoyer [130] tarafından "diskektomi sonrası durum" olarak tanımlanmıştır. Bu tarz instabilite, Benzel [155] tarafından kronik instabilite olarak ifade edilmiştir ve lomber omurgayla ilgili önemli bir sağlık sorunudur. Diğer bir çalışmada, Cusick vd. [150], posterior yumuşak doku, ligamanlar ve faset eklemlerinin çıkarılmasının ALL, PLL ve anulus üzerindeki gerilmeleri arttırdığını göstermiştir.

Ligamanların çıkarılmasıyla anulus temel matristeki gerilmenin artışı fleksiyonda ekstensiyona kıyasla daha fazla gerçekleşmiştir. Bunun sebebi ise ligamanların çıkarılmasıyla ekstensiyonda fasetlerin yük transferindeki rolü artarken, fleksiyonda intervertebral diskin bütün yükü taşıyacak tek yapı olarak kalmasıdır. Bu durum fleksiyondaki hareket miktarı ve maksimum anulus gerilmesi arasındaki etkileşimden

de kolaylıkla görülebilmektedir. Ancak, ekstensiyonda, anulus ve fasetler arasındaki kompleks yük paylaşımından dolayı daha zayıf bir korelasyon bulunmaktadır.

Literatürde ligaman katılık değeri için çok geniş bir değer aralığı bulunmaktadır. Burada farklı ligaman katılık değerlerinin seçiminin hareket miktarı, faset yükleri ve anulus gerilmeleri açısından farklı sonuçlar verebileceği not edilmelidir [156]. Panjabi vd.'nin [157] gösterdiği gibi, ligamanların uzunluğu ve bağlanma noktaları (oryantasyonları) sonuçları önemli ölçüde etkilemektedir. Bu çalışmada, ligamanların malzeme özellikleri literatürdeki değerler arasından gerçekçi hareket miktarlarını üretecek şekilde seçilmiştir. Modelleme metotları ve malzeme özelliklerinin ani dönme merkezi üzerindeki etkisi istatistiksel metotlar kullanılarak ileri çalışmalarda araştırılabilir, ancak bu çalışmanın kapsamı dışındadır.

Bunların yanında, Heuer vd.'nin [139] belirttiği gibi, ligamanların katkısı, yapıların kademeli olarak çıkarılması yöntemiyle incelendiğinde, çıkarılma sırası önemli olmaktadır. Bu koşulda, bu çalışmanın sonuçları da sadece ligamanlar bu çalışmadaki sırayla çıkarılırsa geçerli olmaktadır.

4.4.3 Değerlendirme

Bu çalışma, literatürde ilk kez, ligaman hasarı durumunda lomber omurgadaki hareketin niteliğini incelemiştir. Hesaplamalı analizlerin sonucunda görülmüştür ki, omurga hareketinin niteliğindeki değişim (ani dönme merkezi) ile omurga hareketinin niceliğindeki değişimin (hareket miktarı) birlikte değerlendirilmesinin, üniteadaki hasarın tipi, ligamanların durumu ve ünitenin yük transfer ve paylaşım karakteristiği hakkında daha detaylı bilgilerin teşhisi açısından önemi olabilir.

BÖLÜM 5

SONUÇ VE ÖNERİLER

Bu çalışmada ilk olarak omurga anatomisi, patolojisi ve biyomekaniği hakkında temel bilgiler verilmiştir. Daha sonra ikinci bölümde, omurganın ve omurgadaki biyomekanik uygulamaların sonlu elemanlar metodu kullanılarak modellenmesi ve analizi hakkında geniş bir literatür taraması yapılmıştır.

İntervertebral disk dejenerasyonu ile omurga ünitesinin yük-hareket karakteristiğindeki değişiklikler literatürde çokça çalışılmıştır. Buna rağmen, ünite içindeki hareketin kalitesini temsil eden ani dönme merkezinin disk dejenerasyonuna bağlı değişimi üzerine yürütülen çalışmalar oldukça seyrek. Ayrıca, deneysel çalışmalarda sadece disk dejenerasyonundan etkilenmiş numunelerin temini oldukça zor olduğundan dolayı, bu durumun hesaplamalı yöntemlerle incelenmesi, parametrelerin kontrolü açısından büyük kolaylık sağlamaktadır.

Bu sebepler dolayısıyla üçüncü bölümde, çeşitli modelleme programlarından faydalanılarak bilgisayarlı tomografi görüntülerinden L4-5 omurga ünitesinin sonlu elemanlar modeli oluşturulmuştur. Oluşturulan modelin yük-hareket sonuçları, literatürdeki çalışmaların sonuçlarıyla karşılaştırılarak doğrulanmıştır. Daha sonra hafif ve orta seviyedeki disk dejenerasyonu, sağlıklı modelin disk yüksekliği ve malzeme özellikleri değiştirilerek simüle edilmiştir. Disk dejenerasyonuna bağlı olarak hareket miktarında ve faset kuvvetlerinde görülen değişiklikler literatürle uyum göstermiştir.

Çalışmanın sonucunda, diğer etkilerden izole bir şekilde simüle edilen hafif ve orta seviye disk dejenerasyonunun, ani dönme merkezi üzerindeki etkisinin kısıtlı olduğu görülmüştür. Bu da göstermektedir ki spinal hareketteki değişiklikler ancak dejenerasyon prosesinin belirli bir aşamasından sonra klinik olarak teşhis edilebilir

duruma gelebilir. Bu sonuç, ileri de gerçekleştirilecek klinik araştırmalarla daha detaylı bir şekilde incelenebilir.

Disk dejenerasyonuna benzer şekilde, ligaman hasarı veya ligamanların stabiliteye katkısı da niceliksel olarak literatürde çokça çalışılmış olmasına rağmen, ligaman hasarının ani dönme merkezine etkisi üzerine literatürde herhangi bir araştırma bulunmamaktadır.

Bu yüzden, dördüncü bölümde, ligaman hasarıyla ani dönme merkezi arasındaki ilişkiyi incelemek için, bir önceki bölümde oluşturulan L4-5 omurga ünitesinin sonlu elemanlar modeli kullanılmıştır. Ligaman hasarı posteriordan anteriora doğru ligamanların teker teker modelden çıkarılmasıyla simule edilmiştir. Ligaman hasarıyla birlikte ünitenin hareket miktarındaki değişimler literatüre uyumlu bir şekilde gerçekleşmiştir. Bunun yanı sıra, belirli bir ligamanın hasarı durumunda ani dönme merkezinin, özellikle sagittal düzlemdeki hareketlerde, hareket yönünde kaydığı gözlenmiştir.

Çalışmanın sonucunda görülmüştür ki; omurga hareketinin niteliğindeki değişim (ani dönme merkezi) ile niceliğindeki değişimin (hareket miktarı) tespiti ve birlikte değerlendirilmesi; ünitedeki hasarın tipi, ligamanların durumu ve ünitenin yük transferi hakkında daha doğru bilgilerin tespiti açısından önemli olabilir. Bu hesaplamalı çalışmanın detaylı bir doğrulaması, aynı metodoloji kullanılarak yapılacak deneysel bir çalışmayla gerçekleştirilebilir. Yine, elde edilen sonuçlar, klinik araştırmalarla daha detaylı bir şekilde incelenebilir.

KAYNAKLAR

- [1] Lollis, S. S., (2012). "Applied Anatomy of the Thoracic and Lumbar Spine", Chapter 32, 1: 303-321; Derleyen: Benzel, E. C., (2012). Spine Surgery, 3rd Edition., Saunders, Philadelphia, PA.
- [2] Kaul, V., Kiapour, A. ve Goel, V. K., (2012). "Biomechanical Testing", Chapter, 1: 189-200; Derleyen: Benzel, E. C., (2012). Spine Surgery, 3rd Edition., Saunders, Spine Surgery.
- [3] White, A. A. ve Panjabi, M., (1990). Clinical biomechanics of the spine, 2nd Edition., Lippincott, Philadelphia, PA.
- [4] Yoganandan, N., Dickman, C. A. ve Benzel, E. C., (2012). "Practical Anatomy and Fundamental Biomechanics", Chapter 30, 1: 93-118; Derleyen: Benzel, E. C., (2012). Spine Surgery, 3rd Edition., Saunders, Philadelphia, PA.
- [5] Guerin, H. A. ve Elliott, D. M., (2006). "Degeneration affects the fiber reorientation of human annulus fibrosus under tensile load", J Biomech, 39 (8): 1410-1418.
- [6] Klineberg, E., Wang, J. C., Butler, J., Ferrara, L. A. ve Benzel, E. C., (2012). "Basic Biomechanically Relevant Anatomy", Chapter 136, 2: 1319-1334; Derleyen: Benzel, E. C., (2012). Spine Surgery, 3rd Edition., Saunders, Philadelphia, PA.
- [7] Ferguson, S. J. ve Steffen, T., (2003). "Biomechanics of the aging spine", Eur Spine J, 12 Suppl 2: S97-S103.
- [8] Gibson, L. J., (2005). "Biomechanics of cellular solids", J Biomech, 38 (3): 377-399.
- [9] Borenstein, D., (2004). "Does osteoarthritis of the lumbar spine cause chronic low back pain?", Curr Pain Headache Rep, 8 (6): 512-517.
- [10] Fujiwara, A., Lim, T. H., An, H. S., Tanaka, N., Jeon, C. H., Andersson, G. B. ve Haughton, V. M., (2000). "The effect of disc degeneration and facet joint osteoarthritis on the segmental flexibility of the lumbar spine", Spine (Phila Pa 1976), 25 (23): 3036-3044.
- [11] Gries, N. C., Berlemann, U., Moore, R. J. ve Vernon-Roberts, B., (2000). "Early histologic changes in lower lumbar discs and facet joints and their correlation", Eur Spine J, 9 (1): 23-29.

- [12] Kasai, Y., Kawakita, E., Sakakibara, T., Akeda, K. ve Uchida, A., (2009). "Direction of the formation of anterior lumbar vertebral osteophytes", *BMC Musculoskelet Disord*, 10: 4.
- [13] Benoist, M., (2003). "Natural history of the aging spine", *Eur Spine J*, 12 Suppl 2: S86-89.
- [14] Tanaka, N., An, H. S., Lim, T. H., Fujiwara, A., Jeon, C. H. ve Haughton, V. M., (2001). "The relationship between disc degeneration and flexibility of the lumbar spine", *Spine J*, 1 (1): 47-56.
- [15] Gamradt, S. C. ve Wang, J. C., (2005). "Lumbar disc arthroplasty", *Spine J*, 5 (1): 95-103.
- [16] Harada, A., Okuizumi, H., Miyagi, N. ve Genda, E., (1998). "Correlation between bone mineral density and intervertebral disc degeneration", *Spine (Phila Pa 1976)*, 23 (8): 857-861; discussion 862.
- [17] Miller, J. A., Schmatz, C. ve Schultz, A. B., (1988). "Lumbar disc degeneration: correlation with age, sex, and spine level in 600 autopsy specimens", *Spine (Phila Pa 1976)*, 13 (2): 173-178.
- [18] Adams, M. A., Bogduk, N., Burton, K. ve Dolan, P., (2002). *The Biomechanics of Back Pain*, Edition., Churchill Livingstone, Edinburgh
- [19] Prasad, S. ve Rausching, W., (2012). "Applied Anatomy of the Cervical Spine", Chapter 31, 1: 291-302; Derleyen: Benzel, E. C., (2012). *Spine Surgery*, 3rd Edition., Saunders, Philadelphia, PA.
- [20] Wilke, H. J., Wenger, K. ve Claes, L., (1998). "Testing criteria for spinal implants: recommendations for the standardization of in vitro stability testing of spinal implants", *Eur Spine J*, 7 (2): 148-154.
- [21] Adams, M. A., Hutton, W. C. ve Stott, J. R., (1980). "The resistance to flexion of the lumbar intervertebral joint", *Spine (Phila Pa 1976)*, 5 (3): 245-253.
- [22] Sharma, M., Langrana, N. A. ve Rodriguez, J., (1995). "Role of ligaments and facets in lumbar spinal stability", *Spine (Phila Pa 1976)*, 20 (8): 887-900.
- [23] Cunningham, B. W., (2004). "Basic scientific considerations in total disc arthroplasty", *Spine J*, 4 (6 Suppl): 219S-230S.
- [24] Wilke, H. J., Neef, P., Caimi, M., Hoogland, T. ve Claes, L. E., (1999). "New in vivo measurements of pressures in the intervertebral disc in daily life", *Spine (Phila Pa 1976)*, 24 (8): 755-762.
- [25] Lucas, P. R., (1983). "Low back pain", *Surg Clin North Am*, 63 (3): 515-528.
- [26] Guo, H. R., Tanaka, S., Halperin, W. E. ve Cameron, L. L., (1999). "Back pain prevalence in US industry and estimates of lost workdays", *Am J Public Health*, 89 (7): 1029-1035.
- [27] Rizzo, J. A., Abbott, T. A., 3rd ve Berger, M. L., (1998). "The labor productivity effects of chronic backache in the United States", *Med Care*, 36 (10): 1471-1488.

- [28] Alapan, Y., Inceoğlu, S. ve Goel, V. K., (2012). "Computational Modeling of the Spine", Chapter 22, 1: 201-208; Derleyen: Benzel, E. C., (2012). Spine Surgery, 3rd Edition., Saunders, Philadelphia, PA.
- [29] Delank, K. S., Gercek, E., Kuhn, S., Hartmann, F., Hely, H., Rollingshoff, M., Rothschild, M. A., Stutzer, H., Sobottke, R. ve Eysel, P., (2010). "How does spinal canal decompression and dorsal stabilization affect segmental mobility? A biomechanical study", Arch Orthop Trauma Surg, 130 (2): 285-292.
- [30] Cunningham, B. W., Dawson, J. M., Hu, N., Kim, S. W., McAfee, P. C. ve Griffith, S. L., (2010). "Preclinical evaluation of the Dynesys posterior spinal stabilization system: a nonhuman primate model", Spine J, 10 (9): 775-783.
- [31] Belmont, P. J., Jr., Polly, D. W., Jr., Cunningham, B. W. ve Klemme, W. R., (2001). "The effects of hook pattern and kyphotic angulation on mechanical strength and apical rod strain in a long-segment posterior construct using a synthetic model", Spine (Phila Pa 1976), 26 (6): 627-635.
- [32] Yoganandan, N., Kumaresan, S., Voo, L. ve Pintar, F. A., (1996). "Finite element applications in human cervical spine modeling", Spine (Phila Pa 1976), 21 (15): 1824-1834.
- [33] Moroney, S. P., Schultz, A. B., Miller, J. A. ve Andersson, G. B., (1988). "Load-displacement properties of lower cervical spine motion segments", J Biomech, 21 (9): 769-779.
- [34] Lee, K. K., Teo, E. C. ve Qiu, T. X., (2003). "Finite element modeling of L2-L3 using digitizer", Int J Comput Applications Technology, special issue on Biomedical Engineering and IT, 20: 1-9.
- [35] Heuer, F., Schmidt, H., Claes, L. ve Wilke, H. J., (2008). "A new laser scanning technique for imaging intervertebral disc displacement and its application to modeling nucleotomy", Clin Biomech (Bristol, Avon), 23 (3): 260-269.
- [36] Schmidt, H., Heuer, F., Drumm, J., Klezl, Z., Claes, L. ve Wilke, H. J., (2007). "Application of a calibration method provides more realistic results for a finite element model of a lumbar spinal segment", Clin Biomech (Bristol, Avon), 22 (4): 377-384.
- [37] Pfirrmann, C. W., Metzdorf, A., Zanetti, M., Hodler, J. ve Boos, N., (2001). "Magnetic resonance classification of lumbar intervertebral disc degeneration", Spine (Phila Pa 1976), 26 (17): 1873-1878.
- [38] Guan, Y., Yoganandan, N., Zhang, J., Pintar, F. A., Cusick, J. F., Wolfla, C. E. ve Maiman, D. J., (2006). "Validation of a clinical finite element model of the human lumbosacral spine", Med Biol Eng Comput, 44 (8): 633-641.
- [39] Polikeit, A., Ferguson, S. J., Nolte, L. P. ve Orr, T. E., (2003). "Factors influencing stresses in the lumbar spine after the insertion of intervertebral cages: finite element analysis", Eur Spine J, 12 (4): 413-420.
- [40] Rohlmann, A., Burra, N. K., Zander, T. ve Bergmann, G., (2007). "Comparison of the effects of bilateral posterior dynamic and rigid fixation devices on the

- loads in the lumbar spine: a finite element analysis", *Eur Spine J*, 16 (8): 1223-1231.
- [41] Goel, V. K., Monroe, B. T., Gilbertson, L. G. ve Brinckmann, P., (1995). "Interlaminar shear stresses and laminae separation in a disc. Finite element analysis of the L3-L4 motion segment subjected to axial compressive loads", *Spine (Phila Pa 1976)*, 20 (6): 689-698.
- [42] Galbusera, F., Schmidt, H., Neidlinger-Wilke, C., Gottschalk, A. ve Wilke, H. J., (2011). "The mechanical response of the lumbar spine to different combinations of disc degenerative changes investigated using randomized poroelastic finite element models", *Eur Spine J*, 20 (4): 563-571.
- [43] Rundell, S. A., Guerin, H. L., Auerbach, J. D. ve Kurtz, S. M., (2009). "Effect of nucleus replacement device properties on lumbar spine mechanics", *Spine (Phila Pa 1976)*, 34 (19): 2022-2032.
- [44] Charriere, E., Sirey, F. ve Zysset, P. K., (2003). "A finite element model of the L5-S1 functional spinal unit: development and comparison with biomechanical tests in vitro", *Comput Methods Biomech Biomed Engin*, 6 (4): 249-261.
- [45] Cowin, S. C., (1999). "Bone poroelasticity", *J Biomech*, 32 (3): 217-238.
- [46] Cassidy, J. J., Hiltner, A. ve Baer, E., (1989). "Hierarchical structure of the intervertebral disc", *Connect Tissue Res*, 23 (1): 75-88.
- [47] Wheeldon, J. A., Stemper, B. D., Yoganandan, N. ve Pintar, F. A., (2008). "Validation of a finite element model of the young normal lower cervical spine", *Ann Biomed Eng*, 36 (9): 1458-1469.
- [48] Goel, V. K., Kong, W., Han, J. S., Weinstein, J. N. ve Gilbertson, L. G., (1993). "A combined finite element and optimization investigation of lumbar spine mechanics with and without muscles", *Spine (Phila Pa 1976)*, 18 (11): 1531-1541.
- [49] Goel, V. K., Grauer, J. N., Patel, T., Biyani, A., Sairyo, K., Vishnubhotla, S., Matyas, A., Cowgill, I., Shaw, M., Long, R., Dick, D., Panjabi, M. M. ve Serhan, H., (2005). "Effects of charite artificial disc on the implanted and adjacent spinal segments mechanics using a hybrid testing protocol", *Spine (Phila Pa 1976)*, 30 (24): 2755-2764.
- [50] Rohlmann, A., Zander, T., Schmidt, H., Wilke, H. J. ve Bergmann, G., (2006). "Analysis of the influence of disc degeneration on the mechanical behaviour of a lumbar motion segment using the finite element method", *J Biomech*, 39 (13): 2484-2490.
- [51] Dreischarf, M., Rohlmann, A., Bergmann, G. ve Zander, T., (2011). "Optimised loads for the simulation of axial rotation in the lumbar spine", *J Biomech*, 44 (12): 2323-2327.
- [52] Ruberte, L. M., Natarajan, R. N. ve Andersson, G. B., (2009). "Influence of single-level lumbar degenerative disc disease on the behavior of the adjacent segments--a finite element model study", *J Biomech*, 42 (3): 341-348.

- [53] Shirazi-Adl, S. A., Shrivastava, S. C. ve Ahmed, A. M., (1984). "Stress analysis of the lumbar disc-body unit in compression. A three-dimensional nonlinear finite element study", *Spine (Phila Pa 1976)*, 9 (2): 120-134.
- [54] Zander, T., Rohlmann, A., Burra, N. K. ve Bergmann, G., (2006). "Effect of a posterior dynamic implant adjacent to a rigid spinal fixator", *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 21 (8): 767-774.
- [55] Baroud, G., Nemes, J., Heini, P. ve Steffen, T., (2003). "Load shift of the intervertebral disc after a vertebroplasty: a finite-element study", *Eur Spine J*, 12 (4): 421-426.
- [56] Rohlmann, A., Zander, T. ve Bergmann, G., (2006). "Spinal loads after osteoporotic vertebral fractures treated by vertebroplasty or kyphoplasty", *Eur Spine J*, 15 (8): 1255-1264.
- [57] Brodin, K. ve Halldin, P., (2004). "Development of a finite element model of the upper cervical spine and a parameter study of ligament characteristics", *Spine (Phila Pa 1976)*, 29 (4): 376-385.
- [58] Cheung, J. T., Zhang, M. ve Chow, D. H., (2003). "Biomechanical responses of the intervertebral joints to static and vibrational loading: a finite element study", *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 18 (9): 790-799.
- [59] Lavaste, F., Skalli, W., Robin, S., Roy-Camille, R. ve Mazel, C., (1992). "Three-dimensional geometrical and mechanical modelling of the lumbar spine", *J Biomech*, 25 (10): 1153-1164.
- [60] Wang, J. L., Parnianpour, M., Shirazi-Adl, A. ve Engin, A. E., (2000). "Viscoelastic finite-element analysis of a lumbar motion segment in combined compression and sagittal flexion. Effect of loading rate", *Spine (Phila Pa 1976)*, 25 (3): 310-318.
- [61] Denozziere, G. ve Ku, D. N., (2006). "Biomechanical comparison between fusion of two vertebrae and implantation of an artificial intervertebral disc", *J Biomech*, 39 (4): 766-775.
- [62] Williams, J. R., Natarajan, R. N. ve Andersson, G. B., (2007). "Inclusion of regional poroelastic material properties better predicts biomechanical behavior of lumbar discs subjected to dynamic loading", *J Biomech*, 40 (9): 1981-1987.
- [63] Anasetti, F., Galbusera, F., Aziz, H. N., Bellini, C. M., Addis, A., Villa, T., Teli, M., Lovi, A. ve Brayda-Bruno, M., (2010). "Spine stability after implantation of an interspinous device: an in vitro and finite element biomechanical study", *J Neurosurg Spine*, 13 (5): 568-575.
- [64] Kumaresan, S., Yoganandan, N. ve Pintar, F. A., (1999). "Finite element analysis of the cervical spine: a material property sensitivity study", *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 14 (1): 41-53.
- [65] Argoubi, M. ve Shirazi-Adl, A., (1996). "Poroelastic creep response analysis of a lumbar motion segment in compression", *J Biomech*, 29 (10): 1331-1339.

- [66] Rohlmann, A., Bauer, L., Zander, T., Bergmann, G. ve Wilke, H. J., (2006). "Determination of trunk muscle forces for flexion and extension by using a validated finite element model of the lumbar spine and measured in vivo data", *J Biomech*, 39 (6): 981-989.
- [67] Shirazi-Adl, A., Ahmed, A. M. ve Shrivastava, S. C., (1986). "Mechanical response of a lumbar motion segment in axial torque alone and combined with compression", *Spine (Phila Pa 1976)*, 11 (9): 914-927.
- [68] Shirazi-Adl, A., Ahmed, A. M. ve Shrivastava, S. C., (1986). "A finite element study of a lumbar motion segment subjected to pure sagittal plane moments", *J Biomech*, 19 (4): 331-350.
- [69] Zhong, Z. C., Wei, S. H., Wang, J. P., Feng, C. K., Chen, C. S. ve Yu, C. H., (2006). "Finite element analysis of the lumbar spine with a new cage using a topology optimization method", *Med Eng Phys*, 28 (1): 90-98.
- [70] Rohlmann, A., Zander, T. ve Bergmann, G., (2005). "Comparison of the biomechanical effects of posterior and anterior spine-stabilizing implants", *Eur Spine J*, 14 (5): 445-453.
- [71] Jebaseelan, D. D., Jebaraj, C., Yoganandan, N. ve Rajasekaran, S., (2010). "Validation efforts and flexibilities of an eight-year-old human juvenile lumbar spine using a three-dimensional finite element model", *Med Biol Eng Comput*, 48 (12): 1223-1231.
- [72] Ng, H. W. ve Teo, E. C., (2001). "Nonlinear finite-element analysis of the lower cervical spine (C4-C6) under axial loading", *J Spinal Disord*, 14 (3): 201-210.
- [73] Little, J. P., de Visser, H., Pearcy, M. J. ve Adam, C. J., (2008). "Are coupled rotations in the lumbar spine largely due to the osseo-ligamentous anatomy?-a modeling study", *Comput Methods Biomech Biomed Engin*, 11 (1): 95-103.
- [74] Schmidt, H., Heuer, F. ve Wilke, H. J., (2008). "Interaction between finite helical axes and facet joint forces under combined loading", *Spine (Phila Pa 1976)*, 33 (25): 2741-2748.
- [75] Schmidt, H., Heuer, F. ve Wilke, H. J., (2009). "Which axial and bending stiffnesses of posterior implants are required to design a flexible lumbar stabilization system?", *J Biomech*, 42 (1): 48-54.
- [76] Lee, S. H., Im, Y. J., Kim, K. T., Kim, Y. H., Park, W. M. ve Kim, K., (2011). "Comparison of cervical spine biomechanics after fixed- and mobile-core artificial disc replacement: a finite element analysis", *Spine (Phila Pa 1976)*, 36 (9): 700-708.
- [77] Yoganandan, N., Kumaresan, S. C., Voo, L., Pintar, F. A. ve Larson, S. J., (1996). "Finite element modeling of the C4-C6 cervical spine unit", *Med Eng Phys*, 18 (7): 569-574.
- [78] Galbusera, F., Schmidt, H., Noailly, J., Malandrino, A., Lacroix, D., Wilke, H. J. ve Shirazi-Adl, A., (2011). "Comparison of four methods to simulate swelling in poroelastic finite element models of intervertebral discs", *J Mech Behav Biomed Mater*, 4 (7): 1234-1241.

- [79] Maurel, N., Lavaste, F. ve Skalli, W., (1997). "A three-dimensional parameterized finite element model of the lower cervical spine. Study of the influence of the posterior articular facets", *J Biomech*, 30 (9): 921-931.
- [80] Schmidt, H., Shirazi-Adl, A., Galbusera, F. ve Wilke, H. J., (2010). "Response analysis of the lumbar spine during regular daily activities--a finite element analysis", *J Biomech*, 43 (10): 1849-1856.
- [81] Hussain, M., Nassr, A., Natarajan, R. N., An, H. S. ve Andersson, G. B., (2011). "Biomechanical effects of anterior, posterior, and combined anterior-posterior instrumentation techniques on the stability of a multilevel cervical corpectomy construct: a finite element model analysis", *Spine J*, 11 (4): 324-330.
- [82] Schmidt, H., Heuer, F., Simon, U., Kettler, A., Rohlmann, A., Claes, L. ve Wilke, H. J., (2006). "Application of a new calibration method for a three-dimensional finite element model of a human lumbar annulus fibrosus", *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 21 (4): 337-344.
- [83] Park, W. M., Park, Y. S., Kim, K. ve Kim, Y. H., (2009). "Biomechanical comparison of instrumentation techniques in treatment of thoracolumbar burst fractures: a finite element analysis", *J Orthop Sci*, 14 (4): 443-449.
- [84] Noailly, J., Lacroix, D. ve Planell, J. A., (2005). "Finite element study of a novel intervertebral disc substitute", *Spine (Phila Pa 1976)*, 30 (20): 2257-2264.
- [85] Noailly, J., Wilke, H. J., Planell, J. A. ve Lacroix, D., (2007). "How does the geometry affect the internal biomechanics of a lumbar spine bi-segment finite element model? Consequences on the validation process", *J Biomech*, 40 (11): 2414-2425.
- [86] Lu, Y. M., Hutton, W. C. ve Gharapuray, V. M., (1996). "Can variations in intervertebral disc height affect the mechanical function of the disc?", *Spine (Phila Pa 1976)*, 21 (19): 2208-2216; discussion 2217.
- [87] Lu, Y. M., Hutton, W. C. ve Gharapuray, V. M., (1996). "Do bending, twisting, and diurnal fluid changes in the disc affect the propensity to prolapse? A viscoelastic finite element model", *Spine (Phila Pa 1976)*, 21 (22): 2570-2579.
- [88] Hussain, M., Natarajan, R. N., An, H. S. ve Andersson, G. B., (2010). "Reduction in segmental flexibility because of disc degeneration is accompanied by higher changes in facet loads than changes in disc pressure: a poroelastic C5-C6 finite element investigation", *Spine J*, 10 (12): 1069-1077.
- [89] Hussain, M., Natarajan, R. N., Chaudhary, G., An, H. S. ve Andersson, G. B., (2011). "Simulation of inhomogeneous rather than homogeneous poroelastic tissue material properties within disc annulus and nucleus better predicts cervical spine response: a C3-T1 finite element model analysis under compression and moment loadings", *Spine (Phila Pa 1976)*, 36 (4): E245-255.
- [90] Hussain, M., Natarajan, R. N., Chaudhary, G., An, H. S. ve Andersson, G. B., (2011). "Relative contributions of strain-dependent permeability and fixed

- charged density of proteoglycans in predicting cervical disc biomechanics: a poroelastic C5-C6 finite element model study", *Med Eng Phys*, 33 (4): 438-445.
- [91] Polikeit, A., Nolte, L. P. ve Ferguson, S. J., (2003). "The effect of cement augmentation on the load transfer in an osteoporotic functional spinal unit: finite-element analysis", *Spine (Phila Pa 1976)*, 28 (10): 991-996.
- [92] Schmidt, H., Galbusera, F., Rohlmann, A., Zander, T. ve Wilke, H. J., (2012). "Effect of multilevel lumbar disc arthroplasty on spine kinematics and facet joint loads in flexion and extension: a finite element analysis", *Eur Spine J*, 21 Suppl 5: S663-674.
- [93] Hussain, M., Natarajan, R. N., An, H. S. ve Andersson, G. B., (2010). "Patterns of height changes in anterior and posterior cervical disc regions affects the contact loading at posterior facets during moderate and severe disc degeneration: a poroelastic C5-C6 finite element model study", *Spine (Phila Pa 1976)*, 35 (18): E873-881.
- [94] Goel, V. K. ve Clausen, J. D., (1998). "Prediction of load sharing among spinal components of a C5-C6 motion segment using the finite element approach", *Spine (Phila Pa 1976)*, 23 (6): 684-691.
- [95] Malandrino, A., Planell, J. A. ve Lacroix, D., (2009). "Statistical factorial analysis on the poroelastic material properties sensitivity of the lumbar intervertebral disc under compression, flexion and axial rotation", *J Biomech*, 42 (16): 2780-2788.
- [96] Ferguson, S. J., Ito, K. ve Nolte, L. P., (2004). "Fluid flow and convective transport of solutes within the intervertebral disc", *J Biomech*, 37 (2): 213-221.
- [97] Schmidt, H., Heuer, F., Claes, L. ve Wilke, H. J., (2008). "The relation between the instantaneous center of rotation and facet joint forces - A finite element analysis", *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 23 (3): 270-278.
- [98] Rohlmann, A., Zander, T. ve Bergmann, G., (2005). "Effect of total disc replacement with ProDisc on intersegmental rotation of the lumbar spine", *Spine (Phila Pa 1976)*, 30 (7): 738-743.
- [99] Meijer, G. J., Homminga, J., Hekman, E. E., Veldhuizen, A. G. ve Verkerke, G. J., (2010). "The effect of three-dimensional geometrical changes during adolescent growth on the biomechanics of a spinal motion segment", *J Biomech*, 43 (8): 1590-1597.
- [100] Fagan, M. J., Julian, S., Siddall, D. J. ve Mohsen, A. M., (2002). "Patient-specific spine models. Part 1: Finite element analysis of the lumbar intervertebral disc-a material sensitivity study", *Proc Inst Mech Eng H*, 216 (5): 299-314.
- [101] Kumaresan, S., Yoganandan, N. ve Pintar, F. A., (1998). "Finite element modeling approaches of human cervical spine facet joint capsule", *J Biomech*, 31 (4): 371-376.

- [102] Guan, Y., Yoganandan, N., Maiman, D. J. ve Pintar, F. A., (2008). "Internal and external responses of anterior lumbar/lumbosacral fusion: nonlinear finite element analysis", *J Spinal Disord Tech*, 21 (4): 299-304.
- [103] Rohlmann, A., Zander, T., Rao, M. ve Bergmann, G., (2009). "Realistic loading conditions for upper body bending", *J Biomech*, 42 (7): 884-890.
- [104] Rohlmann, A., Nabil Boustani, H., Bergmann, G. ve Zander, T., (2010). "Effect of a pedicle-screw-based motion preservation system on lumbar spine biomechanics: a probabilistic finite element study with subsequent sensitivity analysis", *J Biomech*, 43 (15): 2963-2969.
- [105] Schmidt, H., Midderhoff, S., Adkins, K. ve Wilke, H. J., (2009). "The effect of different design concepts in lumbar total disc arthroplasty on the range of motion, facet joint forces and instantaneous center of rotation of a L4-5 segment", *Eur Spine J*, 18 (11): 1695-1705.
- [106] Kumaresan, S., Yoganandan, N., Pintar, F. A., Maiman, D. J. ve Kuppa, S., (2000). "Biomechanical study of pediatric human cervical spine: a finite element approach", *J Biomech Eng*, 122 (1): 60-71.
- [107] Patwardhan, A. G., Havey, R. M., Meade, K. P., Lee, B. ve Dunlap, B., (1999). "A follower load increases the load-carrying capacity of the lumbar spine in compression", *Spine (Phila Pa 1976)*, 24 (10): 1003-1009.
- [108] Polikeit, A., Nolte, L. P. ve Ferguson, S. J., (2004). "Simulated influence of osteoporosis and disc degeneration on the load transfer in a lumbar functional spinal unit", *J Biomech*, 37 (7): 1061-1069.
- [109] Kirkaldy-Willis, W. H. ve Farfan, H. F., (1982). "Instability of the lumbar spine", *Clin Orthop Relat Res*, (165): 110-123.
- [110] Fujiwara, A., Tamai, K., An, H. S., Kurihashi, T., Lim, T. H., Yoshida, H. ve Saotome, K., (2000). "The relationship between disc degeneration, facet joint osteoarthritis, and stability of the degenerative lumbar spine", *J Spinal Disord*, 13 (5): 444-450.
- [111] Rolander, S. D., (1966). "Motion of the lumbar spine with special reference to the stabilizing effect of posterior fusion. An experimental study on autopsy specimens", *Acta Orthop Scand: Suppl* 90:91-144.
- [112] Gertzbein, S. D., Seligman, J., Holtby, R., Chan, K. H., Kapasouri, A., Tile, M. ve Cruickshank, B., (1985). "Centrode patterns and segmental instability in degenerative disc disease", *Spine (Phila Pa 1976)*, 10 (3): 257-261.
- [113] Yong-Hing, K. ve Kirkaldy-Willis, W. H., (1983). "The pathophysiology of degenerative disease of the lumbar spine", *Orthop Clin North Am*, 14 (3): 491-504.
- [114] Spitzer, V., Ackerman, M. J., Scherzinger, A. L. ve Whitlock, D., (1996). "The visible human male: a technical report", *J Am Med Inform Assoc*, 3 (2): 118-130.

- [115] Smit, T. H., Odgaard, A. ve Schneider, E., (1997). "Structure and function of vertebral trabecular bone", *Spine (Phila Pa 1976)*, 22 (24): 2823-2833.
- [116] Tang, S. ve Rebolz, B. J., (2011). "Does anterior lumbar interbody fusion promote adjacent degeneration in degenerative disc disease? A finite element study", *J Orthop Sci*, 16 (2): 221-228.
- [117] Moramarco, V., Perez del Palomar, A., Pappalettere, C. ve Doblare, M., (2010). "An accurate validation of a computational model of a human lumbosacral segment", *J Biomech*, 43 (2): 334-342.
- [118] Pintar, F. A., Yoganandan, N., Myers, T., Elhagediab, A. ve Sances, A., Jr., (1992). "Biomechanical properties of human lumbar spine ligaments", *J Biomech*, 25 (11): 1351-1356.
- [119] Adams, M. A. ve Roughley, P. J., (2006). "What is intervertebral disc degeneration, and what causes it?", *Spine (Phila Pa 1976)*, 31 (18): 2151-2161.
- [120] Holzapfel, G. A., Schulze-Bauer, C. A., Feigl, G. ve Regitnig, P., (2005). "Single lamellar mechanics of the human lumbar annulus fibrosus", *Biomech Model Mechanobiol*, 3 (3): 125-140.
- [121] Reuleaux, F., (2010). *The Kinematics of Machinery: Outlines of a Theory of Machines*, Edition., MacMillan, London.
- [122] Zander, T., Rohlmann, A., Klockner, C. ve Bergmann, G., (2003). "Influence of graded facetectomy and laminectomy on spinal biomechanics", *Eur Spine J*, 12 (4): 427-434.
- [123] Schilling, C., Kruger, S., Grupp, T. M., Duda, G. N., Blomer, W. ve Rohlmann, A., (2011). "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.
- [124] Schmoelz, W., Onder, U., Martin, A. ve von Stempel, A., (2009). "Non-fusion instrumentation of the lumbar spine with a hinged pedicle screw rod system: an in vitro experiment", *Eur Spine J*, 18 (10): 1478-1485.
- [125] Karahalios, D. G., Kaibara, T., Porter, R. W., Kakarla, U. K., Reyes, P. M., Baaj, A. A., Yaqoobi, A. S. ve Crawford, N. R., (2010). "Biomechanics of a lumbar interspinous anchor with anterior lumbar interbody fusion", *J Neurosurg Spine*, 12 (4): 372-380.
- [126] Kotani, Y., Cunningham, B. W., Abumi, K., Dmitriev, A. E., Hu, N., Ito, M., Shikinami, Y., McAfee, P. C. ve Minami, A., (2006). "Multidirectional flexibility analysis of anterior and posterior lumbar artificial disc reconstruction: in vitro human cadaveric spine model", *Eur Spine J*, 15 (10): 1511-1520.
- [127] Ilharreborde, B., Shaw, M. N., Berglund, L. J., Zhao, K. D., Gay, R. E. ve An, K. N., (2011). "Biomechanical evaluation of posterior lumbar dynamic stabilization: an in vitro comparison between Universal Clamp and Wallis systems", *Eur Spine J*, 20 (2): 289-296.

- [128] Seligman, J. V., Gertzbein, S. D., Tile, M. ve Kapasouri, A., (1984). "Computer analysis of spinal segment motion in degenerative disc disease with and without axial loading", *Spine (Phila Pa 1976)*, 9 (6): 566-573.
- [129] Knutsson, F., (1944). "The instability associated with disc degeneration in the lumbar spine", *Acta Radiology*, 25: 593-609.
- [130] Frymoyer, J. W. ve Ducker, T. B., (1991). *The Adult Spine: Principles and Practice, Edition.*, Raven Press, New York.
- [131] Mimura, M., Panjabi, M. M., Oxland, T. R., Crisco, J. J., Yamamoto, I. ve Vasavada, A., (1994). "Disc degeneration affects the multidirectional flexibility of the lumbar spine", *Spine (Phila Pa 1976)*, 19 (12): 1371-1380.
- [132] Cannella, M., Arthur, A., Allen, S., Keane, M., Joshi, A., Vresilovic, E. ve Marcolongo, M., (2008). "The role of the nucleus pulposus in neutral zone human lumbar intervertebral disc mechanics", *J Biomech*, 41 (10): 2104-2111.
- [133] Passias, P. G., Wang, S., Kozanek, M., Xia, Q., Li, W., Grottkau, B., Wood, K. B. ve Li, G., (2011). "Segmental lumbar rotation in patients with discogenic low back pain during functional weight-bearing activities", *J Bone Joint Surg Am*, 93 (1): 29-37.
- [134] Ahmadi, A., Maroufi, N., Behtash, H., Zekavat, H. ve Parnianpour, M., (2009). "Kinematic analysis of dynamic lumbar motion in patients with lumbar segmental instability using digital videofluoroscopy", *Eur Spine J*, 18 (11): 1677-1685.
- [135] Benzel, E. C., Gilbertson, L. ve Mericle, R. A., (2008). "Enhancing spinal fusion", *Clin Neurosurg*, 55: 63-71.
- [136] Pope, M. H. ve Panjabi, M., (1985). "Biomechanical definitions of spinal instability", *Spine (Phila Pa 1976)*, 10 (3): 255-256.
- [137] Weiler, P. J., King, G. J. ve Gertzbein, S. D., (1990). "Analysis of sagittal plane instability of the lumbar spine in vivo", *Spine (Phila Pa 1976)*, 15 (12): 1300-1306.
- [138] Gillespie, K. A. ve Dickey, J. P., (2004). "Biomechanical role of lumbar spine ligaments in flexion and extension: determination using a parallel linkage robot and a porcine model", *Spine (Phila Pa 1976)*, 29 (11): 1208-1216.
- [139] Heuer, F., Schmidt, H., Klezl, Z., Claes, L. ve Wilke, H. J., (2007). "Stepwise reduction of functional spinal structures increase range of motion and change lordosis angle", *J Biomech*, 40 (2): 271-280.
- [140] Panjabi, M. M., White, A. A., 3rd ve Johnson, R. M., (1975). "Cervical spine mechanics as a function of transection of components", *J Biomech*, 8 (5): 327-336.
- [141] Posner, I., White, A. A., 3rd, Edwards, W. T. ve Hayes, W. C., (1982). "A biomechanical analysis of the clinical stability of the lumbar and lumbosacral spine", *Spine (Phila Pa 1976)*, 7 (4): 374-389.

- [142] Richter, M., Wilke, H. J., Kluger, P., Claes, L. ve Puhl, W., (2000). "Load-displacement properties of the normal and injured lower cervical spine in vitro", *Eur Spine J*, 9 (2): 104-108.
- [143] Pingel, T. H., (1991). Beitrag zur Herleitung und numerischen Realisierung eines mathematischen Modells der menschlichen Wirbelsäule, Doktora Tezi, Ruhr-Universität Bochum Institut für Mechanik, Bochum.
- [144] Bogduk, N., Amevo, B. ve Pearcy, M., (1995). "A biological basis for instantaneous centres of rotation of the vertebral column", *Proc Inst Mech Eng H*, 209 (3): 177-183.
- [145] Cossette, J. W., Farfan, H. F., Robertson, G. H. ve Wells, R. V., (1971). "The instantaneous center of rotation of the third lumbar intervertebral joint", *J Biomech*, 4 (2): 149-153.
- [146] Pintar, F. A., Cusick, J. F., Yoganandan, N., Reinartz, J. ve Mahesh, M., (1992). "The biomechanics of lumbar facetectomy under compression-flexion", *Spine (Phila Pa 1976)*, 17 (7): 804-810.
- [147] James, K. S., Wenger, K. H., Schlegel, J. D. ve Dunn, H. K., (1994). "Biomechanical evaluation of the stability of thoracolumbar burst fractures", *Spine (Phila Pa 1976)*, 19 (15): 1731-1740.
- [148] Schmoelz, W., Schaser, K. D., Knop, C., Blauth, M. ve Disch, A. C., (2010). "Extent of corpectomy determines primary stability following isolated anterior reconstruction in a thoracolumbar fracture model", *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 25 (1): 16-20.
- [149] Adams, M. A. ve Hutton, W. C., (1983). "The mechanical function of the lumbar apophyseal joints", *Spine (Phila Pa 1976)*, 8 (3): 327-330.
- [150] Cusick, J. F., Yoganandan, N., Pintar, F. A. ve Reinartz, J. M., (1992). "Biomechanics of sequential posterior lumbar surgical alterations", *J Neurosurg*, 76 (5): 805-811.
- [151] Lorenz, M., Patwardhan, A. ve Vanderby, R., Jr., (1983). "Load-bearing characteristics of lumbar facets in normal and surgically altered spinal segments", *Spine (Phila Pa 1976)*, 8 (2): 122-130.
- [152] Caputy, A. J. ve Luessenhop, A. J., (1992). "Long-term evaluation of decompressive surgery for degenerative lumbar stenosis", *J Neurosurg*, 77 (5): 669-676.
- [153] Fager, C. A. ve Freidberg, S. R., (1980). "Analysis of failures and poor results of lumbar spine surgery", *Spine (Phila Pa 1976)*, 5 (1): 87-94.
- [154] Garfin, S. R., Glover, M., Booth, R. E., Simeone, F. A. ve Rothman, R. H., (1988). "Laminectomy: a review of the Pennsylvania hospital experience", *J Spinal Disord*, 1 (2): 116-133.
- [155] Benzel, E. C., (2001). *Biomechanics of Spine Stabilization*, 2nd Edition., AANS Pers, Rolling Meadows, IL.

- [156] Zander, T., Rohlmann, A. ve Bergmann, G., (2004). "Influence of ligament stiffness on the mechanical behavior of a functional spinal unit", *J Biomech*, 37 (7): 1107-1111.
- [157] Panjabi, M. M., Goel, V. K. ve Takata, K., (1982). "Physiologic strains in the lumbar spinal ligaments. An in vitro biomechanical study 1981 Volvo Award in Biomechanics", *Spine (Phila Pa 1976)*, 7 (3): 192-203.

ÖZGEÇMİŞ

KİŞİSEL BİLGİLER

Adı Soyadı : Yunus ALAPAN
Doğum Tarihi ve Yeri : 02/10/1989
Yabancı Dili : İngilizce
E-posta : alapan@yildiz.edu.tr

ÖĞRENİM DURUMU

Derece	Alan	Okul/Üniversite	Mezuniyet Yılı
Y. Lisans	Makine Mühendisliği	Yıldız Teknik Üniveritesi	2012
Lisans	Makine Mühendisliği	Yıldız Teknik Üniveritesi	2011
Lise	Fen Bilimleri	Kocaeli Körfez Fen Lisesi	2007

İŞ TECRÜBESİ

Yıl	Firma/Kurum	Görevi
2011-	Yıldız Teknik Üniversitesi	Araştırma Görevlisi

YAYINLARI

Makale

1. Demir, C. ve **Alapan, Y.**, (2012). "Modeling and Dynamic Response Analysis of a Point Supported Plate by Using ANSYS and MATLAB", Advanced Materials Research, 445: 1088-1093.

2. **Alapan, Y.**, Sezer, S., Kaner, T., Guclu R. ve Inceoglu S., (2012). "Instantaneous Center of Rotation in Degenerated Spinal Segment – A Finite Element Analysis Approach", The Spine Journal. (Hakemlerde).
3. **Alapan, Y.**, Demir, C., Kaner, T., Guclu R. ve Inceoglu S., (2012). "Instantaneous Center of Rotation Behavior of the Lumbar Spine With Ligament Failure", Journal of Neurosurgery: Spine. (İncelemede).

Bildiri

1. **Alapan, Y.**, Sezer, S., Kaner, T., Guclu R. ve Inceoglu S., (2012). "Kinematics of Disc Degeneration – Computer Analysis of Center of Rotation", Orthopaedic Research Society 2013 Annual Meeting, 25-29 January 2013, San Antonio. (Kabul Edildi)

Kitap

1. **Alapan, Y.**, Inceoğlu, S. ve Goel, V. K., (2012). "Computational Modeling of the Spine", Chapter 22, 1: 201-208; Derleyen: Benzel, E. C., (2012). Spine Surgery, 3rd Edition., Saunders, Philadelphia, PA. (Kitap Bölümü)