<u>TOBB EKONOMİ VE TEKNOLOJİ ÜNİVERSİTESİ</u> <u>FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ</u>

POSTERİOR STABİLİZASYON YAPILMIŞ LOMBER OMURGA İÇİN ÖZGÜN BİR SONLU ELEMANLAR MODELİNİN GELİŞTİRİLMESİ VE STABİLİZASYON SONRASI BİYOMEKANİK ÖZELLİKLERİNİN İNCELENMESİ

DOKTORA TEZİ

Emre ŞENGÜL

Makina Mühendisliği Ana Bilim Dalı

Tez Danışmanı: Prof. Dr. Teyfik DEMİR

ARALIK 2021



TEZ BİLDİRİMİ

Tez içindeki bütün bilgilerin etik davranış ve akademik kurallar çerçevesinde elde edilerek sunulduğunu, alıntı yapılan kaynaklara eksiksiz atıf yapıldığını, referansların tam olarak belirtildiğini ve ayrıca bu tezin TOBB ETÜ Fen Bilimleri Enstitüsü tez yazım kurallarına uygun olarak hazırlandığını bildiririm.

Emre ŞENGÜL



ÖZET

Doktora Tezi

POSTERİOR STABİLİZASYON YAPILMIŞ LOMBER OMURGA İÇİN ÖZGÜN BİR SONLU ELEMANLAR MODELİNİN GELİŞTİRİLMESİ VE STABİLİZASYON SONRASI BİYOMEKANİK ÖZELLİKLERİNİN

İNCELENMESİ

Emre Şengül

TOBB Ekonomi ve Teknoloji Üniveritesi Fen Bilimleri Enstitüsü Makine Mühendisliği Anabilim Dalı

Danışman: Prof. Dr. Teyfik Demir

Tarih: Aralık 2021

Posterior pedikül vida enstrümantasyonu (PPVE) lomber omurga cerrahisinde iyi bilinen bir yöntemdir. Gerilme konsantrasyon seviyeleri, komşu segmentlere etkileri ve fizyolojik hareket ile ilişkisi gibi birçok belirsiz yönü olan alışılmış bel ağrısı probleminde yaygın olarak kullanılan bir tedavi yöntemidir. Ayrıca, PPVE'nin lomber omurganın biyomekaniğini nasıl etkilediğini anlamak önemli bir olgudur. Bu söz konusu anlayış için, faset eklemlerinin kısmen çıkarılmasıyla gerçek cerrahi prosedürü taklit eden L4-L5 segment seviyesinde PPVE olan lomber omurganın sonlu elemanlar (SE) modeli geliştirilmiştir. Faset eklemlerinin kısmen çıkarıldığı SE modelleri literatürde nadir bulunmaktadır. Bu SE çalışmasının amaçlarından biri, posterior enstrümantasyon gerilmelerinde ve faset eklem kuvvetlerinde hangi fizyolojik hareketlerin en fazla artışa sahip olduğunu belirleyerek PPVE sisteminin lomber omurganın füzyon öncesi/sonrası biyomekaniği üzerindeki etkisini araştırmaktı. Daha sonra PPVE'nin özellikle ekstansiyon ve lateral eğilme hareketinde L3-L4 komşu seviyesindeki faset eklem kuvvetlerinde sırasıyla %35 ve %23'ün üzerinde artışa

neden olduğu sonucu elde edilmiştir. Komşu seviyedeki bu faset eklem kuvvetleri füzyonundan artısı, posterior lomber interbody sonra komsu segment dejenerasyonunun (KSD) meydana geldiği veya hızlandığı hipotezi için bir ipucu sağlayabilir. Ayrıca, bu çalışmada posterior enstrümantasyon üzerindeki tepe Von Mises gerilmelerinin analizleri, maksimum posterior enstrümantasyon gerilmelerinin sırasıyla 272.1 MPa ve 263,7 MPa olarak füzyondan önce lateral eğilme ve fleksiyon hareketinde meydana geldiğini göstermiştir. Öte yandan PPVE operasyonu sırasında cerrahlar kendi deneyimlerini kullanarak hastanın omurga eğriliğine göre çubukları bükerler. Dolayısıyla bu bükme nedeniyle çubuklar üzerinde artık gerilmeler oluşmaktadır. PPVE üzerine birçok SE tabanlı biyomekanik araştırma yapılmış olmasına rağmen, çubuk konturlamasından kaynaklanan artık gerilmelerin yapı gerilmeleri üzerindeki etkilerini değerlendiren çok az araştırma vardır. Bu nedenle, bu çalışma aynı zamanda bir French bükücü ve in-situ bükücü kullanılarak konturlanmış çubuklar içeren PPVE üzerindeki artık gerilmenin etkilerini araştırmayı ve farklı fizyolojik hareketler için düz ve konturlu çubukların gerilme artışındaki farklılıkları karşılaştırmayı amaçlamıştır. Bu bağlamda, PPVE için L4-L5 lomber omurga segmentinin bir SE modeli geliştirilmiş ve artık gerilmelerin çubuklar ve yapı gerilmeleri üzerindeki etkileri farklı bükme yöntemleri kullanılarak araştırılmıştır. Simülasyonlarda, bir French bükücü tarafından şekillendirilen artık gerilimli cubukların, bir in-situ bükücü tarafından şekillendirilenlere göre PPVE'de önemli ölçüde daha fazla gerilme artışı ile sonuçlandığı gözlemlenmiştir. Çalışmanın sonuçları, farklı fizyolojik hareketler için artık gerilmeler nedeniyle PPVE'deki gerilme artışının PPVE kırılma riskini artıracağını vurgulamıştır. Mevcut çalışmada verilen SE modelleme yaklaşımı, PPVE'nin yorulma ömrü ve kırılma çalışmaları gibi daha sonraki araştırmalar için temel bir araç olarak kullanılabilir. Bu modeller, belirsiz yönleri ortadan kaldırarak PPVE'nin etkilerinin daha iyi anlaşılmasını sağlayarak gelecekteki farklı çalışmalar için de kullanılabilir.

Anahtar Kelimeler: Artık gerilme, Lomber omurga, Sonlu elemanlar yöntemi, Biyomekanik, Posterior enstrümantasyon, Komşu seviye etkileri.

ABSTRACT

Doctor of Philosophy

DEVELOPMENT OF A UNIQUE FINITE ELEMENT MODEL FOR THE POSTERIOR STABILIZED LUMBAR SPINE AND INVESTIGATION OF THE BIOMECHANIC PROPERTIES AFTER STABILIZATION

Emre Şengül

TOBB University of Economics and Technology Institute of Natural and Applied Sciences Department of Mechanical Engineering

Supervisor: Prof. Dr. Teyfik Demir

Date: December 2021

Posterior pedicle screw instrumentation (PPSI) is well-known method in lumbar spine surgery. It is a common treatment method for widespread low back pain problem, which has many uncertain aspects such as stress concentration levels, effects to adjacent segments and relationship with physiological motion. In addition, understanding how PPSI affects biomechanics of lumbar spine is an significant phenomenon. For this understanding, a finite elements (SE) model of lumbar spine with PPSI at L4-L5 segment level was developed by partially removing facet joints which imitates actual surgical procedure. SE models with partial removal of facet joints are rare in the literature. One of the aims of this SE study was to investigate the influence of PPSI system on the biomechanics of the lumbar spine before/after fusion by determining which physiological motions have the most increase in the posterior instrumentation stresses and facet joint forces. Afterwards, it was concluded that PPVE caused an increase of over 35% and 23%, respectively, in facet joint forces at the L3-L4 adjacent level, especially in extension and lateral bending motion. This facet joint

forces increment at the adjacent level could provide a clue for hypothesis of that adjacent segment disease (ASD) was occurred or accelerated after posterior lumbar interbody fusion. Furthermore, analyses of peak Von Mises stresses on posterior instrumentation in this study showed that the maximum posterior instrumentation stresses 272.1 MPa and 263.7 MPa occurred in lateral bending and flexion motion before fusion, respectively. On the other hand, during PPSI operation, surgeons bend rods according to spine curvature of a patient by using their own experiences. Therefore, residual stresses developed on the rods due to this bending. Despite the fact that many FE-based biomechanical research have been conducted on PPSI, there are few investigations assessing the effects of residual stresses arising from rod contouring on construction stresses. Thus, this study also aimed to investigate effects of the residual stress on PPSI that use rods contoured by using a French bender and an insitu bender, and to compare differences in stress increment of straight and contoured rods for different physiological motions. In this sense, a FE model of L4-L5 lumbar spine segment was developed for PPSI and effects of the residual stresses on rods and construct stresses were investigated by using different bending methods. In the simulations, it was observed that rods contoured by a French bender with residual stress resulted in significantly more stress increment in PPSI according to ones contoured by an in-situ bender. The results of the study emphasized that stress increment in PPSI due to the residual stresses for different physiological motions would increase risk of PPSI failures. FE modelling approach given in the current study could be used as a fundamental tool for the further investigations such as fatigue life and failure studies of PPSI. This models could be used also for different future studies by providing better understanding of the effects of PPSI by clearing up the uncertain aspects.

Keywords: Residual stress, Lumbar spine, Finite element method, Biomechanics, Posterior instrumentation, Adjacent level effects.

TEŞEKKÜR

Tez çalışmam boyunca her aşamada bilgi ve tecrübesiyle bana yardımcı olan, bu meşakkatli yolda pes etmeden çalışmamı sağlayan, gerek bilim insanı özelliklerini gerek kişilik özelliklerini örnek aldığım çok kıymetli Hocam Prof. Dr. Teyfik DEMİR'e,

Bu süreçte oldukça yoğun olmalarına rağmen yardım ve desteklerini esirgemeden bana zaman ayırma özverisinde bulunan Hocalarım Prof. Dr. Erdem Acar, Doç.Dr. Onur YAMAN, Dr. Mesut Emre YAMAN ve Dr. Ramazan ÖZMEN'e,

Doktora eğitimim boyunca bana araştırma bursu sağladığı için TOBB Ekonomi ve Teknoloji Üniversitesi'ne,

Mesleğimi en iyi şekilde icra etmemi sağlayan ve meslek hayatımda kıymetli tecrübeler edindirdikleri için ülkemizin en önemli şirketleri Roketsan ve Aselsan'a,

Çalışmam boyunca akademik tecrübelerini benimle paylaşıp bana destek olan değerli dostlarım Dr. Bilge İMER ve Dr. Tolga DURSUN'a,

Benim bugünlere gelmemi sağlayan, eğitim ve meslek hayatım boyunca maddi ve manevi destekleriyle beni yalnız bırakmayan Annem Döne ŞENGÜL'e, Babam İsmail ŞENGÜL'e,

En içten şükranlarımı ve teşekkürlerimi sunarım.

Bu doktora tezi ŞENGÜL ve DOĞAN ailelerine ithaf edilmiştir.



İÇİNDEKİLER

<u>Sayfa</u>

ÖZET	v
ABSTRACTv	ii
TESEKKÜRi	ix
İCİNDEKİLER	si
SEKİL LİSTESİxi	ii
CIZELGE LISTESIxv	ii
xisaltmalarxi	ix
SEMBOL LİSTESİx	xi
1. GİRİS	1
2. LİTERATÜR ARASTIRMASI	3
2.1 Lomber Omurga Fizvolojisi	3
2.1.1 Omur	3
2.1.2 İntervertebral diskler	6
2.1.3 Omurga ligamanları 1	0
2.1.4 Faset eklemler	5
2.2 İnsan lomber omurga kinematiğinin analizi	7
2.2.1 In-vivo vöntemler	7
2.2.2 In-vitro yöntemler	8
2.2.3 SE yöntemleri	2
3. MALZEMELER VE YÖNTEMLER 2	7
3.1 Lomber Omurga Modellenmesi	9
3.1.1 Omur modellenmesi	9
3.1.2 İntervertebral disk modellenmesi	0
3.1.3 Omurga ligaman modellenmesi	1
3.1.4 Faset eklemlerin modellenmesi	4
3.2 L4-L5 Seviyesinde Posterior Pedikül Vida Enstrümantasyonu Olan Lomber	
Omurganın Modellenmesi	5
3.2.1 Giriş	5
3.2.2 Pedikül vidalarının lomber omurga üzerinde konumlandırılması	7
3.2.3 Pedikül vida ve çubuk modellenmesi	9
3.2.4 Cerrahi operasyon model modifikasyonu4	-1
3.3 İmplante Edilmiş L4-L5 Lomber Omurga Segmentinin Farklı Bükme	
Teknikleriyle Şekillendirilmiş Ön Gerilmeli Çubuklarla Modellenmesi	.3
3.3.1 Giriş	.3
3.3.2 Çubukların şekil ve malzeme özellikleri	.5
3.3.3 Farklı bükme teknikleri ile şekillendirilen ön gerilmeli çubukların	
modellenmesi4	7
3.4 Malzemeler ve Sınır Koşulları 4	8
3.5 Ağ Yakınsaması ve Doğrulaması5	0
4. SONUÇLAR VE TARTIŞMALAR5	3

4.1 L4-L5 Seviyesinde İmplante Edilen Lomber Omurganın Füzyon Öncesi /	
Sonrası Biyomekanik Parametrelerinin İncelenmesi	.53
4.1.1 Model validasyonu	. 53
4.1.2 Hareket aralığı	. 60
4.1.3 Faset eklem kuvvetleri	. 62
4.1.4 Posterior enstrümantasyon gerilmesi	. 63
4.1.5 Tartışma	.67
4.1.6 Sonuç	.70
4.2 Farklı bükme teknikleri ile şekillendirilmiş ön gerilmeli çubukların L4-L5	
lomber omurga segmentinde bulunan posterior enstrümantasyon üzerindeki etki	leri
	.71
4.2.1 Model validasyonu	.71
4.2.2 Hareket aralığı	.74
4.2.3 Posterior enstrümantasyon gerilmesi	.75
4.2.4 Tartışma	.79
4.2.5 Sonuç	. 80
5. SONUÇ VE ÖNERİLER	.83
5.1 Sonuç	. 83
5.2 Gelecek Çalışmalar	. 84
KAYNAKLAR	.85
EKLER	.95
ÖZGEÇMİŞ Error! Bookmark not defin	ed.

ŞEKİL LİSTESİ

<u>Sayfa</u>

 Şekil 1.1 : Omurga [1] Şekil 2.1 : Omur [1] Şekil 2.2 : İntervertebral disk [1] Şekil 2.3 : Kollajen liflerin yönlendirilmesi [26] Şekil 2.4 : Ligamanların lomber omurga üzerindeki yeri [43] Şekil 2.5 : Ligamanların lomber omurga üzerindeki yeri (farklı görünüşlerden) [18] 	1 4 7 7 11]. 12
Şekil 2.6 : Literatürdeki farklı ligaman setlerinin kuvvet-gerilme grafikleri [18] Şekil 2.7 : L4-L5 segmentindeki lomber posterior vida implantının radyografik	15
görüntüleri [49].	18
Şekil 2.8 : Yamamato ve arkadaşlarının çalışmasında hareket ölçüm sistemi [50]	19
Şekil 2.9 : Panjabi ve arkadaşlarının çalışmasında hareket ölçüm sistemi [51] Şekil 2.10 : Panjabi ve arkadaşlarının çalışmasında 3B koordinat sistemi [51] Şekil 3.1 : Tam insan amuragu PT görüntüsü va I.1 I.5 lombar amurga 3P modeli	20 21
Şekii 5.1. Tanı nısan omurgası B1 goruntusu ve L1-L5 tomber omurga 5B moden	ว7
Sekil 3.2 · I 1-I 5 lomber omurga SE modeli	27
Sekil 3.3 : SE modelinde lomber omurganın lordotik acısı	20
Sekil 3.4 : Ağ oluşturulmuş omur SF modeli	30
Sekil 3.5 : İntervertebral dişk SF modeli	31
Sekil 3.6 : Ligamanların konumunun SE modelindeki tek seviye lomber omurga	51
üzerindeki gösterimi	32
Sekil 3.7 : Ligamanların konumunun SE modelindeki tek seviye lomber omurga	52
üzerindeki sagital ve transvers görünümü.	33
Sekil 3.8 : SE modelindeki lomber omurga ligamanlarının kuvvet-uzama eğrileri	33
Sekil 3.9 : SE modelinde lomber omurgava ait bir faset ekleminin temsili gösterim	i.
3	34
Sekil 3.10 : Füzyonlu/füzyonsuz implante edilmis lomber omurga SE modelleri	37
Sekil 3.11 : Lomber omurgada pedikül vida yerleştirme yöntemi [90]	38
Sekil 3.12 : 3B pedikül vida modeli.	39
Şekil 3.13 : Pedikül vidaların omur üzerindeki konumları.	39
Şekil 3.14 : Vida ve vida başının basitleştirilmiş 3B modeli.	40
Şekil 3.15 : Çubuk ve vidaların vida vaşları ile beraber basitleştirilmiş 3B montaj	
modeli	40
Şekil 3.16 : Çubuk ve vidaların vida başları ile beraber ağ oluşturulmuş 3B montaj	
modeli	41
Şekil 3.17 : Faset eklemlerinin kısmi modifikasyonu	41
Şekil 3.18 : 3B CAD model yazılımında posterior enstrümantasyon için modifiye	
omur modelleri	42
Şekil 3.19 : Posterior enstrümantasyon için modifiye ve ağ oluşturulmuş bir verteb	ra
modeli	42

Şekil 3.20 : İntakt, düz çubuklarla implante edilmiş ve konturlu çubuklarla implante
edilmiş (CR FB ve CR IB) L4-L5 lomber omurga segmentinin SE modeli 45
Şekil 3.21 : Sagital Cobb açısı ve çubukların bükülme açısı
Şekil 3.22 : Oda sıcaklığında Ti6Al4V malzemesinin gerilme-gerinim eğrisi [100].46
Şekil 3.23 : A) French bükücü ile çubuk bükme aşamaları B) İn Situ bükücü ile
çubuk bükme aşamaları47
Şekil 3.24 : SE modelinde lomber omurganın sınır koşulları
Şekil 4.1 : Fleksiyon-ekstansiyon altında her omurga düzeyindeki moment-rotasyon
yanıtlarının karşılaştırılması55
Şekil 4.2 : L1-L5 lomber omurganın biyomekaniğine yönelik olarak moment-
rotasyon açısı eğrilerinin karşılaştırılması
Şekil 4.3 : L1-L5 lomber omurganın mevcut SE modelindeki ROM'larının 7,5 Nm'de
literatürdeki diğer SE modellerindekilerle karsılastırılması
Sekil 4.4 : L1-L5 lomber omurganın intakt modelinde faset eklem kuvvetlerinin
literatürdeki in-vitro ve SE sonucları ile karsılastırılması
Sekil 4.5. Kompresvon kuvveti uvgulaması ile mevcut SE modelinde I.4-I.5
nükleusunun intradiskal basınc değisimi
Sekil 4.6 : İki in-vitro sonuçla intakt ve implante edilmiş modellerdeki I.4-I.5
segmentinin hareket aralığı değerlerinin karşılaştırılmaşı (10 Nm yüklerde) 60
Sakil 4.7 : Tüm fizvolojik haraketlerde INT IMP ve IMPE POM'ları
Sokil 4.8 : Dostorior anstrümentesvon üzerindeki meksimum Ven Mises gerilmesi. 64
Şekil 4.8. Fösterior enstrumantasyon uzerindeki maksimum von Mises gerinnesi. 04
Şekil 4.9. Fuzyoli olicesi ve solilasi heksiyoli ve ekstalisiyoli hareketinde posteriol
Salii 4.10. Eineren ingestige serenet lateral e žilme ve retestor hereltetinde nesterior
Şekil 4.10 : Fuzyon oncesi ve sonrasi lateral egilme ve rotasyon hareketinde posterior
enstrumantasyondaki gerilme diyagrami
Şekil 4.11 : Füzyon öncesi ve sonrasi fleksiyon ve ekstansiyon hareketinde vidalar
üzerindeki gerilme diyagramı
Şekil 4.12 : Füzyon öncesi ve sonrası lateral eğilme ve rotasyon hareketinde vidalar
üzerindeki gerilme diyagramı67
Şekil 4.13 : Fleksiyon-ekstansiyon altında L4-L5 seviyesindeki moment-rotasyon
yanıtlarının karşılaştırılması
Şekil 4.14 : L4-L5 lomber omurga segmentinin biyomekaniğine yönelik olarak
moment-rotasyon açısı eğrilerinin karşılaştırılması
Şekil 4.15 : İntakt modellerdeki L4-L5 segmentinin hareket aralığı değerlerinin iki
in-vitro sonuçla karşılaştırılması (10 Nm yüklerde)
Şekil 4.16 : Düz ve konturlu çubuklar kullanılarak implante edilmiş modellerde L4-
L5 segmentinin hareket aralığı değerlerinin iki in-vitro sonuçla karşılaştırılması
(10 Nm yüklerde)
Şekil 4.17 : Ön gerilmeli/ön gerilmesiz farklı yöntemlerle şekillendirilmiş çubuklarla
fleksivon hareketleri altında posterior enstrümantasyonun gerilme diyagramları.
Sekil 4.18 : Ön gerilmeli/ön gerilmesiz farklı vöntemlerle sekillendirilmis cubuklarla
ekstansivon hareketleri altında posterior enstrümantasyonun gerilme
divagramları 76
Sekil 4 19 : Ön gerilmeli/ön gerilmesiz farklı vöntemlerle sekillendirilmis cubuklarla
lateral eğilme hareketleri altında nosterior enstrümantasyonun gerilme
divagramlari
uryagramanı
yokni 4.20. Oli gerinnen/oli gerinnesiz taikii yontennerie şekinendirinniş çubuklarla
rotasyon narekeneri atimua posterior ensu umantasyonun gerinne uryagramiari.

3
3
)
)



ÇİZELGE LİSTESİ

<u>Sayfa</u>

Çizelge 2.1 : Literatürde vertebral kortikal kemiğin malzeme özellikleri Çizelge 2.2 : Literatürde vertebral trabeküler kemiğin malzeme özellikleri	5 5
Çizelge 2.3 : Literatürdeki endplate malzeme özellikleri.	6
Çizelge 2.4 : Literatürde nükleus pulpozusun malzeme özellikleri.	10
Çizelge 2.5 : Lomber omurga ligamanlarının literatürdeki malzeme özellikleri	13
Çizelge 2.5 : (devam) Lomber omurga ligamanlarının literatürdeki malzeme	
özellikleri	14
Çizelge 2.6 : Literatürdeki faset eklem yapıları.	17
Çizelge 3.1 : SE modelinde kullanılan malzeme özellikleri.	48
Çizelge 4.1 : Farklı çalışmalarla olan ROM karşılaştırmaları	58
Çizelge 4.2 : Lomber omurga katılık değerleri ile birlikte INT/IMP/IMPF SE	
modellerinin tüm hareket segmentlerindeki ROM karşılaştırması.	62
Cizelge 4.3 : INT/IMP/IMPF modellerindeki L1-L5 lomber omurganın tüm	
segmentlerindeki tahmini faset yüklerinin karşılaştırılması.	63



KISALTMALAR

ALL	: Anterior Longitüdinal Ligaman (Anterior Longitudinal Ligament)							
BT	Bilgisayarlı Tomografi (CT: Computed Tomography)							
CL	Kapsüler Ligaman (Capsular Ligament)							
CR FB	French Bükücü ile Bükülmüş Çubuk (Rod Curved by a French							
Bender)								
CR IB	: In-situ Bükücü ile Bükülmüş Çubuk (Rod Curved by a In-situ							
Bender)								
INT	: İntakt Model (Intact Model)							
IMP	: Füzyonsuz İmplante Edilmiş Model (Implanted Model without							
Fusion)								
IMPF	: Füzyonlu İmplante Edilmiş Model (Implanted Model with Fusion)							
ISL	: Interspinöz Ligaman (Interspinous Ligament)							
ITL	: Intertransvers Ligaman (Intertransverse Ligament)							
KSD	: Komşu Seviye Dejenerasyonu							
LF	: Ligamentum Flavum							
PLL	: Posterior Longitüdinal Ligaman (Posterior Longitudinal Ligament)							
ROM	: Hareket Aralığı (Range of Motion)							
SSL	: Supraspinöz Ligaman (Supraspinous Ligament)							
PPVE	: Posterior Pedikül Vida Enstrümantasyonu (PPSI: Posterior Pedicle							
Screw Instrumentation)								
SE	: Sonlu elemanlar (FE: Finite Elements)							



SEMBOL LİSTESİ

Bu çalışmada kullanılmış olan simgeler açıklamaları ile birlikte aşağıda sunulmuştur.

Açıklama
Elastik Modül
Birincil Elastik Modül
İkincil Elastik Modül
Üçüncül Elastik Modül
Birincil Uzama Katsayısı
İkincil Uzama Katsayısı
Üçüncül Uzama Katsayısı
Lifler
Kayma Modülü
Zemin Malzemesi
Poisson Oranı



1. GİRİŞ

İnsan vücudunun en önemli bölümlerinden biri olan insan omurgası, üst ve alt ekstremiteler arasındaki mekanik bağlantıyı, her üç düzlemdeki fiziksel hareketi ve narin omuriliğin korunmasını sağlar. Omurga, kaldıraçlar (omurlar), pivotlar (fasetler ve diskler), pasif kısıtlayıcılar (bağlar) ve eyleyiciler (kaslar) aracılığıyla kontrollü bir şekilde eklemlenen omurlardan oluşan mekanik bir yapıdır. Omurga, yapısal olarak beş bölgeye bölünmüş 33 omurdan oluşan kavisli bir yığından oluşur (Şekil 1.1). Üstten aşağıya doğru 7 servikal omur (C1-C7), 12 torasik omur (T1-T12), 5 lomber omur (L1-L5), 5 kaynaşmış sakral omur ve 4 küçük kaynaşmış koksik omur vardır [1].



Şekil 1.1 : Omurga [1]

Lomber omurga, vücudun üst ve alt segmentleri arasındaki kolonu bağlamaktan ve kuvvetleri iletmekten sorumludur. Lomber omurga yaralanmaları, ağır bir nesneyi

kaldırmak veya bir temas sporunda morarma gibi travmalardan kaynaklanabilir. Sadece travmayla değil, ayakkabılarınızı giymek için öne eğilmek veya yerden bir kalemi beceriksizce almak gibi sıradan bir hareket nedeniyle de oluşabilirler. Ayrıca kırıklar, malignite ve osteoporoz bunlara neden olabilir. Bu yaralanmalar, omur gövdelerinin kırılmasına veya disklerin ve bağların yırtılmasına ve patlamasına neden olabilir. Omurga yaralanması ve hastalığı, güncel çalışmaların önemli bir alanıdır. Lomber omurganın biyomekanik davranışını anlamak için in-vivo ve in-vitro deneysel yöntemler kullanılmaktadır. İn-vivo çalışmalar lomber omurganın sağlıklı senaryolardaki davranışı hakkında bilgi edinmek için yapılırlar. Lomber omurgadaki vertebral ve intervertebral diskin belirli yük tepkisi verileri in-vivo çalışmalarla elde edilemez. Oysa, in-vitro çalışmalarla vertebral segmentlerin yük-yer değiştirme yanıt verileri elde edilebilir. Ancak gerilme ve gerinim gibi içsel yanıt verileri sağlanamaz; bu nedenle, in-vitro çalışmalarla yük-yer değiştirme yanıtlarına ilişkin sınırlı veriler elde edilebilmektedir. In vitro çalışmalar, hastalık veya yaralanmayı analiz etmek için yaralı veya hastalıklı servikal omurga örnekleri gerektirir. Numunelere zarar vererek veya tahrip ederek bir yaralanma simülasyonu yapılması gerekir. Bunun yanı sıra, invitro çalışmalar, belirli hasar verme ve/veya numuneleri tahrip etmedeki zorluk nedeniyle spinal yaralanma ve hastalığı simüle etme kapasitesinde kısıtlı kalmaktadır. Diğer bir yandan, insan lomber omurgalarında geometrik ve malzeme özellikleri konusunda büyük bir çeşitlilik vardır. Sonlu elemanlar (SE) yöntemi, insan lomber omurgasının bu çeşitliliğini ve biyomekaniğinin anlaşılmasında güçlü ve üretken araçlardan biridir. SE analizi, in-vivo ve in-vitro deneysel testlerine kıyasla daha düşük maliyetli ve daha yüksek verimliliğe sahiptir. Buna ek olarak, SE modelleri, olası birden çok vaka ve yineleme ile tekrarlanabilir ve değiştirilebilir analizler sağlamaktadırlar [2, 3]. Bu çalışmanın amacı, bir insan lomber omurga segmentinin biyomekaniğini anlamak ve bunun için üç boyutlu doğrusal olmayan özgün bir SE modeli oluşturmaktır. Geliştirilen SE modeli, insan lomber spinal segmentlerinin cerrahi ve biyomekanik simülasyonları ile ilgili gelecekteki çalışmalarda kullanılma potansiyeline sahiptir.

2. LİTERATÜR ARAŞTIRMASI

2.1 Lomber Omurga Fizyolojisi

Lomber omurga, lordotik açı ile belirtilen bir eğrilik üzerinde hizalanan L1'den L5'e kadar beş lomber omurdan oluşan bir insan omurga segmentidir. Lomber omurganın lordotik açı değerlerinin yaşa, cinsiyete ve dejenerasyon seviyelerine göre değişimini araştıran çok sayıda çalışma bulunmaktadır. Xu ve arkadaşlarının çalışmasında, yaş ve cinsiyet ile değişen farklı lordotik açılara sahip sağlıklı deneklerin beş lomber omurga tipini içeren SE modelleri incelenmiştir [3]. Başka bir çalışmada, farklı yaş ve cinsiyet aralıklarına ait canlı denekler ve kadavra örneklerinden alınan literatürdeki bazı lordotik açı değerleri verilmiştir. Bunlar, 26 yaşında erkek, 49 yaşında kadın, 19 yaşında erkek, 59 yaşında erkek, 46 yaşında erkek, 65 yaşında erkek için sırasıyla 37°, 35°, 27°, 26.1°, 44°, 32.7° lordotik açıları şeklindedir [16]. Furlanetto ve arkadaslarının çalışmasında sağlıklı çocuklar, ergenler, yetişkinler ve yaşlılar olarak gruplara ayrılan sağlıklı bireylerin röntgenlerinde Cobb açısı yöntemi kullanılarak sagital düzlemdeki omurga eğriliklerinin referans değerleri araştırılmıştır [4]. Bu çalışmada, ergenleri ve yetişkinleri temsil eden L1-L5 lomber segmentleri sırasıyla 42.7° ve 41.8° ortalama lordotik açılarına sahiplerdir [4]. Ayrıca Damasceno ve arkadaşları 18-30 yaş ve 31-50 yaş aralığındaki iki grubun L1-L5 lordotik açılarını değerlendirmişlerdir. Birinci grup 43.4° lordotik açıya sahipken, ikincisi 47.6° açıya sahiptir [5]. Ayrıca Skaf ve arkadaşları yaş, lordotik açı ve lomber disk hernisi arasındaki ilişkiyi analiz etmiştir [6]. Bu bölümde daha sonra insan omurgasının lomber segmenti ana bileşenleri olan vertebralar, intervertebral diskler, end-plate, bağlar ve faset eklemleri incelenmiştir. Ayrıca onların literatürde bahsedilen fizyolojik yapıları ve SE model özellikleri üzerinde durulmuştur.

2.1.1 Omur

Bir omur, bir gövdeden, nöral ark olarak adlandırılan içi boş bir halkadan ve birkaç kemiksel çıkıntıdan oluşur (Şekil 2.1). Omur gövdeleri, omurga için birincil ağırlık taşıyan bileşenler olma rolüne sahiptir. Omurilik ve ilgili kan damarları için koruyucu bir geçiş yolu olan vertebral kanal, nöral kemerler ve gövdelerin posterior tarafları ve intervertebral disklerden oluşur. Ek olarak, her nöral kemerin dış yüzeyinde birkaç kemiksel çıkıntı vardır. Spinöz ve transvers çıkıntılar, kasların mekanik avantajlarını

geliştirmek için bağlı oldukları kaslara destek sağlarlar. Vertebral boyut, servikal bölgeden lomber bölgeye doğru artar. Omurganın üst bölgelerindeki omurlara göre, bel omurları daha büyük ve kalındır, çünkü her omur sadece kolların ve başın değil, üzerinde bulunan tüm gövdenin ağırlığını taşımak zorundadır. Ayrıca bel omurlarının yüzey alanındaki artış, olası bir kırılma riskine karşı bu omurlar üzerindeki gerilmelerin azalmasını sağlar [1].



Şekil 2.1 : Omur [1].

Bel ağrısı olan hastalardan elde edilen 126 sayısallaştırılmış bilgisayarlı tomografik (BT) görüntüsü ile yapılan bir çalışma bulunmaktadır. Lomber omurganın anatomik boyutlarını sağlayan bu çalışmaya göre, L3, L4 ve L5 vertebralar için ortalama anterior vertebra yüksekliği yaklaşık 30 mm'dir [7]. Diğer çalışmalar da yukarıda bahsedilen bu boyutu desteklemekte ve bu boyutun 36-60 yaş aralığına ait olduğunu göstermektedir [8, 9]. Literatürdeki ilgili çalışmalar, vertebral kemiğin SE modelinin esas olarak kortikal kemik, süngerimsi kemik ve faset eklemli posterior yapılardan oluştuğunu belirtmektedir. Ayrıca çalışmalarda kortikal kemiğin kortikal kabuk kalınlığı, çalışmalardaki ortalama değer temel alınarak 0,35-0,5 mm olarak kabul edilmektedir [8, 10-12]. Ayrıca bazı çalışmalarda vertebra yapısına uç plak kesitleri dahil edilmiş ve uç plak kalınlığı 0,5 mm olarak alınmıştır [8, 11, 12]. Daha sonra literatürde farklı SE modelleri için kullanılan lomber vertebra kemiğinin çeşitli malzeme özellikleri Çizelge 2.1 ve Çizelge 2.2'de gösterilmiştir.

Malzeme Modeli E (MPa)		v	G (MPa)	Eleman Tipi	Referanslar
Dežmasl	12000	0.3	-	8 nod tuğla elemanlar / 20 nod tuğla elemanlar	[12-16]
elastik,	12000	0.3	-	3 nod kabuk elemanlar	[17, 18]
ізопорік	12000	0.3	-	4 nod dörtyüzlü elemanlar + 8 nod tuğla elemanlar	[16, 19]
Haritalanmış	Haritalanmış Haritalanmış Haritala		-	4 nod dörtyüzlü elemanlar	[20]
Doğrusal	11300 11300	0.48 0.20	3800 5400	8 nod tuğla elemanlar	[15, 16, 21]
elastik, transvers	22000 8000	0.20 0.40	5400 2857		
izotropik	8000 12000	0.23 0.35	3200 3200	8 nod tuğla elemanlar	[15, 16]
Doğrusal	11300	0.2	-	4 nod kabuk elemanlar	[15, 16]
izotropik	10000	0.3	-	8 nod tuğla elemanlar / 4 nod kabuk elemanlar	[15, 16]
Poroelastik	10000	0.3	-	8 nod tuğla elemanlar	[15]

Çizelge 2.1 : Literatürde vertebral kortikal kemiğin malzeme özellikleri

Çizelge 2.2 : Literatürde vertebral trabeküler kemiğin malzeme özellikleri.

Malzeme Modeli	E (MPa)	v	G (MPa)	Eleman Tipi	Referanslar
	50	0.2		8 nod tuğla elemanlar	[15]
	81	0.2	-	8 nod tuğla elemanlar	[15]
	100	0.2	-	8 nod tuğla elemanlar / 4 nod dörtyüzlü elemanlar / 20 nod tuğla elemanlar	[12-17, 19],
Doğrusal	140	0.2	-	8 nod tuğla elemanlar	[15, 16]
elastik, izotropik	500	0.2	-	8 nod tuğla elemanlar	[15]
	100	0.3	-	8 nod tuğla elemanlar	[15]
	150	0.3	-	20 nod tuğla elemanlar	[15]
	200	0.315	-	4 nod dörtyüzlü elemanlar	[18]
	200 140	0.45 0.315	-	8 nod tuğla elemanlar	[15, 16]
Doğrusal elastik, transvers	140 140 250	0.45 0.176 0.315	48 77 77	8 nod tuğla elemanlar	[15]
izotropik	140 140 200	0.45 0.32 0.32	48.3 48.3 48.3	8 nod tuğla elemanlar	[15, 21]
Poroelastik	100	0.2	-	8 nod tuğla elemanlar [15]	

Omurlar ve intervertebral diskler arasında yer alan vertebral endplateler, yüksek mukavemetli kemik tabakası ve daha düşük mukavemetli kıkırdak tabakasından oluşur. Literatürdeki bazı çalışmalarda endplate bölümü intervertebral disk segmenti dahilinde incelenirken, diğerlerinde vertebral gövde segmenti dahilinde incelenmektedir. Ayrıca endplate kalınlığı genellikle 0,5 mm olarak alınmaktadır. [13, 14, 17]. Daha sonra literatürde farklı SE modelleri için kullanılan endplatelerin çeşitli malzeme özellikleri Çizelge 2.3'te gösterilmiştir.

Malzeme Modeli	Endplate Tipi	E (MPa)	v	Eleman Tipi	Referanslar
	kemiksi	12000	0.3	8 nod tuğla elemanlar	[14, 15]
	kemiksi	4000	0.3	8 nod tuğla elemanlar	[12, 19]
	kemiksi	1000	0.3	8 nod tuğla elemanlar	[15]
	kemiksi	1000	0.4	8 nod tuğla elemanlar	[15]
Doğrusal	kemiksi	500	0.4	8 nod tuğla elemanlar	[15]
elastik, izotropik	kemiksi	500	0.3	8 nod tuğla elemanlar	[15]
	kemiksi	100	0.4	4 nod kabuk elemanlar	[15]
	kıkırdaksı	24	0.4	8 nod tuğla elemanlar / 4 nod kabuk elemanlar	[13, 15, 17, 18]
	kıkırdaksı	5	0.17	8 nod tuğla elemanlar	[12, 19]
	kemiksi	dış: 12000 iç: 6000 orta: 2000	0.3 0.3 0.3	8 nod tuğla elemanlar	[15]
Poroelastik	kıkırdaksı	5 5 20	0.1 0.17 0.4	8 nod tuğla elemanlar	[15]

Çizelge 2.3 : Literatürdeki endplate malzeme özellikleri.

2.1.2 İntervertebral diskler

Omur kemikleri arasında yer alan intervertebral diskler, lif yapıları ile güçlendirilmiş kıkırdak pedlerdir. Omurganın fleksiyon ve ekstansiyon hareketlerine izin verirler ve kompresyon yükünün omur gövdelerine dağıtılmasını sağlarlar. İntervertebral diskin karmaşık mekanik davranışı, her biri farklı yapıda kollajen liflere sahip iki yumuşak dokunun etkileşiminden kaynaklanır. Bu iki yumuşak doku, Şekil 2.2'te gösterilen güçlendirilmiş lifler dahil olmak üzere 15-25 farklı katmanla çevreleyen jel benzeri merkez nükleus pulpozus ve anulus fibrozistir. [22-24].



Şekil 2.2 : İntervertebral disk [1].

İntervertebral diskler fizyolojik aktiviteler sırasında çok büyük ve çok yönlü yüklere maruz kalırlar. Anülus fibrozis, çok yönlü yükler altında çalışmak için yöne dayalı anizotropik veya mekanik davranışlara sahiptir. Genellikle anulus dokusunun mikroyapısının, özellikle kollajen lif oryantasyonları anizotropiye katkıda bulunur [22, 25]. Kollajen lifleri, enine yönde birbirine yaklaşık 30° çapraz açı yapmaktadırlar ve Şekil 2.3'te gösterilen kompresyon, gerilim ve kesmeye göre dönme gerilimi için yapıyı destekler. Diskin mekanik işleyişi için lifler, organizasyon ve oryantasyon farklılıkları ve yükleme ile birlikte oldukça önemlidirler [1]. Ayrıca liflerin katılığı anulus matrisinkinden daha büyüktür.



Şekil 2.3 : Kollajen liflerin yönlendirilmesi [26].

Anulusun anizotropik mekanik davranışlarını tanımlamak için temel olarak iki tip SE modeli vardır. Bunlardan biri kiriş ve çubuk elemanlarını, diğeri ise liflerle güçlendirilmiş gerinim enerjisi modellerini içeren yön tensörlerini ve değişmez matematiği kullanır. Kiriş ve çubuk elemanlarının kullanıldığı SE modelleri, intervertebral disk, hareket segmentleri ve tam omurga kolonunun araştırılmasında yaygın olarak kullanılmaktadır. Ve bu modeller, liflerin ve matrisin elastik modülüne, poisson oranlarına ve hacimsel oranlara ihtiyaç duymaktadırlar. Ancak bu özelliklerin doğrudan ölçümü çok zordur [22, 25]. Diskin anizotropik davranışlarının ölçümü, farklı alanlardan ölçüm değerleri alınarak ve bölgesel olarak mekanik yanıt davranışları belirlenerek yapılmaktadır [14, 27].

Bir servikal omurga çalışmasında, anulus lifleri, 0,1 mm² kesitli 5160 çubuk elemanı içeren sekiz katmanlı yapı varsayılarak modellenmiştir [22, 28]. Ayrıca anulus matrisi ve liflerin mekanik özellikleri lineer elastik olarak alınmıştır. Başka bir çalışma, anulus hacmi başına hacmi dıştan içe doğru azalan beş fiber tabakası ile güçlendirilmiş hiperelastik anulus matrisi kullanarak anulus tarafını modellemiştir. Yay bileşenler kullanılarak lifler \pm 35° olacak şekilde çapraz düzende yerleştirilir [22, 29]. Farklı bir çalışmada ortotropik elastik mekanik özelliklere sahip anulus matrisini güçlendiren lifler için kabuk elemanlar kullanılmıştır [22, 30]. Liflerle güçlendirilmiş gerinim enerjisi modeli olan Holzapfel-Gasser-Ogden malzeme modeli, literatürdeki makalelerden birinde statik yük altındaki tam servikal omur modelinde anulusun mekanik özelliklerini tanımlamak için kullanılmıştır [22, 31]. Bu malzeme modeli için, başka bir çalışmada anulus numunelerinin çekme testi sonuçlarına enerji fonksiyonu uygulanarak gerekli katsayılar elde edilmiştir [22, 32]. Lomber diskin elastik modülünün, gerilme enerji yoğunluğunun, akma gerilmesinin ve gerinimin farklı alanlara göre değişip değişmediğini belirlemek için çekme testi uygulanmıştır. Çok katmanlı çekme test numuneleri, bel omurlarının ön-arka ve iç-dış kısımlarından oluşturulmaktadır. Bahsedilen bu çalışmalar, anulusun mekanik özelliklerinin intervertebral diskteki konuma bağlı olduğunu göstermektedir. Bu bağlamda, ön tarafın elastik modülünün ve akma gerilmesinin arka taraftakinden daha büyük olduğu ve iç tarafın daha büyük akma gerinimine, daha küçük elastik modüle ve akma gerilmesine sahip olduğu belirtilmektedir. Bu arada anulus anterior iç (Aİ), anterior dış (AD), posterior iç (Pİ) ve posterior dış (PD) olmak üzere dört kısma ayrılır. Anulusun farklı bölümleri için mekanik özellikler literatürden elde edilmiştir [22, 33]. Anulus için hiperelastik Neo-Hookean modeli ve nükleus için sıkıştırılamaz sıvı simülasyonu kullanan çalışmaların olduğunu belirten önemli bir makale bulunmaktadır. Ayrıca nükleus pulpozus için düşünülen elastisite modülü aralığı

literatürdeki bazı çalışmalara göre 1.5-10 MPa aralığındadır. Bunun 2 MPa olduğu kabul edilerek Holzapfel-Gasser-Ogden'in hiperelastik ve anizotropik malzeme modeli kullanılarak anulus fibrozisin kompleks yapısı modellenmiştir [14]. Ligamentlerin servikal katılığının fonksiyonel omurga kolonunun hareket sınırları ve intervertebral disk basıncı üzerindeki etkilerini araştıran bir çalışmada nükleus kısmı, sıkıştırılamaz bir sıvı ile dolu bir boşluk olarak ele alınmıştır [34]. Nükleus pulpozus için elastik modül E=1 MPa ve poisson oranı v=0,49, saf moment yükü altında C0-C7 segmentinin fizyolojik hareket davranışının analiz edildiği bir çalışmada kullanılmıştır [35]. Nükleus, sagital yükleme altında lumbosakral omurga boyunca yük dağılımının olduğu başka bir çalışmada sıkıştırılamaz hiper-elastik bir malzeme olarak tanımlanmıştır [36]. Çoğu çalışmanın intervertebral disk modellerinde, anulusun kollajen lifleri ve zemin matrisi, sırasıyla sadece gerilme yükü tasıyan gömülü çubuk elemanları ve katı elemanlar ile modellenmiştir. Lodygowski'nin çalışması, intervertebral disk modellemesi için iki yöntem göstermektedir [37]. İlk yöntem için, anulus fibrozisin her katmanındaki her çubuk eleman, oryantasyonu korunarak 3B katı elemanların nodlarına bağlanmalıdır. Bir disk modeli oluşturmak için bu yöntemi kullanmak oldukça zor ve zaman alıcıdır. Ek olarak, bu yöntem, her yeniden ağ oluşturma durumunda çubuk eleman verilerinin yeniden tanımlanmasını gerektirir. İkinci yöntemde, bir disk modeli için düzgün aralıklı güçlendirme çubukları ile katı zemin matrisine gömülü yüzey katmanları tanımlanabilir. Elemanların yeniden ağ oluşturulmasından bağımsız olarak, güçlendirme çubuklarının kesit özelliklerini ve oryantasyonunu değiştirerek katmanların özelliklerini kesit değiştirmek kolaylaşmaktadır [21, 38]. Daha sonra içten dışa doğru değişen katman kalınlıkları literatürdeki değerlere göre kolaylıkla değiştirilebilmektedir [39]. Ayrıca, nükleus pulpozus, sıkıştırılamaz bir parça olarak kabul edilerek bir sıvı boşluğu şeklinde simüle edilebilmesi için 2 MPa'a eşit başlangıç basıncına sahip hidrostatik sıvı elemanlarıyla modellenmiştir [37]. Ek olarak, özellikle ikinci yöntemde, anulus tarafındaki bölgesel konuma göre katmanlardaki güçlendirme çubuklarının yoğunluğu değiştirilerek diskin anizotropik davranışları taklit edilebilir. Böylece geliştirilen model, farklı alanlardan ölçüm değerleri alınarak ve bölgesel olarak mekanik yanıt davranışları belirlenerek yapılan diskin anizotropik davranışlarının ölçümü ile tutarlı hale gelmektedir. Literatürde farklı SE modelleri için kullanılan nükleus pulpozus, anulus fibrozis'in çeşitli malzeme özellikleri Çizelge 2.4 ve Çizelge Ek1'de gösterilmiştir.

Malzeme ModeliE (MPa)vSabitler		Eleman Tipi	Referanslar		
	0.2	0.4999	-	20 nod tuğla elemanlar	[21]
	1	0.49	-	8 nod tuğla elemanlar	[16, 19, 22, 35]
	1	0.499	-	8 nod tuğla elemanlar	[12-15, 28]
Sıvımsı katı, doğrusal elastik,	2	0.499	-	8 nod tuğla elemanlar	[14]
izotropik	4	0.499	-	8 nod tuğla elemanlar	[15]
	8	0.45	-	8 nod tuğla elemanlar	[27]
	9	0.4999	-	8 nod tuğla elemanlar	[38]
	10	0.4	-	8 nod tuğla elemanlar	[15]
Viskoelastik katı	2	0.49	-	Çoklu nod tuğla elemanlar	[15]
Ozmoviskoelastik	0.15	0.17		8 nod tuğla elemanlar	[15]
Sıkıştırılamaz sıvı		-	-	4 nod yüzey elemanlar / 4 nod kabuk elemanlar	[15-17, 20, 33, 34, 37]
	1720	-		8 nod tuğla elemanlar	[30]
	2000			4 nod tuğla elemanlar	[34]
Sıkıştırılamaz kitle sıvı	2200	-	Yoğunluk = 1370 kg/m ³	4 nod yüzey elemanlar / 4 nod kabuk elemanlar	[20]
	2500	-	Yoğunluk = 1360 kg/m ³	4 nod yüzey elemanlar / 4 nod kabuk elemanlar	[29]
Hiperelastik,	-	-	C10 = 0.0033 K = 67.16	8 nod tuğla elemanlar	[24]
Neo-Hookean	-	-	C10 = 0.16 D = 0.024	8 nod tuğla elemanlar	[15]
Mooney-Rivlin sıkıştırılamaz	-	-	C10 = 0.12 C01 = 0.030	8 nod tuğla elemanlar	[15, 18, 36]
	Değişken	0.17	-	8 nod tuğla elemanlar	[15]
Poroelastik	1	0.45	-	8 nod tuğla elemanlar	[15]
	1.5	0.1	-	8 nod tuğla elemanlar	[15]
	1.5	0.17	-	8 nod tuğla elemanlar	[15]

Çizelge 2.4 : Literatürde nükleus pulpozusun malzeme özellikleri.

2.1.3 Omurga ligamanları

Lomber omurga ligamanları, yükler altında doğrusal olmayan bir şekilde davranan tek eksenli yapıya sahiptirler. Çevredeki nörolojik yapılara zarar vermemesi için

omurganın belirli sınırlar içinde hareket etmesini sağlarlar [40]. Her segment için Anterior Longitüdinal (ALL), Posterior Longitüdinal (PLL), Intertransvers (ITL), Ligamentum Flavum (LF), Interspinöz (ISL), Supraspinöz (SSL) ve Kapsüler (CL) ligamanlar olmak üzere yedi tip ligaman bulunmaktadır. Lomber omurga ligamanları için kendi modellerine göre farklı sayıda eleman kullanan farklı çalışmalar vardır. [18, 41-44]. Ligamanların yeri Şekil 2.4 ve Şekil 2.5'te gösterilmiştir.



Şekil 2.4 : Ligamanların lomber omurga üzerindeki yeri [43].



Şekil 2.5 : Ligamanların lomber omurga üzerindeki yeri (farklı görünüşlerden) [18].

ALL, omur gövdelerinin anterior taraflarına tuturularak iki bitişik omurun endplate'lerinin arasına kalacak şekilde konumlanmaktadır. Disk dışarı doğru şişkinlik oluştururken, ALL deforme olarak buna imkân sağlar. Ayrıca, ALL dejenerasyonu, disk gibi yasın artmasıyla ortaya çıkmaktadır. ALL'den daha az güçlendirilmiş olan PLL, diskin posterior anulusunun kollajen liflerine birleşerek intervertebral diskin posterior tarafına konumlanmaktadır. LF, komşu omurların laminalarını bağlayarak kalın ve geniş bir yapı oluşturur. LF, nötr konumda diskte kompresyon yüküne neden olan bir ön gerilime sahiptir. LF vücuttaki en elastik liflerdir, yani LF kalıcı deformasyon olmadan oldukça uzun boylara kadar uzayabilir. LF, tam fleksiyon-tam ekstansiyon sebebiyle ani hareket sırasında omuriliğin zarar görmesini önler. ISL, komşu omurların spinöz çıkıntılarını bağlayan ince zar benzeri bir yapıya sahiptir. [45]. Ventral kısım lif demetleri, superior spinöz çıkıntının alt kenarının 2/3'ü kadar ventral tarafından çıkar ve çoğunlukla ligamentum flavum'da biterler. Ligamanlar çok güçlüdür bu nedenle boyca uzamada önemli farklılıklar göstermezler. Ventromedyal kısım lif demetleri, superior spinöz çıkıntının alt kenarının 1/3'ü kadar dorsal tarafından çıkar. Antero-inferior yönde çapraz olarak geçerek, inferior spinöz çıkıntının ventral yarısının üst kenarında biterler. Dorsomedyal kısım lif demetleri supraspinöz ligamanın en derin kısmından çıkarlar. Ventrokaudal yönde diyagonal olarak dönerek, inferior spinöz çıkıntının üst kenarının merkezinin 1/3-1/2'lik kısmında biterler. Dorsal kısım lif demetleri supraspinöz ligamandan çıkarlar. Oldukça dik bir şekilde aşağıya doğru uzanırlar ve inferior spinöz çıkıntısının üst kenarının en dorsal kısmının 1/3'ünde sona ererler [46, 47]. SSL, vertebral spinöz çıkıntıların uçlarından geçerek onları birbirine bağlar. ITL, komşu lomber vertebra gövdelerinin yan kanatlarını bağlar. Kesit alanlarının çok küçük olması nedeniyle, ITL'nin mekanik olarak lomber omurga ROM'una çok az etkisi vardır. CL, komşu omurların posterior kısımlarını bağlayarak faset bölgesinin periferik tarafını kaplar [45]. Farklı çalışmalar karşılaştırılarak tüm bağların malzeme özellikleri Naserkhaki'nin çalışmasında verilmiştir [18]. Ayrıca literatürde farklı SE modelleri için kullanılan bağların çeşitli malzeme özellikleri Çizelge 2.5'te gösterilmiştir.

Ligamanlar	E1 (MPa)	E ₂ (MPa)	E3 (MPa)	ε ₁ (%)	ε ₂ (%)	ε ₃ (%)	v	Kesit Alanı (mm²)	Eleman Tipi	Ref.
ALL	20							63.7		
PLL	20							20		
LF	19.5							40	Vinia	[12
ITL	58.7	-	-	-	-	-	-	3.6	NIIIŞ	[15,
CL	32.9							60	elemaniai	15]
ISL	11.6							40		
SSL	15							30		
ALL	20							63.7		
PLL	20							20		
LF	19.5							40	Kablo	
ITL	58.7	-	-	-	-	-	0.3	1.8	Nabio	[48]
CL	32.9							30	elemaniai	
ISL	11.6							30		
SSL	15							40		
ALL	20							38		
PLL	70							20		
LF	50							60	Kablo	[15
ITL	50	-	-	-	-	-	0.3	10	alamanlar	211
CL	20							40	elemaniai	21]
ISL	28							35.5		
SSL	28							35.5		
ALL	7.8	20		12				63.7		
PLL	10	50		11				20		
LF	15	19		6.2				40	Eksonal	
ITL	10	59	-	18	-	-	-	1.8	konnektörler	[15]
CL	7.5	33		25				30	KOIIIICKIOIICI	[15]
ISL	8	15		20				30		
SSL	10	12		14				40		

Çizelge 2.5 : Lomber omurga ligamanlarının literatürdeki malzeme özellikleri.

Ligamanlar	E1 (MPa)	E ₂ (MPa)	E ₃ (MPa)	ε ₁ (%)	ε ₂ (%)	ез (%)	v	Kesit Alanı (mm ²)	Eleman Tipi	Ref.
ALL	7.8	20		12				63.7		
PLL	10	20		11				20	Kahla	
LF	15	19.5		6.2				40	Kablo	[15,
ITL	10	58.7	-	18	-	-	0.3	1.8	elemaniar /	38,
CL	7.5	32.9		25				30	Kiriş alamamları	45]
ISL	10	11.6		14				30	elemaniar	
SSL	8	15		20				40		
ALL	7.8	20		12				32.4		
PLL	1	2		11				5.2		
LF	1.5	1.9		6.2				84.2	Kiris	
ITL	10	59	-	18	-	-	-	1.8	Alemanlar	[15]
CL									Cicilialiai	
ISL										
SSL	3	5		20				25.2		
ALL	12.6	15.6		8				32.5		
PLL	27.1	40	31.6	7	25	38		5		
LF	24	40	36	8	20	25		91.6	Kablo	
ITL	125	313		8			-	2	elemanlar	[15]
CL	7.5	12.7		25				51.2	ciciliana	
ISL	4.15	11.4		20				34		
SSL	4.15	11.4		20			· · · ·	34		
ALL		15.6–20.0)					66		
PLL	10.0-20.0							25		
LF	13.0–19.5							39	Kiris	[12,
ITL	12.0–58.7			-	-	-	0.3	2	elemanlar	14,
CL	7.5–33.0							44		19]
ISL		9.8–12.0						30		
SSL	•	8.8–15.0						30		
ALL	20									
PLL	70									
	28						0.2			[07]
	50	-	-	-	-	-	0.3	-	-	[27]
	20									
ISL	28									
SSL	20	10		0.69	0.00		0.4			
ALL	20.4	19		0.08	0.90		0.4			
	20.4	05.5		0.58	0.50		0.49		4 nod	
 ГТІ	17.1	4		1.01	1.23		0.39		+ 110u membran	[20]
	77	4.0	-	1.10	1.50	-	0.4		alamanlar	[29]
	25.2	0.0		1.75	1.05		0.39		ciemamar	
	23.3 22.7	4.0		1.10	1.50		0.39			
SOL	23.1	10		0.94	1.00		0.49			

Çizelge 2.6 : (devam) Lomber omurga ligamanlarının literatürdeki malzeme özellikleri.

Bir çalışmada, literatürdeki farklı ligaman setlerinin karşılaştırılması gösterilmiştir. Kuvvet-Gerilme grafikleri, Şekil 2.6'da verilen bu farklı ligaman setlerine aittir. Ayrıca, ligamanların bir yük altında lineer olmayan katılık davranışını gösteren başka çalışmalar da vardır [34, 36, 44].


Şekil 2.6 : Literatürdeki farklı ligaman setlerinin kuvvet-gerilme grafikleri [18].

2.1.4 Faset eklemler

Zigapofizyal olarak adlandırılan faset eklem, karmaşık bir biyomekanik yapıya sahiptir ve mekanik performansını anlamak, genel omurga mekaniğini incelemek için çok önemlidir. Faset eklem çiftleri, her hareket segmentinin postero-lateral tarafındadır. Bir tür omurga ligamanı olan faset kapsüler ligaman, bu faset eklemlerini çevreler. Bunlar, intervertebral diskler ve omurilik ligamanları ile birlikte, komşu omurları her seviyede bağlar ve omurgaya uygulanan yüklerin transferine yardımcı olurlar. Böylece bu eklemden geçen omuriliğin zarar görmesi engellenerek, omurganın mekanik stabilitesi ve genel hareketliliği garanti altına alınır. Bilateral faset eklemler, her omurga seviyesinde omurganın postero-lateral yönlerinde orta sagital düzleme göre simetrik olarak bulunurlar [33]. Omurga çıkıntıları, omurga boyunca boyut ve açı bakımından farklılık gösterirler. Ayrıca, farklı omurga segmentlerinde faset eklemlerin oryantasyonu değişir ve buna bağlı olarak hareket açıklığını kısıtlarlar. Hareket segmentinin baskın hareketinde faset eklemler yük taşıma konusunda destek sağlarlar. Omurganın rotasyonel burulma ve kaymaya karşı koyma kabiliyetinin

yaklaşık %80'ini faset eklemler ve diskler sağlar ve bu desteğin yarısı faset eklemlere aittir. Omurga üzerindeki baskı yüklerinin yaklaşık %30'u, özellikle omurganın hiperekstansiyon durumunda karşılanır [1]. Faset eklemler, iki omur gövdesi arasındaki en yakın eklemde bulunur, posterior bölgededir. Faset eklemlerin oryantasyonu, omurga segmentine bağlıdır ve omurgada sagitalden koronale doğru değişir. Faset eklemler, fleksiyon-ekstansiyon düzleminde geniş hareket aralığına (ROM) izin verirken yanal bükülme ve eksenel rotasyonda hareketi sınırlarlar [30]. Faset eklemler, alt lomber disklerin kayma yüklerinden korunmasından sorumludurlar [45].

Faset eklemlerin karmaşık yapısı, SE modellerinde farklı yöntemlerle temsil edilmektedir. Bu yöntemler, GAP elemanlı modelde sadece kıkırdak tabakasını dikkate alarak, faset eklem kıkırdağı ve sinovyal sıvıyı göz ardı ederek veya modelde kıkırdak tabakasını altı yüzlü elemanlar ve sinovyal sıvıyı film tabakası ile modelleyip kemik yüzleri arasındaki matematiksel teması tanımlamak şeklinde yer almaktadır [22]. Bir çalışmada, alt ve üst fasetler, eklem yüzeyinde ince bir kıkırdak tabakasıyla birlikte verleştirilmiştir. ABAQUS'te 'yumuşatılmış temas' parametresi kullanılarak bu kıkırdaklı tabaka modellenmiştir. Nodlar arasındaki üstel kuvvet aktarımı, bu temas parametresi ile başlangıç boşluk boyutuna göre düzenlenir. Başlangıç boşluk değeri 0,1 mm olarak kabul edilmiştir. Faset eklem açıklığının kapalı pozisyonundaki katılığı, kemik ile aynı katılık olarak alınır. Kıkırdağın sürtünmesiz yüzeyini modellemek için yüzey kaymasında sıfır sürtünme kullanılmıştır [12]. Başka bir çalışmada faset eklem artikülasyonunu modellemek adına sürtünmesiz bir temas için minimum 0,2 mm boşluk mesafesi kabul edilmiştir [18]. Ayrıca, farklı bir çalışma, faset kıkırdak katmanlarını altı yüzlü elemanlar kullanarak ve faset eklemini sürtünmesiz bir temas seklinde kabul ederek modellemiştir. Faset temaşının katılığı 200 N/mm olarak tanımlanmıştır ve bunun için artikülasyondaki ilk boşluk 0,5 mm alınmıştır [44]. Faset eklemler, başka bir çalışmada 0,5 mm'lik bir boşluğa sahip sadece kompresyon kuvvetlerini ileten yapıda modellenmiştir. Ek olarak, faset temas katılığını simüle etmek için GAPUNI elemanlarıyla birlikte doğrusal olmayan bir üstel fonksiyon kullanılmıştır [14]. Literatürdeki farklı SE modelleri için kullanılan çeşitli faset eklem yapıları Çizelge 2.7'te gösterilmiştir.

Faset Modeli	Ön Boşluk (mm)	E (MPa)	v	Eklem Tipi	Referanslar
Yumuşatılmış Temas	0.1	12000	-	Üstel doğrusal olmama, sürtünmesiz	[12]
Yumuşatılmış Temas	0.5	-	-	Sürtünme Katsayısı: 0.1	[16]
Yumuşatılmış Temas	0.1	11300	-	Üstel doğrusal olmama, sürtünmesiz	[16]
Yumuşatılmış Temas	0.5	12000	-	Üstel doğrusal olmama, sürtünmesiz	[16]
Yüzey Yüzeye Temas	0.2	-	-	Sürtünmesiz	[18]
Yüzey Yüzeye Temas	0.5	-	-	Sürtünme Katsayısı: 0.1	[13]
Yüzey Yüzeye Temas	0.5	-	-	Sürtünmesiz	[16]
Yüzey Yüzeye Temas	2	-	-	Sürtünmesiz	[36]
Kabuk Elamanlar	0.4	10	0.4	Sürtünmesiz	[30, 34]
Altıyüzlü Eleman Katmanları	0.5	10.4	0.4	Sürtünmesiz, 200N/mm temas katılığı	[44]
Gap Elemanları	1.25	75	-	Sürtünmesiz	[16]
GAPUNI Elemanları	0.5	12000	-	Üstel doğrusal olmama	[14]
Sert Temas	0.5	11	0.4	Sürtünmesiz	[16]
Sert Temas	0.4	35	0.4	Sürtünmesiz	[16]
Neo-Hooken	-	-	-	C10 = 0.85 [16]	

Çizelge 2.7 : Literatürdeki faset eklem yapıları.

2.2 İnsan lomber omurga kinematiğinin analizi

Literatürde ağırlıklı olarak in-vivo, in-vitro ve SE modelleme çalışmaları olmak üzere lomber omurga kinematiğini anlamak için üç çalışma kategorisi bulunmaktadır. Hepsi insan vücudunun daha iyi anlaşılmasını sağlamaya yönelik olarak yapılmaktadır.

2.2.1 In-vivo yöntemler

In-vivo, tıbbi bir test, deney veya uygulamanın canlı bir organizmada (insan vücudu vb.) içinde veya üzerinde gerçekleştirilmesi anlamına gelir. Bu çalışmalar, kullanılan aletlerin ameliyat sonrası durumlarını araştırmak veya insan denekler üzerinde kinematik deneyler uygulamak için yapılabilir. Gönüllülerin vücuduna harici sensör cihazlarının yerleştirildiği, hatta lokal anestezi uygulanarak alıcı probların

yerleştirildiği bazı çalışmalar vardır. Başka bir in-vivo yöntem, X-Işınları ve bilgisayarlı tomografi (BT) taramalarını kullanan radyografi ile gerçekleştirilir. Örneğin, Şekil 2.7, 46 yaşındaki gönüllü bir deneğin insan lomber omurgasının L4-L5 segmenti üzerindeki lomber posterior vida implantının radyografik görüntülerini göstermektedir. Bu yöntem, cerrahi müdahale sonrası vücuda gömülü implantların biyomekanik parametreleri ile ameliyat öncesi ve ameliyat sonrası durumlarının değerlendirilmesi için kullanılmaktadır. Radyografik görüntü verilerinden gerilmegerinim veya kuvvet-moment bilgisi elde edilemediği için teknik bilgi açısından kısıtlı bir yöntemdir.



Şekil 2.7 : L4-L5 segmentindeki lomber posterior vida implantının radyografik görüntüleri [49].

2.2.2 In-vitro yöntemler

In-vivo'nun aksine, in-vitro, bir test tüpü veya laboratuvar kurulumunun kısıtlaması dahilinde laboratuvarda gerçekleştirilen bir tıbbi test veya deney anlamına gelir. Invitro test yöntemi, kadavralardan elde edilen insan omurgasının bileşenlerinden oluşur. Bir cihazın biyomekanik testi için en uygun yöntemlerden biridir. Soğuk koşullarda muhafaza edilen taze kadavranın uygun spinal segmentleri, bitişik kaslar ve bağlantı dokuları çıkarılarak test numunesi olarak hazırlanır. İntakt bir test vakası için kullanabilmek için omurganın osteoligamentöz yapısını korumak önemlidir. Bazı test vakalarında, bir cihazın uygun şekilde yerleştirilmesi için omurga gerçek cerrahi vakadaki gibi değiştirilir. Özellikle insan lomber omurgasının SE modellerini doğrulamak için kullanılan bazı önemli in-vitro çalışmalar vardır. Bunlardan biri olan Yamamato ve ark.'nın çalışması [50] lomber omurga ve lumbosakral eklemin biyomekanik hareket davranışını nicel olarak belirlemeyi amaçlar (Şekil 2.8). Bu çalışmada, testler için on adet taze insan kadavra omurga örneği kullanılmıştır. Nötr bölge, elastik bölge, dönme hareket aralığı ve öteleme parametrelerini ölçmek için kademeli olarak 10 Nm'ye kadar moment yükleri uygulanmıştır. Fleksiyon-ekstansiyonda alt seviyelerde (L4-L5, L5-S1) üst seviyelere göre daha fazla hareketin belirlendiğini belirtilmiştir. Ayrıca en az eksenel hareketin L5-S1 seviyesinde görülmekte olduğu ve L1-L2 ve L2-L3 seviyeleri dışında yanal eğilmede her seviyenin hareketleri benzer olduğu belirtilmiştir.



Şekil 2.8 : Yamamato ve arkadaşlarının çalışmasında hareket ölçüm sistemi [50].

Panjabi ve arkadaşlarının çalışmasında [51], bel omurlarının L1'den S1'e kadar üç boyutlu elastik özellikleri belirtilmiştir. Testler için dokuz taze insan kadavra omurga örneği kullanılmıştır. Üç boyutlu intervertebral hareketleri stereofotogrametri kullanarak tanımlamak için fleksiyon-ekstansiyon, bilateral rotasyon ve bilateral lateral eğilme yönlerinde ayrı ayrı moment yükü uygulanmıştır. Ek olarak, omurlar arası rotasyonlara ve ötelemelere ait yük-deplasman eğrilerinin doğrusal olmayan yapıda oldukları bulunmuştur. Ayrıca, bu çalışmanın hareket aralığı sonuçlarının in-vivo çalışmaların sonuçlarıyla oldukça uyumlu olduğu görülmüştür. Bu çalışma ile ilgili bazı çizimler Şekil 2.9 ve Şekil 2.10'de gösterilmiştir.



Şekil 2.9 : Panjabi ve arkadaşlarının çalışmasında hareket ölçüm sistemi [51]



Şekil 2.10 : Panjabi ve arkadaşlarının çalışmasında 3B koordinat sistemi [51]

Şekil 2.10'de koordinat sisteminin orijini, omur gövdesinin orta sagital düzleminde inferoposterior köşede bulunmaktadır. X ekseni sola yönlendirilmiştir ve sagital düzleme diktir. Y ekseni süperior tarafa, Z ekseni anterior tarafa doğru yönlendirilmiştir. Geniş oklar momentleri gösterir: +MX = fleksiyon. -MX =ekstansiyon, +MY = sol tork, -MY = sağ tork. +MZ = sağa eğilme. ve -MZ = sola eğilme. İnce, dairesel oklar rotasyonları gösterir: +RX = fleksiyon, -RX = ekstansiyon, +RY = sola rotasyon, -RY = sağa rotasyon, +RZ = sağ lateral eğilme ve -RZ = sol lateral eğilme. İnce, düz oklar ötelemeleri gösterir: +TX = sol. -TX = sağ, +TY =süperior. -TY = inferior. +TZ = anterior ve -TZ = posterior.

Rohlmann ve arkadaşlarına ait başka bir çalışma [52], intradiskal basıncı ve segmentler arası rotasyonunu ölçerek, bir takipçi yükünün insan lomber omurgasının tüm sevivelerinde olusan mekanik davranıs üzerindeki etkisini arastırmayı amaçlamaktadır. On adet insan kadavra lomber omurgası, üç ana anatomik düzlemde 280 N takipçi yük ile 3.75, 7.5 ve 7.5 Nm'lik momentler uygulanarak kullanılmıştır. Bu çalışma, ek bir takipçi yükünün disk içi basıncın artmasına, rotasyonda hafif bir azalmaya ve lateral eğilme ve fleksiyon-ekstansiyonda daha fazla etkiye neden olduğunu belirtmiştir. Guan ve arkadaşlarının çalışması [53], insan lumbosakral ekleminin L1-L5 eklemlerinden farklı davranışa sahip olup olmadığını, moment yükü altında fleksiyon, ekstansiyon, sol ve sağ lateral eğilme hareketlerinde momentrotasyon yanıtlarını her seviye için incelemiştir. 4 Nm'lik bir moment yükü uygulanan testler için on adet T12-S1 omurga kolonu numunesi kullanılmıştır. Bu çalışma, fleksiyon-ekstansiyon yükleme koşullarında L5-S1 hareketlerinin L1-L5 hareketlerinden daha büyük olduğunu göstermektedir; ancak bu, lateral eğilme koşulları için geçerli değildir. Böylece, bu deneysel veriler, gerilim analizi ve diğer model uygulamalarının daha iyi anlaşılması ve SE modellerinin doğrulanmasında bir ilerleme sağlamak için kullanılabilir. Başka bir çalışma olan Schilling ve arkadaşlarının çalışmasında [54], posterior dinamik stabilizasyon (PDS) tasarımı ve yük transferinin biyomekanik etkisini analiz etmek için farklı posterior dinamik stabilizasyon (PDS) cihazları ve rijit fiksasyonların karşılaştırmaları yapılmıştır. Altı insan lomber omurga numunesi (L3-L5), üç temel hareket düzleminde 400 N'luk ek ön yük olmadan ve ilave 400 N'luk yük ile 7,5 Nm'lik momentler uygulanarak in-vitro testler için kullanılmıştır. Bu çalışmaya göre, eksenel katılık, sagital ve frontal düzlemde segmentler arası stabilizasyon ile ilişkilidir; ancak, transvers düzlemde değildir. Ayrıca sistemlerin kapasitesinin tedavi edilen segmentte intradiskal basıncı (IDB) azalttığı belirtilmektedir. Ancak, tariflenen yükleme koşulları altında fiksasyon cihazının katılığı, komşu segmenti etkilememektedir. Bununla birlikte, kısıtlı kaynaklar, etik sorunlar, sensörlerin düşük hassasiyeti, in-vitro yöntemi kullanışsız kılmaktadır. Kadavra kullanımının tekrarlanabilirliğinin olmaması ve biyomekanik parametrelerin ölçümünün kısıtlı olması nedeniyle başka yöntemlere ihtiyaç duyulmaktadır.

2.2.3 SE yöntemleri

SE modeli, insan lomber omurgasının biyomekaniğinin daha iyi anlaşılması için önemli ve faydalı araçlardan biridir. Günümüzde in-vivo ve in-vitro deneysel çalışmalara göre daha düşük maliyeti ve daha yüksek verimi nedeniyle yaygın olarak kullanılmaktadır [3, 16, 38, 48, 55]. SE modeli, deneysel yöntemlerle ölçülmesi zor olan insan lomber omurgasındaki omurlara ve yumuşak bağ dokularına ait biyomekanik özellikleri tahmin etme yeteneği sağlar [3, 16]. Literatürde insan lomber omurgasının birçok farklı SE modeli mevcuttur. Bunlardan biri olan Shirazi-Adl'in çalışmasında [56], 65 yaşındaki bir erkek deneğin BT taraması kullanılarak bir L1-S1 lomber omurga SE modeli geliştirilmiştir. Doğrusal olmayan bir gerilme analizi, fleksiyon, ekstensiyon, sağ lateral ve sol lateral yönlerde 15 Nm'ye kadar artan moment yükleri uygulanarak yapılmıştır. Sagital momentlerde disk lifleri açılarının 27 dereceden 30 dereceye değişiminin etkileri araştırılmıştır. Ayrıca, tüm faset eklemlerinde daha büyük boşluk sınırının ve L4-L5 faset eklemlerinin çıkarılmasının etkileri ekstansiyon momentleriyle incelenmiştir. Chen ve arkadaşları [57], 19 yaşındaki bir erkek deneğin BT verilerini kullanarak, beş omur gövdesi ve dört intervertebraldisk içeren lomber omurganın L1-L5 SE modelini oluşturmuşlardır. Bu SE modeli, aynı fleksiyon, ekstansiyon, rotasyon ve lateral eğilme yükleme koşulları altında bir in-vitro çalışmanın kinematik verileriyle karşılaştırılarak doğrulanmıştır. Füzyon modeli, anterior interbody füzyonunun bir simülasyonunu oluşturmak için intakt modelin değiştirilmesiyle elde edilmiştir. Bu çalışma, alt füzyon bölgesinde ve üst füzyon bölgesinde veya tek füzyon seviyesinde, fleksiyon, rotasyon ve lateral eğilme yükleri ile interbody füzyona komsu diskin gerilme değişimini incelemiştir. Zander ve arkadaşlarının çalışması [58], ligamanlarıyla birlikte beş omur gövdesi olan ve beş intervertebral disk içeren L1-L5 insan lomber omurgasının bir SE modelini ortaya koymuştur. İntakt versiyonu, farklı yük durumları altında in-vitro çalışma sonuçları ile doğrulanmıştır. L4-L5 seviyesinde bulunan yapay disk implantlarının (Charité, ProDisc, Activ L) ROM ve lomber omurganın diğer biyomekanik parametrelerine etkileri araştırılmıştır. Little ve arkadaşlarının çalışmasında [59], Visible Man CT verileri kullanılarak insan lomber omurgasının üç boyutlu bir SE modeli oluşturulmuştur. Modelin validasyonu, disk içi basınçlar ve biyomekanik temel rotasyonlar in-vivo değerlerle karşılaştırılarak gerçekleştirilmiştir. Bu çalışma, pasif omurga yapılarından kaynaklanan lomber vertebralar arasındaki üç boyutlu bağlantılı rotasyonların tahmin edilmesini sağlamaktadır. Chen ve arkadaşları [60] orta yaşlı bir erkek deneğin omurgasının BT verilerini kullanarak L1-L5 lomber omurganın bir SE modelini oluşturmuştur. İntakt model, üç in-vitro çalışmanın biyomekanik parametre verileri kullanılarak doğrulanmıştır. 150 N'luk ön yükleme ile 10 Nm'lik moment yükleri uygulanarak birincil hareketler analiz edilmiştir. Böylece, çalışma cerrahideki yapay disk yerleştirilmesi ve interbody füzyon prosedürlerinden kaynaklanan komşu seviyelerdeki biyomekanik farklılıkları incelemiştir. Moramarco ve arkadaşları [61], BT verileri kullanılarak bir L1-S1 lomber omurga SE modeli geliştirmişlerdir ve özellikle fleksiyon, ekstansiyon ve lateral eğilme moment yükleri altında bazı in-vitro çalışmalarla karşılaştırılarak doğrulanmıştır. Daha sonra fizyolojik yükleme koşullarına maruz kalan L1-S1 lomber omurganın biyomekanik yanıtlarının simüle edilmesi sağlanmıştır. Coombs'un çalışmasında [20], 48 yaşındaki sağlıklı bir kadın lomber omurgasının BT tarama verileri kullanılarak bir L1-L5 SE modeli oluşturulmuştur. Rohlmann ve arkadaşlarının in-vitro verilerine göre doğrulanmıştır [52]. ROM ve diğer biyomekanik parametreler, üç birincil hareket düzleminde 280 N'lik bir takipçi yük ile 7.5 Nm'lik momentler ve sadece 7.5 Nm'lik momentler uygulanarak elde edilmiştir. Böylece lomber omurganın biyomekanik davranışlarını simüle edebilen bir vöntem oluşturulmuştur. Dreischarf ve arkadaşları [16] literatürdeki farklı çalışmalara ait sekiz lomber omurga (L1-L5) SE modelini incelemiştir ve çalışmasında intervertebral rotasyonlar, disk basınçları ve faset eklem kuvvetleri açısından in-vitro ve in-vivo verilerle karşılaştırmıştır. Bu çalışma, söz konusu farklı çalışmaların sentezlenerek elde edilen ortalamasının, lomber omurganın biyomekanik yanıtları için gelişmiş bir tahmin aracı olarak kullanılabileceğini ortaya koymuştur. Erbulut ve arkadaşları [38] çalışmalarında in-vitro verilerle karşılaştırarak L1-L5 lomber omurganın bir SE modelini oluşturmuş ve doğrulamışlardır. Doğrulaması, 400 N'luk takipçi yük ve 10 Nm'lik moment yükü altında üç ana hareket düzleminde esnek bir yaklasımla gerçekleştirilmiştir. Bunun yanı sıra, interspinöz çıkıntı (ISP) implantı L3 ve L4 çıkıntıları arasında yer almaktadır. Bu çalışma, bir ISP implantının implante edilen ve bitişik segmentlerdeki oluşan kinematiği ve yük dağılımını biyomekanik olarak nasıl etkilediğini araştırmıştır. Xu ve arkadaşlarının çalışmasında [3], insan lomber omurgasının fizyolojik olarak farklı beş L1-L5 SE modeli, farklı birkaç çalışmanın ortalamaları dikkate alınarak aynı modelleme yöntemiyle beş sağlıklı denek temel alınarak oluşturulmuştur ve lomber omurganın biyomekanik yanıtları için gelişmiş bir tahmin aracı olarak kullanılabileceği düşünülmüştür. Bu beş model literatürdeki deneysel ve hesaplamalı sonuçlara göre doğrulanmıştır. Söz konusu çalışma valide edilmiş bu modelleme yönteminin disfonksiyonel omurganın simülasyonu için gelecek çalışmalarda kullanılabileceğini belirtmektedir. Zander ve arkadaşlarının bir başka çalışması [62], literatürdeki farklı biyomekanik malzeme verileriyle geliştirilen lomber omurganın L1-L5 SE modelini kullanmıştır. Bu modelde, L3-L4 seviyesinde sağlıklı ve dejenere diskler varsayılarak L2-L3 seviyesinde rijit bir fiksatör, bir kemik grefti ve komşu L3-L4 seviyesinde dinamik bir posterior fiksatör yerleştirilmiştir. Ve bu çalışma, rijit bir fiksatöre komşu dinamik bir implantın fizyolojik yükler altında lomber omurganın biyomekanik davranışı üzerindeki etkisini bulmaya çalışmıştır. Liu ve arkadaşları [63], lomber omurganın L1-L5 SE modelini, L3-L4 seviyesine yerleştirilmiş Dynesys dinamik stabilizasyon sistemi ile oluşturmuştur. Dynesys'in üç farklı kord ön gerilmesi ile lomber omurganın biyomekanik davranışını nasıl etkilediğini incelemektedir. Bitwas ve arkadaşlarına ait bir başka çalışmada [48] ise lomber omurganın L3-L5 seviyesinde pedikül-vida-rod fiksasyonuna sahip bir L1-S1 SE modeli bulunmaktadır. Fiksasyon için rotasyon, lateral eğilme ve fleksiyon-ekstensiyon hareketlerinde 500 N'luk kompresyon yükü ile 10 Nm'lik moment yükü uygulanarak üç farklı çubuk malzemesi kullanılmıştır. Bu çalışma, fizyolojik yükleme koşulları altında üç çubuk malzemesi ile pedikül-vida sabitlemesinin lomber omurgayı nasıl etkilediğini araştırmıştır. Zhang'ın çalışmasında [55], lomber omurganın L1-S1 SE modeli kalibre edilmiş malzeme özellikleri dikkate alınarak geliştirilmiş ve deneysel verilere göre doğrulanmıştır. Ayrıca takipçi yük yolu konumu ile L1-S1 omurga segmentinin kinematik yanıtının doğrusal olmayan bir ilişkiye sahip olduğu ortaya konulmuştur. Ayrıca, ayakta durma pozisyonunda bir lomber omurga için takipçi yük yolunun uygun konumunun belirlenmesi için çalışılmıştır. Yukarıda da görüldüğü gibi, SE modeli, maliyet ve uygulama avantajları nedeniyle yaygın olarak kullanılan ve oldukça faydalı bir yöntemdir.

Mevcut çalışmadaki SE modelleri ile, PPVE sisteminin lomber omurganın füzyon öncesi/sonrası biyomekaniğini nasıl etkilediği araştırılmıştır. Literatürde sıkça tartışılan PPVE sisteminin KSD'ye etkisine yönelik bulgularla bu tartışma konusuna katkı sağlanmıştır. Ayrıca literatürde oldukça az incelenmiş olan farklı bükme yöntemleri ile elde edilen PPVE sistemlerindeki öngerilmelerin farklı fizyolojik hareketlerdeki gerilme artışları incelenerek cerrahlara PPVE kullanımı konusunda destekleyici bilgiler sağlanmıştır. Yapılan çalışma bahsedilen literatürde üzerinde durulmamış kısımlara odaklanarak bu konuyla ilgili literatürdeki eksikleri gidermek adına fayda sağlamıştır. Bir yandan da geliştirilen bu modeller ile çok segmentli pedikül vida fiksasyonu, yapay disk implantasyonu ve farklı cerrahi teknikler gibi ileriki çalışmalara temel oluşturacak bir araç elde edilmiştir.



3. MALZEMELER VE YÖNTEMLER

Sağlıklı bir tam insan omurga BT görüntüsü verisi TOBB ETÜ verilerinden alınmıştır ve .iges ve .stl formatında uygun bir model olması için MIMICS (Sürüm 14.1; Materialise, Belçika) ortamında işlenmiştir. Daha sonra lomber vertebra bölümü (13408 poligon yüzeyi içeren) CATIA (Versiyon 5.0, Dassault Systems, Fransa) üç boyutlu (3B) CAD modelleme programındaki ana modelden ayrılır (Şekil 3.1). Kortikal kabuk bölümlerinin oluşturulması sırasında, yüzey ofsetleme için Spaceclaim (Sürüm 2019; ANSYS, ABD) kullanılmıştır ve .stl formatındaki modelleri .iges ve .stp formatındaki dosyalara dönüştürmek için Geomagic Design X (Sürüm 2019; 3B Systems, ABD) kullanılmıştır. Ayrıca L1'den L5'e kadar olan lomber vertebra parçaları ve aralarındaki intervertebral diskler 3B katı model olarak (.iges ve .stp formatlarında) oluşturulmuştur. Daha sonra lomber vertebra modelleri arasındaki kesişim bölgeleri düzeltilerek ve boyutu düzenlenerek temas yüzleri oluşturulmuştur.



Şekil 3.1 : Tam insan omurgası BT görüntüsü ve L1-L5 lomber omurga 3B modeli.

Ek olarak BOLT (Sürüm 2.0; Csimsoft, ABD) programı, uygun analiz için kortikal kabuk ve trabeküler kemik içeren omurları ayrı setler halinde modelleyip ağ

oluşturmak için kullanılmıştır. Daha sonra ABAQUS'te (Sürüm 2017; Abaqus, ABD) analiz modeli tüm bileşenleri ile oluşturulmuştur (Şekil 3.2).



Şekil 3.2 : L1-L5 lomber omurga SE modeli.

Öte yandan, bu çalışmadaki L1-L5 lomber vertebra modeli 42° lordotik açıya sahiptir. Ve literatürde ergen ve erişkinleri temsil eden L1-L5 lomber segmentlerin bazı ortalama lordotik açıları bu değere çok yakındır [4]. Bu nedenle, SE modeli, Şekil 3.2'te gösterilen bu lordotik açı ile uygun bir fizyolojik yapıya sahiptir.



Şekil 3.3 : SE modelinde lomber omurganın lordotik açısı.

3.1 Lomber Omurga Modellenmesi

3.1.1 Omur modellenmesi

Omurganın 3B modeli, literatürdeki çalışmalara göre toplam omur boyutları (36-60 erkek yaş aralığı) dikkate alınarak ölçeklendirilmiştir. [7, 8, 9]. Omurga kemik yapısına bakıldığında omurun kortikal kemik, trabeküler kemik, endplateler ve faset eklemli posterior yapıdan oluştuğu görülür. Bu nedenle SE modelinde omur modeli bu kısımlar dikkate alınarak oluşturulmuştur. Kortikal kemik yapısının oluşturduğu kortikal kabuk kalınlığı, literatürdeki çalışmalar dikkate alınarak 0,5 mm olarak kabul edilmiştir [8, 10-12]. SE modelindeki tüm omurlar, BOLT yazılımında eleman boyutu düzenlenerek omurun dış eleman tabakasının ortalama kalınlığının 0,5 mm'ye yakın olmasını sağlayacak şekilde ağ oluşturulmuştur. Ayrıca, kortikal kemik malzeme özelliği bu dış ağ tabakasına atanmıştır. Literatürde yaygın olarak kullanılan 12000 MPa ve 0,3 değerleri sırasıyla kortikal kemik elastik modülü ve Poisson oranı olarak kabul edilmiştir. Öte yandan, omurun iç tarafına, 100 MPa elastik modülü ve 0.2 Poisson oranı trabeküler kemiğin malzeme özellikleri olarak yaygın şekilde

kullanılmıştır. ABAQUS yazılımı için hazırlanan SE omur modeli Şekil 3.4'te gösterilmektedir. Bazı çalışmalarda endplateler omur bölümüne dahil edilir ve birlikte incelenir; bununla birlikte, bu çalışmada intervertebral diskler bölümünde incelenecektir.



Şekil 3.4 : Ağ oluşturulmuş omur SE modeli.

3.1.2 İntervertebral disk modellenmesi

Intervertebral disk, anulus fibrozus ve nükleus pulpozus'tan oluşur. Literatürdeki çalışmalar dikkate alınarak bu çalışmada anulus fibrozus, katı zemin matrisi ve membran tabakaları ile temsil edilmektedir. Anulus gövdesini modellemek için, birbirine göre yaklaşık 30°'lik açılarda dikey olarak çapraz oryantasyona sahip, düzgün aralıklı güçlendirme çubukları ile katı zemin matrisine gömülü membran katmanları kullanılmıştır. Ayrıca anulus lifleri, 0.12 mm ortalama kalınlığa sahip 6 zar tabakası [21, 38] ile modellenmiştir [39]. Güçlendirme çubukları SE modelinde rebar elemanlar ile temsil edilmiştir. Ek olarak, intervertebral disklerin anulus kısmı için hiper-elastik malzeme özelliği atanmıştır. Hyper-Gasser-Ogden modeli ve Mooney Ruvlin gibi anizotropik modelleri kullanan çalışmalar mevcuttur [22]. Literatürde hiper elastik malzemeler için uygun modelin Mooney Ruvlin fonksiyon tabanlı model olduğu belirtilmektedir [64]. Bu yüzden bu çalışmada intervertebral disklerin anulus kısmı için Mooney Ruvlin modeli kullanılmıştır. Nükleus pulpozus ise tüm intervertebral

disk hacminin %40'ını oluşturacak şekilde modellenmiştir. Ayrıca nükleus pulpozusa ait elastik modülü E=1 MPa ve Poisson oranı v=0.499 olacak şekilde kabul edilerek hemen hemen sıkıştırılamaz bir malzeme olarak tanımlanmıştır. SE modelinde anulus ve nükleus için sekiz nodlu altı yüzlü eleman kullanılmıştır. İntervertebral disklerin endplate kısımları, anulus ve nükleusun üst ve alt yüzeylerindeki elementlerden ofsetlenerek oluşturulur. Bu arada, ofset değerini de belirleyen endplate kalınlığı literatürdeki çalışmalara göre 0,5 mm olarak alınmıştır [8, 11, 12, 22]. İntervertebral disk SE modeli Şekil 3.5'da gösterilmiştir.



Şekil 3.5 : İntervertebral disk SE modeli.

3.1.3 Omurga ligaman modellenmesi

Bu çalışmada Anterior Longitüdinal Ligaman (ALL), Posterior Longitüdinal Ligaman (PLL), Ligamentum Flavum (LF), Interspinöz (ISL), Supraspinöz (SSL) ve Kapsüler (CL) olmak üzere altı ligaman tipi ele alınmıştır. İntertransvers ligaman (ITL), kesit alanlarının çok küçük olması nedeniyle göz ardı edilmiştir, bu da ITL'nin mekanik olarak çok az etkisi olduğu anlamına gelmektedir. Ayrıca, farklı ligaman setlerini karşılaştıran ve referans alınan literatürdeki bir çalışma da ITL ligamanını incelemeye dahil etmemiştir [18]. Ligamanlar, ABAQUS'te kompresyonsuz çubuk elemanları

kullanılarak modellenmiştir. Bir omur seviyesindeki tüm ligamanların konumu Şekil 3.6 ve Şekil 3.7'de gösterilmektedir. Ayrıca, doğrusal olmayan katılık verileri her ligaman tipi için ayrı ayrı işlenmiştir. Ligamanların bu doğrusal olmayan katılık verileri literatürdeki çalışmalardan alınmıştır. ALL ve PLL için Shirazi-Adl ve arkadaşlarının çalışmasındaki [65] ilgili ligamanların katılık değerleri kullanılmıştır, diğer ligamanlar içinse Schmidt ve arkadaşlarının çalışmasındaki [66] ilgili değerler kullanılmıştır. Yukarıda belirtilen doğrusal olmayan katılık verilerinden elde edilen ligaman kuvvet-gerinim eğrileri Şekil 3.8'deki grafikte gösterilmiştir. Ayrıca, bu eğriler, SE modelinde ligaman modellerindeki ortalama başlangıç uzunlukları kullanılarak literatürde verilen ligaman kuvvet-gerinim eğrilerinden ilgaman kuvvet-gerinim eğrileri ligaman kuvvet-gerinim eğrileri ligaman kuvvet-gerinim eğrileri ligaman kuvvet-gerinim eğrileri ligaman kuvvet-gerinim eğrileri ligaman kuvvet-gerinim eğrileri ligaman kuvvet-gerinim eğrileri ligaman kuvvet-gerinim eğrileri ligaman kuvvet-gerinim eğrileri ligaman kuvvet-gerinim eğrileri ligaman kuvvet-gerinim eğrilerinden dönüştürülmüştür [18].



Şekil 3.6 : Ligamanların konumunun SE modelindeki tek seviye lomber omurga üzerindeki gösterimi.



Şekil 3.7 : Ligamanların konumunun SE modelindeki tek seviye lomber omurga üzerindeki sagital ve transvers görünümü.





3.1.4 Faset eklemlerin modellenmesi

Bu çalışmada, temas parametresi ile 0,1 mm ön boşluk boyutuna göre düzenlenen nodlar arasında üstel kuvvet aktarımı olan yöntemlerden biri kullanılmıştır. Faset eklemler bu yöntemde sınırlı kaymalı temas problemi olarak ele alınabilir. Faset eklem yüzeyindeki temas basıncının eklem yüzeyleri arasındaki mesafeye göre katlanarak değiştiği kabul edilmektedir. Bağlantı yüzeyleri arasında sıfır temas basıncının oluştuğu ön boşluk değeri ve sıfır başlangıç boşluğunda oluşan maksimum basınç değeri gibi iki temas problemi parametresi vardır. Böylece iki yüzey arasındaki temas matematiksel olarak tanımlanabilmektedir. Yüzeyler arasında oluşabilecek maksimum temas basıncı, çevreleyen kemiğin elastisite modülüne eşit olarak tanımlanmaktadır. Ayrıca CL diğer ligamanlar gibi tanımlanırken, alt ve üst eklem yüzeyleri arasındaki temas sürtünme katsayısı da 0,1 olarak alınmıştır [22]. Daha sonra üç boyutlu CAD modeli üzerinde faset yüzeyleri oluşturularak aralarında 0,5 mm boşluk bırakılan yüzey çiftleri oluşturulmuştur. Ayrıca, ABAQUS'te etkileşim temasları oluşturmak için her faset ekleminde omurlar arasındaki ilgili yönetici ve bağımlı yüzeyler belirlenir. Bu çalışmadaki SE modeline ait bir faset eklem, Şekil 3.9'de gösterilmektedir.



Şekil 3.9 : SE modelinde lomber omurgaya ait bir faset ekleminin temsili gösterimi.

3.2 L4-L5 Seviyesinde Posterior Pedikül Vida Enstrümantasyonu Olan Lomber Omurganın Modellenmesi

3.2.1 Giriş

Bel ağrısı, omurgasal instabiliteler, deformiteler ve dejeneratif hastalıklar nedeniyle sık karşılaşılan bir olgudur [68]. Artrodez gibi bu problemlerin tedavisinde pedikül vida fiksasyon yöntemi yaygın olarak kullanılmakta ve füzyon cerrahisinde altın standart olarak kabul edilmektedir [68-70]. Pedikül vida fiksasyonu genellikle yönelik olarak implantasyonlu seviyede füzyon oluşturmak için tedaviye uygulanmaktadır. Yüksek füzyon hızına sahip olması, orijinal disk yüksekliğini koruması, lomber omurga stabilitesini koruması gibi birçok özelliği vardır [71,72]. Yine de interbody füzyonlu pedikül vida fiksasyon yöntemi, lomber omurganın ROM'unu kısıtlayarak pedikül vida kırılması, çubuk kırılması ve komşu segment dejenerasyonu (KSD) gibi bazı komplikasyonlara sebep olabilmektedir [54, 72, 74, 75]. Bu avantajlardan daha verimli yararlanmak ve dezavantajlarından kaçınmak için literatürde füzyon cerrahisine dayalı birçok deneysel ve sayısal çalışma yapılmıştır [76-79]. SE analizi, kadavra deneysel çalışmalara göre validasyon gereksinimi dezavantajlarına rağmen daha düşük maliyetli, daha yüksek verimli olması açısından, kemikte ve omurga implantlarında iç gerilme tahmini açısından daha fazla avantaj sunmaktadır [70]. Ek olarak, SE yöntemi, dejenere olmuş omurganın rijit ve dinamik fiksasyon stabilizasyonunu, farklı çubuk ve kafes malzemelerinin ve konumlarının etkilerini araştırmak için uygun bir yöntemin belirlenmesini kolaylaştırmıştır. Xu ve arkadaşlarının çalışmasında [70], farklı yükleme koşulları altında çubuktaki gerilmeler araştırılmış ve arada da pedikül vida olan daha uzun çubukların kullanılmasının fiksasyon cihazı için ekstra bir destek sağladığı ancak daha fazla vidanın çubuklar üzerinde daha fazla gerilme konsantrasyonu artışı anlamına geldiği belirtilmiştir. Ve interbody kafesinin, posterior fiksayon cihazları ve anterior destek üzerindeki yükü azalttığı belirtilmiştir. Daha sonra bazı çalışmalar, bu rijit fiksasyonun omurganın yük transferinde anormal değişikliklere, bunun da intervertebral disk ve kemik yapıların dejenerasyonuna yol açan gerilmelere neden olabileceğini göstermişlerdir [80]. Bu nedenle, bazı SE çalışmaları, bu sorunun üstesinden gelmek için farklı çubuk malzemeleriyle oluşturulmuş PPVE'leri incelemişlerdir [48, 80, 81].

Yukarıda bahsedildiği gibi, pedikül vida fiksasyonu ve interbody füzyon lomber omurganın ROM'unu kısıtlar; bu nedenle, KSD'de bir artışa neden olabilir. Ancak KSD ve lomber füzyon cerrahisi arasındaki ilişkiyi kanıtlayacak biyomekanik veya risk faktörleri hakkında kesin bir fikir yoktur [82-85]. Pedikül vida fiksasyonu ile oluşturulan füzyonun olası dezavantajlarını ortadan kaldırmak için füzyonsuz dinamik pedikül vida fiksasyon yöntemleri geliştirilmiştir [49, 62, 86]. Cerrahi morbiditeyi ve KSD olgusunu azaltma gibi avantajlar sağlasalar da dinamik yapıları nedeniyle bazı vida gevşeme problemlerini de beraberinde getirirler [63, 76, 87]. Hem füzyonlu hem de füzyon olmayan yöntemler için PPVE temel bir yapıdır. Bu bağlamda, en önemli olgu, PPVE'nin lomber omurganın biyomekaniği üzerindeki etkilerini daha iyi anlamaktır. Bu nedenle, bu bölüm, farklı fizyolojik hareketler altında posterior gerilmeleri ve faset eklem kuvvetlerindeki değişiklikleri belirleyerek PPVE sisteminin lomber omurganın füzyon öncesi/sonrası biyomekaniği üzerindeki etkisini araştırmayı amaçlamıştır.

Omurga cerrahisinde dejeneratif omurga hastalıkların, travma ve omurga deformitelerinin tedavisinde pedikül vidaları ile lomber segmentlere posterior enstrümantasyon yaygın olarak kullanılmaktadır. [76]. Posterior enstrümantasyonlar genellikle lomber omurgada füzyon uygulamalarında görülmekle birlikte, dorsolumbar kırıkların tedavisinde füzyon uygulamaları kadar pedikül vidaları ile füzyonsuz uygulamaların da başarılı olduğunu belirten çalışmalar mevcuttur [88]. İmplante edilmiş füzyonlu model (IMPF) ve füzyonsuz implante edilmiş model (IMP), intakt model (INT) modifiye edilerek oluşturulmuştur (Şekil 3.10). IMP füzyondan önceki lomber omurgayı temsil ederken, IMPF füzyondan sonraki lomber omurgayı temsil etmektedir. IMPF modelinde füzyon, implante edilen L4-L5 segmentindeki disklere ve endplatelere kortikal kemik materyali atanarak modellenmiştir [89]. Ayrıca, IMP modelinde intakt disk ve endplatelerin malzeme özellikleri kullanılmıştır. Böylece, PPVE sisteminin lomber omurganın füzyonlu/füzyonsuz biyomekaniği üzerindeki etkisini araştırmak için modeller hazırlanmıştır.



Şekil 3.10 : Füzyonlu/füzyonsuz implante edilmiş lomber omurga SE modelleri.

3.2.2 Pedikül vidalarının lomber omurga üzerinde konumlandırılması

Pedikül vidaları SE modelinde, lomber omurgaya uygulanan cerrahi operasyon yöntemleri göz önünde bulundurularak yerleştirilmiştir. Cerrahi prosedürlere göre, pedikül vidasının giriş noktası, pars interarticularis, mamiller çıkıntı, superior artiküler faset lateral sınırı ve mid-transvers çıkıntının dört hattından herhangi birinin birleştiği nokta olarak tanımlanır. Giriş noktasının süperfisyal korteksi çapak veya ronjur ile açılır. Bundan önce, giriş alanında düz bir yüzey elde etmek için transvers çıkıntı referans alınarak süperior artiküler fasetinin kenar kısmı çıkarılır. Böylece vida başları uygun şekilde yerleştirilebilir. Pedikülün istmusundan omurga gövdesine geçiş yönelimi, bir pedikül probu ile sağlanır. Pedikül vidası yerleştirmenin geleneksel

yörünge kuralları takip edilerek, pedikül probu, kontralateral transvers çınkıntıyı hedefleyecek şekilde ve vidaları süperior endplate'e paralel tutularak kraniyal kaudal yöne yönlendirilir. Mediyolateral eğim, omurun dönüşü ile ilgilidir. Sokma derinliğinde omurilik kanalına ve omur gövde korteksine herhangi bir penetrasyondan kaçınılmalıdır. Bu nedenle, her bir omur için kullanılan iki vida, pediküllerin ve gövdenin korteksinde yaklaşmalı, ancak ayrı kalmalıdır. Yörünge oluşturulduktan sonra, pedikül prob kullanılarak pedikül ve gövde palpasyonu ile teyit edilmelidir. Son olarak hazırlanan yörüngeye uygun çap ve uzunluktaki vidanın dikkatli bir şekilde yerleştirilmesi gerçekleştirilir. Bahsedilen işlem ile ilgili görsel Şekil 3.11'de gösterilmiştir [90].



Şekil 3.11 : Lomber omurgada pedikül vida yerleştirme yöntemi [90].

Normmed firmasından temin edilen 3B pedikül vida modelleri lomber omurgaya yukarıda belirtilen prosedüre uygun olarak uygun pozisyonları belirlemek için yerleştirilmiştir. 3B pedikül vida modeli, Şekil 3.12'te gösterilen 6.5 mm dış diş çapı ve 45 mm uzunluğundaki bel omuru için yaygın olarak kullanılan boyutlara sahiptir.

Ayrıca bir omur üzerindeki vidaların cerrahi prosedürlere uygun pozisyonları Şekil 3.13'te gösterilmektedir.



Şekil 3.12 : 3B pedikül vida modeli.



Şekil 3.13 : Pedikül vidaların omur üzerindeki konumları.

3.2.3 Pedikül vida ve çubuk modellenmesi

Pedikül vida modeli, analizi kolaylaştırmak ve kötü ağ oluşumlarını ortadan kaldırmak için basitleştirilmiştir. Pedikül vidasının çapı, ortalama 6.5 mm dış çap yerine 5.0 mm olarak kabul edilmiştir. Ayrıca pedikül vidası 5 mm çapında 45 mm boyunda silindir şeklinde modellenmiştir [71]. Daha sonra vida başındaki yazılar, dişler gibi analizi ve ağ oluşturmayı zorlaştıran detaylar da kaldırılmıştır. Pedikül vida ve vida başı modellerinde girinti ve çıkıntılar Şekil 3.14'te gösterildiği gibi CATIA yazılımında doldurma ve kesme işlemleri yapılarak basitleştirilmiştir. Ayrıca L4-L5 seviyesi için 6 mm çapında ve 45 mm uzunluğunda iki adet düz silindir çubuk modellenmiştir. Daha sonra vida başı yönleri düzenlenerek vidaların omur üzerindeki pozisyonlarına göre monte edilirler. L4-L5 segment seviyesi için iki çubuk ve dört pedikül vidasının vida başıları ile beraber montajı Şekil 3.15'da gösterilmiştir.



Şekil 3.14 : Vida ve vida başının basitleştirilmiş 3B modeli.



Şekil 3.15 : Çubuk ve vidaların vida vaşları ile beraber basitleştirilmiş 3B montaj modeli.

Öte yandan, vidalar ve vida başları üzerindeki bazı ayrılmış yüzeyler daha iyi geçme için ABAQUS'te birleştirilmiş ve değiştirilmiştir. Böylece, SE modelinin analizi sırasında oluşacak olası hataların önüne geçilmiş olur. Daha sonra, Şekil 3.16'de gösterilen altı yüzlü ve dört yüzlü ağ elemanları kullanılarak ABAQUS'te ağ yapıları oluşturulmuştur. ABAQUS'te 'Tie Contact' özelliği kullanılarak pedikül vidaları, vida başları ve çubuklar arasında bağlantılar oluşturulmuştur. Benzer şekilde, vidalar ve omur arasındaki bağlantılar da aynı özellik ile yapılmıştır. Ayrıca vidaların, vida başlarının ve çubukların Ti6A14V'den oluştuğu düşünülerek elastik modül ve Poisson oranı sırasıyla 110 GPa ve 0,3 olarak alınmıştır [71].



Şekil 3.16 : Çubuk ve vidaların vida başları ile beraber ağ oluşturulmuş 3B montaj modeli.

3.2.4 Cerrahi operasyon model modifikasyonu

İmplante edilmiş omurlar, cerrahi prosedüre göre süperior artiküler fasetin kenar kısmı çıkarılarak pedikül vida entegrasyonunun çalışması için modifiye edilmiştir (Şekil 3.17). Bu işlemde süperior artiküler fasetin kenar kısmı kesilerek düz bir yüzey elde edilmiştir. Basitleştirilmiş pedikül vidalarının konumlandırılmasından sonra, CATIA'da omur gövdesinden pedikül vidaları çıkarılarak omurun 3B modelleri modifiye edilir. Daha sonra transvers çıkıntı referans alınarak pedikül vidalarının doğru yerleştirilmesi için omur üzerinde pedikül vida yiv boşlukları oluşturulmuştur (Şekil 3.18).



Şekil 3.17 : Faset eklemlerinin kısmi modifikasyonu.



Şekil 3.18 : 3B CAD model yazılımında posterior enstrümantasyon için modifiye omur modelleri.

Geomagic Design X'te, modifiye edilmiş omur modelleri, geometrik kaliteleri rafine edilerek uygun formata (.stl) dönüştürülmüştür. Bu sayede, modifiye edilmiş omurlar Bolt yazılımında ağ oluşturmaya uygun hale gelirler. Daha sonra intakt model oluşturma ile aynı prosedür uygulanmıştır. Bolt'ta ağ oluşturma işleminden sonra, ağ oluşturulmuş omurlar (.inp formatında) ilgili modifiye edilmemiş omurlarla değiştirilerek ABAQUS'a aktarılmıştır. Ayrıca vida deliklerindeki dış elemanlar dışındaki kortikal kabuğu oluşturan elemanlara kortikal kemik materyali atanmıştır. Ve diğer elementlere süngerimsi kemik materyali atanmıştır.



Şekil 3.19 : Posterior enstrümantasyon için modifiye ve ağ oluşturulmuş bir vertebra modeli.

Süperior artiküler fasetin kenar kısmının cerrahi prosedüre göre kaldırılması işlemi, anterior taraftaki kapsüler ligamanlar için tanımlanan dört konektörün kaldırılmasına neden olur (Şekil 3.17). Buna ek olarak ABAQUS'te faset eklemleri oluşturan yüzey çiftleri yeniden düzenlenmişlerdir. Ayrıca, omurların modifiye olanlarla yer değiştirmesi nedeniyle ilgili diğer ligaman bağlantıları da yeniden düzenlenmiştir.

3.3 İmplante Edilmiş L4-L5 Lomber Omurga Segmentinin Farklı Bükme Teknikleriyle Şekillendirilmiş Ön Gerilmeli Çubuklarla Modellenmesi

3.3.1 Giriş

PPVE iyi bilinen ve füzyon cerrahisinde altın standart olarak adlandırılan bir yöntemdir [69, 70, 91]. Konturlu çubuklarla yapılan bu yöntem, idiyopatik skolyoz ve torakolomber kırıkların tedavisinde kullanılmıştır ve literatürde buna yönelik bazı klinik çalışmalar mevcuttur [92, 93]. Düz, lordotik ve kifotik çubuk konturlamanın çubuk-vida sabitleme sistemi üzerindeki etkilerini araştırmak için bir korpektomi modeli üzerinde yapılan deneysel bir çalışmada [94], lordotik sistemin en rijit sistem olduğu ve kifotik sistemde rod-vida tespitinde kırılma riskinin çok daha yüksek olduğu belirtilmiştir. Başka bir deneysel çalışma, bir French bükücü ile 0°, 10°, 20° ve 40° teğet çubuk bükme açıları uygulanarak sekillendirilen çubukların mekanik özelliklerinin etkilediğini göstermiştir [95]. Bu çalışma, çubuk şekillendirmenin, eğilme derecesine göre çubukların akma dayanımında ve katılığında azalmaya neden olduğunu ortaya koymuştur. Benzer şekilde, 2013'te Tang ve arkadaşlarının deneysel çalışması [96], lomber pedikül çıkarma osteotomisinin (PÇO) enstrümantasyonunda 20°, 40° ve 60° teğet çubuk bükme açılarını kullanarak çubuk konturlamanın miktarının çubuk kırılmalarını nasıl etkilediğini araştırmıştır. Then, results of this study showed that rods bended to more severe angles were prone to failure. 2013'te Slivka ve arkadaşlarının deneysel çalışmasında [97], düz, bükülmüş çubuklar ve bir boru bükücü tarafından şekillendirilen yeniden bükülmüş çubuklar, poliaksiyel vidalarla oluşturulmuş tek taraflı vertebrektomi yapıları kullanılarak dört farklı çubuk malzemesiyle her bir setin yorulma ömürü karşılaştırılmıştır. CoCr çubukların tüm koşullara göre açıkça üstün olduğu ortaya konulmuştur; ancak, French bükücüler incelenmediğinden ve French bükücülerin aynı koşullar altında farklı performans gösterebilme ihtimalleri mevcuttur. Bir SE çalışmasında [70], omurga hizalama cerrahisindeki çubuk gerilmesi, farklı tamamlayıcı çubuk yapı teknikleri kullanılarak tahmin edilmiştir. Farklı çubuk konfigürasyonlarını karşılaştırmak için L3'te 25° PÇO olan bir T12-S1 omurga segmentinin ve iki taraflı çubuk fiksasyonuna sahip bir T12-S1 omurga segmentinin 3B SE modelleri kullanılmıştır. Gerilmeler, çubuk eğilmesinden kaynaklanan artık gerilmeler dikkate alınmadan fizyolojik hareketlere göre karşılaştırılmıştır. Öte yandan, 2015'te La Barbera ve arkadaşlarının çalışması [98], posterior omurga fiksasyon sistemlerinin yorulma testi için uluslararası standartları analiz etmek amacıyla bir deneysel düzenek ve lomber omurganın bir SE modelini içermektedir ve ISO 12189'daki ön yüklemenin önemini ortaya koymuştur. 2020'de Kim ve arkadaşlarının çalışmasında [99], SE test simülasyonları yapılarak farklı bükme yöntemlerinin çubuk yorulma performansına etkisi araştırılmıştır. Daha sonra, Ti6Al4V çubuklarla French tekli bükümün yüksek kırılma riski potansiyeli oluşturduğu sonucuna varılmıştır.

PPVE operasyonlarında cerrahlar deneyimlerini kullanarak çubukları hastanın omurgasına göre şekillendirmektedirler [67]. Deformasyonun neden olduğu artık gerilmeler nedeniyle, çubuklar kırılmaya karşı daha hassas hale gelmektedir. Ancak, PPVE işleminin modellendiği SE çalışmalarının çoğunda, artık gerilme etkileri dikkate alınmamıştır. Bu amaçla, L4-L5 lomber omurga segmentinin PPVE üzerindeki eğilme kaynaklı ön gerilmeye sahip çubukların biyomekanik etkilerinin, farklı bükme aletleri ile konturlanan çubuklar üzerindeki artık gerilmenin önemi ortaya konularak araştırılması amaçlanmıştır. Böylece bu konuyla ilgili literatürdeki bir eksiklik giderilmiş olacaktır.

Pedikül vidaların monte edileceği omur modelleri daha önce bahsedildiği gibi modifiye edilmiş ve ağ oluşturulmuştur. PPVE ile birlikte L4-L5 SE lomber omurga modeli oluşturulmuş ve intakt modele benzer sınır koşulları uygulanmıştır. Daha sonra düz çubuklar, French bükücü ve In-situ bükücü tarafından bükülmüş konturlu çubuklarla değiştirilerek ve ön gerilme verileri kullanılarak bir model oluşturulmuştur. CR FB, French bükücü tarafından bükülen konturlu çubukları temsil ederken, CR IB, In-situ bükücü tarafından bükülen konturlu çubukları temsil ederken, CR IB, In-situ bükücü tarafından bükülen konturlu çubukları temsil etmektedir. Böylece, L4-L5 lomber omurga segmentinin posterior enstrümantasyonunda bükülme nedeniyle başlangıçta gerilmelendirilmiş çubukların biyomekanik etkilerini araştırmak için bu ön gerilmenin çubuklar üzerindeki önemi ortaya konularak modeller hazırlanmıştır (Şekil 3.20).



Şekil 3.20 : İntakt, düz çubuklarla implante edilmiş ve konturlu çubuklarla implante edilmiş (CR FB ve CR IB) L4-L5 lomber omurga segmentinin SE modeli.

3.3.2 Çubukların şekil ve malzeme özellikleri

Ameliyatlarda cerrahlar genellikle PPVE çubuklarını hastanın omurgasına göre şekillendirmektedirler. Bu yüzden, bu bükme yönteminin sayısal olarak ifade edilebilir hale getirilmesi gerekmektedir. Literatürde bağlantı çubuklarının bükülme açısının ilgili segment sagital Cobb açısından 4° ila 8° daha büyük alınabileceği belirtilmektedir [93]. Bu çalışmada, L4-L5 segmentinin sagital Cobb açısı yaklaşık

20°'dir ve çubuk uç noktaları ile teğetlerin kesişme açısı olan çubukların bükülme açısı (26°), sagital Cobb açısından 6° daha fazla alınmıştır (Şekil 3.21).



Şekil 3.21 : Sagital Cobb açısı ve çubukların bükülme açısı.

Vidalar, vida başları ve çubukların Ti6Al4V maddesinden yapıldığı düşünülerek, plastik davranış değerleriyle birlikte Young modülü ve Poisson oranı sırasıyla 110 GPa ve 0.3 olarak alınmıştır [71, 100]. ABAQUS'te modülün plastik bölgesi Şekil 3.22 gerilme-gerinim eğrisi referans alınarak oluşturulmuştur.



Şekil 3.22 : Oda sıcaklığında Ti6Al4V malzemesinin gerilme-gerinim eğrisi [100].

3.3.3 Farklı bükme teknikleri ile şekillendirilen ön gerilmeli çubukların modellenmesi

Çubukların artık gerilmesi, çubukların geri yaylanmadan sonra uygun açıda kalması için düz çubukların gerekli açılarda bükülmesiyle elde edilmiştir. Bir French bükücü ile çubuk bükmenin modellenmesi Şekil 3.23A'da gösterilirken, In-situ bir bükücü ile çubuk bükmenin modellenmesi Şekil 3.23B'de gösterilmiştir. Bu süreçte cerrahların French bükücü aleti ve In-situ bükücü ile kullandığı bükme işlemi referans alınmıştır. Böylece, başlangıçta konturlu olan bu çubuklar, artık gerilme verileriyle L4-L5 segmentinin SE modellerine işlenmişlerdir. Bu modeller, tüm fizyolojik hareketlerde çubukların artık gerilmesinin PPVE gerilmeleri üzerindeki etkisini belirlemek için kullanılmıştır.



Şekil 3.23 : A) French bükücü ile çubuk bükme aşamaları B) In Situ bükücü ile çubuk bükme aşamaları.

3.4 Malzemeler ve Sınır Koşulları

Literatürdeki çalışmalara göre SE modeline yönelik lomber omurga bileşenlerinin malzeme özellikleri belirlenmiştir. Yukarıda belirtilenlerin tümü göz önüne alındığında, mevcut SE modelinin malzeme özellikleri Çizelge 3.1'de listelenmiştir.

SE Bölümleri	Young Modülü (MPa)	Poisson Oranı	Elemanlar (SEM)	Referanslar	
Kortikal Kemik	12000	0.3	S3 (üçgensel kabuk elemanlar)		
Süngerimsi Kemik	100	0.2	C3D8R (altıyüzlü elemanlar) C3D8R	Kurutz (2010) [15]	
Endplate	23.8	0.4	(altıyüzlü elemanlar)		
Nükleus Pulpozus	1	0.499	C3D8R (altıyüzlü elemanlar)	Galbusera et al. (2008) [28]	
Anulus Zemin Maddesi	Mooney Rivlin, C C01 =0.03 D	10 = 0.13 = 0.6	C3D8R (altıyüzlü elemanlar)	Wang et al. (2017) [34]	
Anulus Fibrozis Katmanlar	Mooney Rivlin, C C01 =0.03 D	10 = 0.13 = 0.6	M3D4R (dörtgen elemanlar)		
Katman 1 Lifleri	550	0.45	Rebar	Tsouknidas et al. (2012) [21]	
Katman 2 Lifleri	495	0.45	Rebar		
Katman 3 Lifleri	440	0.45	Rebar		
Katman 4 Lifleri	420	0.45	Rebar		
Katman 5 Lifleri	385	0.45	Rebar		
Katman 6 Lifleri	360	0.45	Rebar		
Ligamanlar	Doğrusal olmayan gerilme-gerinim eğrileri	-	Konnektörler	Naserkhaki et al. (2012) [36]	
Pedikül Vidalar & Çubuklar	110000	0.3	C3D8R-C3D10 (altıyüzlü elemanlar - dörtgen elemanlar)	Kang et al. (2015) [71] Anjum et al. (2015) [100]	

Çizelge 3.1 : SE modelinde kullanılan malzeme özellikleri.

SE modelinde, L1 omur gövdesi üst yüzeyinin merkezine yakın ve L5 omur gövdesinin alt yüzeyinin merkezinin altına yakın iki ana referans noktası belirlenmiştir. L1 omur gövdesinin üst yüzeyi ile bağlanan ana referans noktasına moment yükleri uygulanırken, L5 omur gövdesinin alt yüzeyi ile ilgili diğer ana referans noktasının altı serbestlik derecesi sabitlenmiştir. Daha sonra fleksiyon, ekstansiyon, lateral eğilme ve rotasyon hareketleri doğrultusunda moment yükleri ayrı ayrı uygulanmıştır. Tüm fizyolojik yükleme yönlerinde SE modelinin süperior referans noktasına 10 Nm'ye kadar eğilme moment yükleri uygulanmıştır. 10 Nm'ye kadar olan moment yüklerinin biyomekanik sonuçları elde edilerek literatürdeki çalışmaların sonuçlarıyla karşılaştırmak amacıyla L1-L5 lomber omurganın her seviyesi için ROM'lar elde edilmiştir [14, 35, 36, 48]. İmplante edilmiş modellerin analizleri için hibrit yöntem olarak adlandırılan başka bir yöntem kullanılmıştır. Bu yöntem özellikle komşu seviye etkilerinin incelenmesi için önerilmektedir [33]. Diğer yöntemlere göre, füzyonlu ve füzyonsuz cihazlar için bilinen metodolojiyi kullanan ve yüksek kaliteli ve laboratuvardan bağımsız sonuçlar veren komşu seviye etkilerinin değerlendirilmesinde uygun bir yöntemdir [33]. Bu hibrit test protokolünün uygulanması için, bu çalışmada 7,5 Nm'lik moment yükü uygulanarak intakt yük kontrol durum değerleri elde edilir [13]. Ardından, implante edilmiş modellerin toplam ROM'u intakt yük durumunun ROM'una eşit olana kadar implante edilmiş modellere kısıtsız moment yükü uygulanır [23, 33, 41]. Bu nedenle, implante edilmiş modellerin toplam ROM'unun fleksiyonda 17°, ekstansiyonda 11°, rotasyonda 8° ve latreral eğilmede 18°'ye eşit olmasını sağlamak adına kısıtsız momentler uygulanmıştır. İmplante edilen modelin hareketlerinin sonuçları elde edildikten sonra, ilgili omurla bağlantılı interreferans noktaları kullanılarak bağıl omur seviyesi hareketleri hesaplanmıştır. SE modelindeki bu sınır koşulları Şekil 3.24'te gösterilmiştir.



Şekil 3.24 : SE modelinde lomber omurganın sınır koşulları.

3.5 Ağ Yakınsaması ve Doğrulaması

Üç ağ yoğunluklu (kaba ağ seti: 261,829 eleman/392,557 nod; normal ağ seti: 461,858 eleman/634,885 nod; ince ağ seti: 1,319,720 eleman/991,228 nod) yakınsama testi ile bozulmamış modeldeki bileşenleri değerlendirmek için hazırlanmıştır. Ağın yoğunluğu yakınsama çalışmaları ile belirlenirken, ağın kabalaşmasının gerime alanını %2'den fazla bozmaması sağlanmıştır [101]. Kortikal kemik, trabeküler kemik, endplate, nükleus pulpozus ve anulus bölümlerinin Von Mises gerilme değerleri bu farklı ağ setleri kullanılarak karşılaştırılmıştır. Normal ağ seti ve ince ağ seti arasındaki Von Mises gerilmelerinin farklılıkları, modeldeki tüm dokular için %2'den az olan bir
seviyede gerçekleşmiştir. Bu model, eğilim doğrulama konseptine göre doğrulanmıştır [102]. Hem doğrulamada hem de çalışma sonuçlarında maksimum Von Mises gerilme değerleri gerilme yoğunluğu olan bölgedeki değerlerin ortalaması alınarak hesaplanmıştır. Modelin davranışı, farklı yükleme koşullarındaki eğilim göstergelerine göre in-vitro çalışmalarla birlikte değerlendirilmiştir [16, 53]. Eleman tipi ve özellikleri dikkate alınarak ağ kalitesi literatür verilerine göre seçilmiştir [103]. Modelin tamamı, ortalama eleman kenar uzunluğu 1 mm olan lineer altı yüzlü elemanlardan oluşturulmuştur. Öğelerin yaklaşık %90'ı 1 ile 2,5 arasında bir en-boy oranına sahiptir ve bunların ortalama en-boy oranı 1,5'tur. Elemanların ortalama kenar uzunluğu 1 mm'ye kadar iken, maksimum eleman kenar uzunluğu 2 mm'yi geçmemektedir. Modelde, özellikle viskoelastik doku simülasyonunda yer alabilecek olan elemandaki kesme yükü kilitlenmesini önlemek için indirgenmiş entegrasyon elemanları kullanılmıştır [104]. Çalışmada kullanılan model 634,885 node ve 461,858 altı yüzlü elemandan oluşturulmuştur.



4. SONUÇLAR VE TARTIŞMALAR

4.1 L4-L5 Seviyesinde İmplante Edilen Lomber Omurganın Füzyon Öncesi / Sonrası Biyomekanik Parametrelerinin İncelenmesi

4.1.1 Model validasyonu

Literatürde SE modellerinin validasyonu için faydalı in-vitro çalışmalar mevcuttur. Bunlardan biri, fleksiyon ve ekstansiyon ve lateral eğilme hareketleri için uygulanan moment yükü altında L5-S1'in L1-L5 eklemlerinden farklı davrandığı hipotezini araştıran Guan ve arkadaşlarının in-vitro çalışmasıdır [53]. ROM ve katılık verileri, yaşları 27 ile 68 arasında değişen, 4 Nm yük seviyesinde on adet T12–S1 kolon numunesi kullanılarak elde edilmiştir. Her segmentin fleksiyon-ekstansiyon hareketlerinin doğrulanmasında, 4 Nm'deki ROM'ları karşılaştırmak için bu çalışma referans alınmıştır. Mevcut tüm sonuçlar, in-vitro çalışmanın aralıkları arasında çıkmıştır. Ayrıca bazı ROM'lar ortalama değerlere çok yakındır. Bu nedenle, SE modelinin fleksiyon-ekstansiyon ROM'larının in-vitro çalışmanınkilerle uyumlu olduğu söylenebilir (Şekil 4.1).

Dreischarf ve arkadaşlarına ait olan başka bir çalışma [16] da mevcut çalışmayı doğrulamak için kullanılmıştır. Sade ve kombine yükleme modları altında intervertebral rotasyonlar, disk basınçları ve faset eklem kuvvetleri için yapılan invitro ve in-vivo ölçümleri karşılaştırarak farklı araştırma merkezlerine ait iyi kurulmuş sekiz L1-L5 lomber omurga SE modelini incelemişlerdir. L1-L5 lomber omurga modelinin tüm ROM'u için Dreischarf ve arkadaşlarının çalışması [16] dikkate alınarak bir karşılaştırma yapılmıştır. Şekil 4.2'de, in-vitro çalışmanın ROM'ları ve sekiz SE modelinin ROM eğrilerinin dış sınırlarının oluşturduğu varyasyon alanı verilmiştir [16,105]. Varyasyon alanı, SE modellerinin ROM'larının farklı tasarımlar ve malzeme setleri ile in-vitro değerler etrafında değişebileceğini göstermektedir. Mevcut çalışmanın tüm ROM'ları, fleksiyon hareketi dışında in-vitro ROM aralıkları içinde kalmaktadır. Bununla birlikte, fleksiyon hareketi için mevcut ROM, in-vitro ROM değerlerinin çok az altındadır. Bu duruma özellikle bu çalışmada kullanılan bağ setinin malzeme özellikleri neden olmuştur. Mevcut çalışmanın 7.5 Nm'lik bir moment yükündeki ROM'ları ile standart sapma aralıklarına sahip sekiz SE modelinin ROM'ları arasındaki karşılaştırma, Şekil 4.3'te verilmiştir. Mevcut çalışmanın fleksiyon hareketindeki ROM, in-vitro çalışmadaki ROM'un biraz altında olmasına

rağmen, mevcut çalışmanın bu ROM'u, sekiz SE modelinin fleksiyondaki ROM aralığı içerisinde kalmaktadır. İn-vitro çalışmanın ve SE modellerinin ROM'ları göz önüne alındığında, mevcut SE modeli oldukça yakın ROM değerleri ortaya koymuştur. Bu nedenle, mevcut SE modeli ROM tabanlı araştırmalar için kabul edilebilir bir modeldir. Şekil 4.4'te, Dreischarf ve arkadaşlarının çalışmasındaki [16] ekstansiyon, rotasyon ve lateral eğilmedeki sekiz SE modelinin tüm omurga seviyelerinin (L1-L5) medyan faset eklem kuvvetleri, in-vitro ekstansiyon ve rotasyon faset eklem kuvvet değerleri ile birlikte verilmiştir. Mevcut çalışmanın sonuçları, ekstansiyon ve rotasyon hareketinde in-vitro sonuçlardan daha yüksek olsa da SE modellerinin medyan değerleri aralığında kalmaktadır. Lateral eğilme hareketinde mevcut çalışmanın sonucu, SE modellerinin medyanının maksimum değerinden biraz daha yüksektir ve ilgili bir in-vitro sonuç bulunmamaktadır. Ayrıca, faset eklem kuvvetlerinin ölçülmesi zor bir konudur ve faset eklem kuvvetlerinin değerleri, denek yapısı ve ölçüm yöntemleri nedeniyle çok çeşitli olmakla beraber in-vitro çalışmalara göre SE modellerinde genis sonuç varyasyonuna neden olmaktadır. Bu nedenle, mevcut çalışmanın sonuçları bazı farklılıklar göstermiştir fakat farklı fizyolojik koşullar altında faset eklem kuvvetlerindeki değişiklikleri incelemek için kullanılabilir olduğu ortaya konulmuştur.



Şekil 4.1 : Fleksiyon-ekstansiyon altında her omurga düzeyindeki momentrotasyon yanıtlarının karşılaştırılması.



Şekil 4.2 : L1-L5 lomber omurganın biyomekaniğine yönelik olarak moment-rotasyon açısı eğrilerinin karşılaştırılması.



Şekil 4.3 : L1-L5 lomber omurganın mevcut SE modelindeki ROM'larının 7,5 Nm'de literatürdeki diğer SE modellerindekilerle karşılaştırılması.

Ayrıca, L4-L5 segment ile ilgili on beş denek içeren in-vitro çalışmanın intakt L4-L5 nükleusundaki intradiskal basınç değerleri Dreischarf ve arkadaşlarının çalışmasında [16] verilmiştir. Bu basınç değerleri, 0 N, 300 N ve 1000 N seviyesinde kompresyon kuvvetleri uygulanarak ölçülmüştür. Benzer şekilde, bu çalışmada L4-L5 çekirdeğine 0 N'dan 1000 N'a kadar bir kompresyon kuvveti uygulanarak L4-L5 nükleusunun intradiskal basıncı elde edilmiştir. Böylece in vitro sonuçların aralıklarından geçen düz bir çizgi elde edilmiştir (Şekil 4.5). Dahası, mevcut çalışmanın sonuçlarının, L4-L5 segmentinin intradiskal basınçları açısından in-vitro sonuçlarla uyumlu olduğu görülmektedir.



Şekil 4.4 : L1-L5 lomber omurganın intakt modelinde faset eklem kuvvetlerinin literatürdeki in-vitro ve SE sonuçları ile karşılaştırılması.



Şekil 4.5 : Kompresyon kuvveti uygulaması ile mevcut SE modelinde L4-L5 nükleusunun intradiskal basınç değişimi.

Bazı in-vitro çalışmaların sonuçlarını ve bir adet SE modelinin sonuçlarını içeren bir çalışma daha bulunmaktadır. Bu çalışma, bazı in-vitro çalışmalardan ve bir SE modelinden elde edilen L1-L5 lomber omurganın her seviyesi için ROM değerlerini incelemistir [38]. Cizelge 4.1'de mevcut çalışmanın sonuçları, bu çalışmanın ilgili değerleri ile karşılaştırılmıştır. Tüm lomber omurga seviyeleri için, mevcut çalışma, Yamamoto ve arkarkadaşlarının çalışmasının rotasyon ile ilgili sonuçlarına yakın sonuçlar vermektedir. Mevcut çalışma L1-L2 seviyesi için, ekstansiyon hareketi hariç Yamamoto ve arkadaşlarının çalışmasına Erbulut ve arkadaşlarının çalışmasından [38] daha yakın sonuçlar vermektedir. Mevcut çalışmanın L2-L3 seviyesi için olan sonuçları, Schmoelz ve arkadaşlarının fleksiyon, ekstansiyon ve lateral eğilme hareketlerindeki çalışma değerlerinin aralığında kalmaktadır. Ayrıca, mevcut çalışmanın rotasyon değeri, Yamamoto ve arkadaşlarının çalışma değerleri aralığında kalmaktadır. Mevcut çalışmanın L3-L4 seviyesi için olan sonuçları, 7,5 Nm'lik bir moment yükü altında Schilling ve arkadaşlarının çalışma değerleri aralığında kalmaktadır. 10 Nm moment yükü altında, mevcut çalışmanın sonuçları, özellikle fleksiyon, ekstansiyon ve lateral eğilme hareketlerinde Schmoelz ve arkadaşlarının çalışma değerleri aralığında kalmaktadır. L4-L5 seviyesi için, mevcut çalışma Yamamoto ve arkadaşlarının çalışmasına Erbulut ve arkadaşlarının çalışmasından [38] daha yakın sonuçlar vermektedir. Ek olarak, mevcut çalışmanın sonuçları, Schilling ve arkadaşlarının 7,5 Nm'lik bir moment yükü altında yaptığı çalışmadaki fleksiyon ve ekstansiyon hareket değerleri aralığında kalmaktadır. Yukarıda bahsedilenlerin tümü, mevcut SE modelini diğer ileri çalışmalar için uygun ve uygulanabilir kılmaktadır.

	Saf				
Calısmalar	Moment	Fleksivon	Ekstansivon	Lateral	Rotasvon
3 3	(Nm)		,		,

Çizelge 4.1 : Farklı çalışmalarla olan ROM karşılaştırmaları.

L1-L2					
Yamamoto vd. [38]	10	5.8 ±0.6	4.3 ±0.5	4.7 ±0.4 (sol) 5.2 ±0.4 (sağ)	2.6 ±0.5 (sol) 2.0 ±0.6 (sağ)
Erbulut vd. [38]	10	3.4	4.1	7.0 (sol) 7.1 (sağ)	3.9 (sol) 3.5 (sağ)
Mevcut Çalışma	10	4.9	3.5	5.6	2.6
L2-L3					
Schmoelz vd. [38]	10	4.3 ±1.0	4.6 ±2.2	5.4 ±2.2	1.0 ± 1.0
Yamamoto vd. [38]	10	6.5 ±0.3	4.3 ±0.3	7.0 ±0.6 (sol) 7.9 ±0.6 (sağ)	2.2 ±0.4 (sol) 3.0 ±0.4 (sağ)
Erbulut vd. [38]	10	4.1	2.9	6.0 (sol) 6.7 (sağ)	3.2 (sol) 3.4 (sağ)
Mevcut Çalışma	10	3.8	2.7	3.7	2.2
L3-L4					
Niosi vd. [38]	7.5	4.4 ±2.0	2.4 ±0.9	2.4 ±1.2	1.2 ±0.5
Schilling vd. [38]	7.5	4.67 ± 1.79	2.18 ± 0.54	7.66±2.91	4.67±2.52
Schmoelz vd. [38]	10	5.0 ±1.0	4.0 ±1.3	4.7 ±2.0	1.0 ± 0.6
Yamamoto vd. [38]	10	7.5 ±0.8	3.7 ±0.3	5.7 ±0.3 (sol) 5.8 ±0.5 (sağ)	2.7 ±0.4 (sol) 2.5 ±0.4 (sağ)
Erbulut vd. [38]	10	3.7	3.7	6.0 (sol) 7.5 (sağ)	3.7 (sol) 3.8 (sağ)
Manant Caluma	7.5	5	2.9	5.2	2
Mevcut Çalışma	10	5.8	3.7	6.6	2.6
L4-L5					
Schilling vd. [38]	7.5	5.62 ±2.17	3.32 ± 1.12	7.76 ± 1.85	5.16 ± 1.30
Yamamoto vd. [38]	10	8.9 ±0.7	5.8 ±0.4	5.5 ±0.5 (sol) 5.9 ±0.5 (sağ)	1.7 ±0.3 (sol) 2.7 ±0.5 (sağ)
Erbulut vd. [38]	10	5.5	3.5	6.7 (sol) 7.3 (sağ)	4.1 (sol) 4.0 (sağ)
Mayaut Calema	7.5	4.9	3.9	5.6	2.1
wievcui Çalişma	10	5.7	4.9	6.9	2.8

INT ve IMP'deki L4-L5 segmentinin ROM'ları, literatürdeki 2018'deki Gömleksiz ve arkadaşlarının çalışması [76] ve 2015'teki Öktenoğlu ve arkadaşlarının çalışması [79] olan iki in-vitro çalışmanın sonuçlarıyla karşılaştırılmıştır (Şekil 41). 2018'deki Gömleksiz ve arkadaşlarının çalışmasında [76], L4-L5 seviyesinde implantasyonlu L2-S1 kadavra örnekleri kullanılmıştır ve modellerinden biri kafessiz pedikül vida içermektedir. Mevcut çalışmada da herhangi bir kafes kullanılmadığından söz konusu

bu modelin sonuçları karşılaştırma için dikkate alınmıştır. Öktenoğlu ve arkadaşlarının çalışmasında [79], L4-L5 seviyesinde implantasyonlu L2-S1 kadavra örnekleri de kullanılmış ve implante edilmiş L4-L5 seviyesinde intervertebral disk kısmen çıkarılmıştır. Mevcut çalışmanın implante edilen modelinin L4-L5 seviyesinde implante edilen intervertebral disk çıkarılmamış olmasına rağmen, Öktenoğlu ve arkadaşlarının çalışması [79], implante edilmiş L4-L5 seviyesinde intervertebral diskin ihmal edilebilir etkisi nedeniyle karşılaştırma için kullanılmıştır. Genel olarak INT ve IMP'de L4-L5 segmentinin ROM'larının in-vitro çalışmaların sonuç aralığında olduğu söylenebilir [76, 79].



Şekil 4.6 : İki in-vitro sonuçla intakt ve implante edilmiş modellerdeki L4-L5 segmentinin hareket aralığı değerlerinin karşılaştırılması (10 Nm yüklerde).

4.1.2 Hareket aralığı

Simülasyonlarda, INT, IMPF ve IMP modelleri için sınır koşulu bölümünde belirtilen ilgili sınır koşulları uygulanmıştır. Tüm fizyolojik hareketler için tüm modellerin lomber omurga seviyelerinin ROM'ları Çizelge 4.2 ve Şekil 4.7'de listelenmiştir. Fleksiyonda, L1-L2, L2-L3, L3-L4 komşu seviyelerinin ROM'larında IMP modelinde sırasıyla %21, %21 ve %12 artış oluşurken, IMPF modelinde sırasıyla %34, %35 ve %32 artış meydana gelmiştir. Ekstansiyonda, bu komşu seviyelerin ROM'larında IMP modelinde sırasıyla %18, %18 ve %29 artış görülürken, IMPF modelinde sırasıyla %33, %34 ve %55 artış elde edilmiştir. Lateral eğilmede, bu komşu seviyelerin

ROM'larında IMP modelinde sırasıyla %21, %24 ve %21'lik bir artış meydana gelirken IMPF modelinde sırasıyla %34, %39 ve %35'lik artışlar görülmüştür. Rotasyon hareketinde ise, komşu seviyelerde IMP'nin ROM'larında önemli bir değişiklik olmamıştır. Tüm fizyolojik hareketlerde, IMPF modelinin komşu seviyelerdeki ROM'larında kademeli bir artış gözlenmiştir. İmplante edilmiş seviyede, ROM'da füzyon olmadan yaklaşık %42, %41 ve %45 azalma elde edilmiştir; ancak fleksiyon, ekstansiyon ve lateral eğilme hareketlerinde füzyon ile ROM'da sırasıyla %81, %77 ve %81 azalma elde edilmiştir. Rotasyonda füzyon olmadan implante edilmiş seviyede ROM'da önemli bir değişiklik olmamaktadır; ancak füzyon ile ROM'da %87 azalma oluşmaktadır. Bu nedenle, rotasyon hareketinde füzyonsuz PPVE ile anlamlı bir etki gözlenmemiştir. Ayrıca, füzyon sonrası tüm fizyolojik hareketlerde L4-L5 seviyesindeki ROM'da oluşan azalma doğrudan gözlenmiştir. Füzyondan önce bu azalma fleksiyon, ekstansiyon ve lateral eğilme hareketlerinde gözlenmiştir.



Şekil 4.7 : Tüm fizyolojik hareketlerde INT, IMP ve IMPF ROM'ları.

Hareket	Model	L1-L2 (Der)	L2-L3 (Der)	L3-L4 (Der)	L4-L5 (Der)	Moment (Nm)	L1-L5 Katılık (Nm/Der)
		4.08	3.15	4.97	4.90	7.5	0.44
	INT	(100%)	(100%)	(100%)	(100%)	(100%)	(100%)
T 1 1 '	ЪФ	4.93	3.82	5.55	2.86	10.3	0.60
Fleksiyon	IMP	(121%)	(121%)	(112%)	(58%)	(137%)	(136%)
	IMDE	5.46	4.26	6.58	0.94	12.3	0.71
	IMPF	(134%)	(135%)	(132%)	(19%)	(164%)	(161%)
	INT	2.61	2.06	2.58	3.73	7.5	0.68
		(100%)	(100%)	(100%)	(100%)	(100%)	(100%)
	IMP	3.08	2.44	3.32	2.22	9.0	0.81
Ekstalistyoli		(118%)	(118%)	(129%)	(60%)	(120%)	(119%)
	IMDE	3.47	2.76	4.00	0.87	10.3	0.93
	ΠΛΙΕΓ	(133%)	(134%)	(155%)	(23%)	(137%)	(137%)
	INT	4.36	2.85	5.16	5.46	7.5	0.42
	1111	(100%)	(100%)	(100%)	(100%)	(100%)	(100%)
Lateral	IMD	5.27	3.54	6.23	2.98	9.5	0.53
Eğilme	IIVIF	(121%)	(124%)	(121%)	(55%)	(127%)	(126%)
	IMPF	5.84	3.97	6.95	1.04	10.8	0.61
		(134%)	(139%)	(135%)	(19%)	(144%)	(145%)
	INT	2.10	1.74	2.08	2.24	7.5	0.92
Rotasyon		(100%)	(100%)	(100%)	(100%)	(100%)	(100%)
	IMD	2.04	1.69	2.31	2.14	7.2	0.88
	IIVIF	(97%)	(97%)	(111%)	(96%)	(96%)	(96%)
	IMPF	2.69	2.26	3.06	0.30	10.0	1.20
		(128%)	(130%)	(147%)	(13%)	(133%)	(130%)

Çizelge 4.2 : Lomber omurga katılık değerleri ile birlikte INT/IMP/IMPF SE modellerinin tüm hareket segmentlerindeki ROM karşılaştırması.

*Yüzdeler, intakt modelin ROM'una göre normalleştirilmiş tüm modellerin ROM değerlerini göstermektedir.

4.1.3 Faset eklem kuvvetleri

Çalışmada, SE modellerinde faset eklemler arasında hesaplanan temas kuvvetlerinden elde edilen her segmentteki faset eklem kuvvetleri Çizelge 4.3'te tüm modeller için verilmiştir. Fleksiyondaki faset eklem kuvvetleri, fleksiyon hareketi sırasında faset eklemler arasındaki ayrılma nedeniyle tablo haline getirilmemiştir. Ekstansiyonda, L1-L2, L2-L3 ve L3-L4 komşu seviyelerin faset eklem kuvvetlerinde IMP modelinde sırasıyla %19, %20 ve %35 artış görülürken, IMPF modelinde sırasıyla %36, %38 ve %54 artış elde edilmektedir. Her iki model için de maksimum artış L3-L4 seviyesinde gerçekleşmiştir. Lateral eğilmede, bu komşu seviyelerin faset eklem kuvvetleri IMP modelinde sırasıyla %22, %25 ve %23 artarken, IMPF modelinde sırasıyla %43, %51 ve %50 artış göstermişlerdir. Ayrıca, bu seviyelerdeki artışlar arasında anlamlı bir farklılık gözlenmemesine rağmen, INT'ye göre tüm komşu seviyeler için bir artış olmuştur. Rotasyonda, bu komşu seviyelerin faset eklem kuvvetleri, IMPF modelinde sırasıyla %33, %33 ve %42 artış göstermiştir. Rotasyon hareketi sırasında L1-L2 ve L2-L3 seviyesinde hafif bir düşüş olurken, IMP modelinde L3-L4 seviyesinde hafif bir artış olmuştur. Bunun yanı sıra ektansiyon ve rotasyon hareketinde her iki modelin L3-L4 seviyelerindeki faset eklem kuvvetlerinde maksimum artış görülmüştür. IMPF ve IMP modellerinde implante edilen L4-L5 seviyelerinde faset eklem kuvvetleri ekstansiyon ve lateral eğilme hareketinde sıfır olmuştur. Bununla birlikte, rotasyon hareketinde, faset eklem kuvveti IMP modelindeki implante edilen L4-L5 seviyesinde edilen L4-L5 seviyesinde edilen L4-L5 seviyesinde edilen L4-L5 seviyesinde edilen L4-L5 seviyesinde edilen L4-L5 seviyesinde implante edilen L4-L5 seviyesinde implante edilen L4-L5 seviyesinde implante edilen L4-L5 seviyesinde implante edilen L4-L5 seviyesinde implante edilen L4-L5 seviyesinde implante edilen L4-L5 seviyesinde faset eklem kuvvetleri sıfıra yaklaşmıştır.

_	_	_			_			_		_		
	Ekstansiyon				Lateral Eğilme				Rotasyon			
Model	L1-L2	L2-L3	L3-L4	L4-L5	L1-L2	L2-L3	L3-L4	L4-L5	L1-L2	L2-L3	L3-L4	L4-L5
INT	44.3	95.2	101	117.6	61.7	63.8	48.7	26.4	118.2	133.4	125.6	101.3
	(100%)	(100%)	(100%)	(100%)	(100%)	(100%)	(100%)	(100%)	(100%)	(100%)	(100%)	(100%)
IMP	52.8	114.5	136.2	0	75.5	79.7	60.1	0	112.9	126.9	127.9	96.8
	(119%)	(120%)	(135%)	(0%)	(122%)	(125%)	(123%)	(0%)	(96%)	(95%)	(102%)	(96%)
IMPF	60.2	131.7	155.7	0	88.5	96	73.2	0	157.1	177	178.1	0
	(136%)	(138%)	(154%)	(0%)	(143%)	(151%)	(150%)	(0%)	(133%)	(133%)	(142%)	(0%)

Çizelge 4.3 : INT/IMP/IMPF modellerindeki L1-L5 lomber omurganın tüm segmentlerindeki tahmini faset yüklerinin karşılaştırılması.

*Tüm değerlerin birimi Newton'dur. Yüzdeler, intakt modelin ROM'una göre normalleştirilmiş tüm modellerin ROM değerlerini göstermektedir.

4.1.4 Posterior enstrümantasyon gerilmesi

Farklı fizyolojik hareket koşullarında posterior enstrümantasyon üzerindeki Von Mises gerilmelerinin tepe değerleri Şekil 4.8'te verilmiştir. Füzyon öncesi ve sonrası tüm fizyolojik hareketlerde posterior enstrümantasyonların gerilme nefogramları Şekil 4.9 ve Şekil 4.10'te verilmiştir. Füzyondan önce, lateral eğilme hareketinde posterior enstrümantasyonlarda maksimum 272.1 MPa gerilme meydana gelmiştir. Füzyondan sonra, fleksiyon hareketinde posterior enstrümantasyonlarda maksimum 120 MPa gerilme meydana gelmiştir. Füzyon oluşumu ile birlikte en büyük azalmalar lateral eğilme ve rotasyon hareketinde görülmüştür. Bu arada, 272.1 MPa ve 61.8 MPa olan maksimum Von Mises gerilmeleri, lateral eğilme ve rotasyon hareketinde sırasıyla 45.2 MPa ve 13.3 MPa'ya düşmüştür. Ayrıca, 263,7 MPa ve 196.4 MPa olan maksimum Von Mises gerilmeleri, fleksiyon ve ekstansiyon hareketinde sırasıyla 120 MPa ve 96.1 MPa'ya düşmüştür. Böylece lateral eğilme ve rotasyon hareketi koşullarında maksimum azalma yaklaşık %83 ve %79 olarak gerçekleşmiştir. Bu nedenle, füzyon oluşumu ile posterior enstrümantasyonun Von Mises gerilmesinde genel bir azalma gözlenmiştir. Ayrıca çubukların orta kısmında maksimum gerilme meydana gelmiştir. Buna ek olarak pedikül vidaların füzyon öncesi ve sonrası tüm fizyolojik hareketlerdeki gerilme nefogramları anterior görünüm kullanılarak Şekil 4.11 ve Şekil 4.12'de verilmiştir. Şekillerde üstteki vidalar L3 omuruna takılan vidaları, alttaki vidalar L4 omuruna takılan vidaları temsil etmektedir.



Şekil 4.8 : Posterior enstrümantasyon üzerindeki maksimum Von Mises gerilmesi.



Şekil 4.9 : Füzyon öncesi ve sonrası fleksiyon ve ekstansiyon hareketinde posterior enstrümantasyondaki gerilme diyagramı.



Şekil 4.10 : Füzyon öncesi ve sonrası lateral eğilme ve rotasyon hareketinde posterior enstrümantasyondaki gerilme diyagramı.

Füzyonsuz pedikül vidalarında oluşan maksimum Von Mises gerilmeleri sırasıyla fleksiyon, ekstansiyon, lateral eğilme ve rotasyon hareketleri için sırasıyla 110,5, 79.5, 116.4 ve 61.8 MPa olarak elde edilmiştir. Ancak füzyondan sonra tüm bu

hareketlerdeki gerilmeler sırasıyla 51.7, 42.2, 18.4 ve 13.3 MPa'ya düşmüştür. Bu arada, tüm maksimum gerilme konsantrasyonları vidaların boyun bölgesinde meydana gelmiştir. Posterior enstrümantasyonun gerilme değerleri değerlendirildiğinde, rotasyon hareketi dışındaki tüm fizyolojik hareketlerde maksimum gerilme konsantrasyonlarının çubuklarda meydana geldiği ifade edilebilir. Rotasyon hareketinde maksimum gerilme konsantrasyonları vidalarda oluşmuştur.



Şekil 4.11 : Füzyon öncesi ve sonrası fleksiyon ve ekstansiyon hareketinde vidalar üzerindeki gerilme diyagramı.



Şekil 4.12 : Füzyon öncesi ve sonrası lateral eğilme ve rotasyon hareketinde vidalar üzerindeki gerilme diyagramı

4.1.5 Tartışma

SE analizi, daha önce bahsedildiği gibi deneysel yöntemlerden daha fazla avantaja sahiptir. Ayrıca, farklı implantasyonlar ve hareket kosullarından kaynaklı faset eklem kuvvetindeki veya disk gerilmelerindeki değişikliklere deneysel çalışmaların adapte olmasının zorluğu nedeniyle SE çalışmaları deneysel çalışmalara tercih edilmektedir [106]. Son zamanlarda, SE çalışmaları, lomber pedikül fiksasyonu ve interbody füzyonunun, komşu segmentlerde faset eklem kuvveti ve ROM'u arttırması nedeniyle KSD'de bir artışa neden olduğu hipotezine odaklanmaktadır [82-85]. Ayrıca pedikül vida fiksasyonu ile oluşan füzyonun KSD, vida gevşemesi, çubuk ve vida kırılması gibi olası sakıncalarını ortadan kaldırmak adına füzyonsuz yöntemler olan farklı alternatif yöntemler geliştirilmiştir [49, 62, 85, 86]. Bir yandan yeni alternatif yöntemler bazı sakıncaları da beraberinde getirmektedir [63, 76, 87]. Yine de tüm bu yöntemlerin ortak özelliği PPVE kullanmalarıdır. Bu nedenle, en önemli fenomen, PPVE'nin füzyonlu ve füzyonsuz lomber omurganın biyomekaniği üzerindeki etkilerini daha iyi anlamaktır. ROM ve faset eklem kuvveti, omurga füzyonunun performansı için ana göstergelerdir [107]. Bu çalışmada, bu ana göstergeler ve enstrümantasyon gerilmeleri farklı fizyolojik hareketler posterior altında incelenmiştir.

Chen ve arkadaşları [74], intakt omurga, L4-L5'e implante edilen Awesome Dynamic Rod sistemi, L4-L5'e bir interbody kafes ile implante edilen geleneksel bir rijit çubuk sistemi (FUS) ve L4-L5'e bir interbody kafes ile implante edilen Awesome Dynamic Rod Sistemi SE modellerini karşılaştırmışlardır. Chen ve arkadaşlarının çalışmaşı [74], dinamik çubuk sisteminin ROM'lar, disk gerilmeleri ve faset eklem kuvvetleri açısından füzyon segmentine komşu segment üzerindeki etkilerini göstermeyi amaçlamıştır. Chen ve arkadaşlarının çalışmasına [74] benzer şekilde, bu çalışmada enstrümantasyon ile genellikle segment katılık değerlerinin arttığı gözlemlenmiştir. Ek olarak, mevcut çalışmanın IMPF ve Chen ve arkadaşlarının [74] FUS modellerinin L1-L2, L2-L3 ve L3-L4 seviyesindeki ROM'larında INT'ye göre tüm fizyolojik hareketlerde bir artış olmuştur. FUS modelinde L4-L5 seviyesindeki ROM'lar fleksiyon, ekstansiyon, lateral eğilme ve rotasyon hareketinde sırasıyla 0.76°, 0.55°, 0.94° ve 1.84°'dir. Bu arada, mevcut çalışmadaki IMPF modelinin fleksiyon, ekstansiyon, lateral eğilme ve rotasyon hareketinde sırasıyla 0.94°, 0.87°, 1.04° ve 0.30°'dir. Görüldüğü üzere FUS modelinde ve mevcut çalışmadaki IMPF modelinde L4-L5 seviyesindeki ROM'lar, fleksiyon ve lateral eğilme hareketlerine oldukça yakındır. Li ve arkadaşları [75] aşağıdaki beş sabitleme modelini analiz etmiştir: tek taraflı pedikül vida fiksasyonu; tek taraflı pedikül vida fiksasyonu ile greft füzyonu; bilateral pedikül vida fiksasyonu; bilateral pedikül vida fiksasyonu (F-BPS) ile greft füzyonu; ve greft füzyonundan sonra posterior enstrümantasyonu çıkarılması. Greft füzyonu öncesi ve sonrası tek taraflı pedikül vida fiksasyonu ile iki taraflı pedikül vida fiksasyonu arasındaki stabiliteyi karşılaştırmayı amaçlamışlardır. Li ve arkadaşlarının çalışmasındaki [75] F-BPS modelinde olduğu gibi, bu mevcut çalışmaya ait IMPF modelinin L4-L5 seviyesindeki ROM'lar tüm hareket koşulları için 1 dereceye yakın ve altındadır.

Kim ve arkadaşları [106], yerleştirilen pedikül vidanın konumu ile ilgili faset temas kuvveti veya intradiskal basınç arasındaki ilişkiyi araştırmıştır. L4-L5 lomber füzyonunda L4'ün pedikül vidaların pozisyonlarına göre dört L4-L5 füzyon modeli kullanmışlardır. Bu modellerden biri, her iki L3-L4 üst faset ekleminin pedikül vidalar tarafından ihlal edilmesi modelidir (FV). FV modeli, ekstansiyon ve rotasyon hareketindeki faset eklem kuvvetleri dikkate alınarak mevcut çalışmadaki implante edilmiş modellerle karşılaştırılabilir bir modeldir. Bu arada FV modelinde L3-L4 seviyesinde faset eklem kuvvetinde kendi INT'sine göre ekstansiyon ve rotasyon

hareketinde sırasıyla %166.7 ve %132.1 artışlar görülmüştür. Ancak mevcut çalışmanın IMPF'sinde L3-L4 seviyesinde faset eklem kuvvetinde ekstansiyon ve rotasyon hareketinde sırasıyla %54 ve %42 artış tespit edilmiştir. Literatürdeki calışmaların faset eklem kuvvetlerindeki artışlar araşında farklılıklar vardır. Faset eklem kuvvet artışlarındaki bu büyük farklılıklar, Kim ve arkadaşlarının çalışmasında [106] bahsedildiği gibi modeldeki pedikül vidaların konumlandırılmasından kaynaklanabilmektedir. Yine de literatürdeki çalışmalardan PPVE'nin komşu seviyedeki faset eklem kuvvetinde artışa neden olduğu sonucuna varılabilir [74, 106]. Bu çalışmada, rotasyon hareketi sırasında L1-L2 ve L2-L3 seviyesinde faset eklem kuvvetinde hafif bir azalma olurken, IMP modelinde L3-L4 seviyesindeki faset eklem kuvvetinde hafif bir artış olmuştur. Bu durum uygulanan cerrahi işleme bağlı olarak faset eklemlerin ve kapsüler ligamanların kısmen çıkarılmasından kaynaklanmış olabilir. Chen ve arkadaşlarının çalışmasının [74] FUS modelinde L4-L5 seviyesindeki faset eklem kuvveti, mevcut çalışmada özellikle ekstansiyon ve lateral eğilme hareketinde IMPF modelindeki gibi sıfıra düşmüştür. Ayrıca rotasyon hareketinde IMPF modelinin L4-L5 seviyesinde faset eklem kuvveti sıfıra yaklaşırken, FUS modelinin rotasyon hareketinde faset eklem kuvveti L4-L5 seviyesinde %86'lık bir azalma göstermiştir.

Bu çalışmada, farklı fizyolojik hareket koşullarında posterior enstrümantasyonun üzerindeki tepe Von Mises gerilmeleri incelenmiştir. Füzyondan önce, lateral eğilme hareketinde posterior enstrümantasyon üzerinde maksimum 272.1 MPa gerilme gelmiştir. Füzyondan sonra, fleksiyon hareketinde posterior meydana enstrümantasyon üzerinde maksimum 119,8 MPa gerilme oluşmuştur. Füzyon oluşumu ile birlikte lateral eğilme ve rotasyon hareketinde sırasıyla %84 ve %78 gerilme azalması görülmüstür. Li ve arkadaslarının çalışmasındaki [75] BPS ve F-BPS modellerinin posterior enstrümantasyonunda oluşan Von Mises gerilmeleri genellikle mevcut çalışmadaki IMPF ve IMP modellerindeki gerilmelerden daha azdır. Bununla birlikte, füzyon sonrası lateral eğilme ve rotasyon hareketinde her iki çalışmada da posterior enstrümantasyonda maksimum gerilme düşüşleri görülmüştür. Ayrıca, farklı fizyolojik hareket kosullarında pedikül vidalar üzerindeki tepe Von Mises gerilmeleri de araştırılmıştır. Bu çalışmada maksimum Von Mises gerilmeleri pedikül vidaların boyun bölgesinde görülmüştür [108, 109]. Daha sonra füzyon sonrası tüm fizyolojik hareketlerde posterior enstrümantasyon üzerindeki Von Mises gerilmelerinin azaldığı

belirtilmiştir. Bu nedenle, füzyon öncesi posterior enstrümantasyon üzerindeki gerilmeler omurga fiksasyonunda kırılmalar olmasına neden olabilir. Öte yandan, farklı fizyolojik hareket koşullarında pedikül vidalar üzerindeki tepe Von Mises gerilmeleri de araştırılmıştır. Füzyon öncesi, lateral eğilme ve fleksiyon hareketinde vidalarda maksimum 116,4 MPa ve 110,5 MPa gerilmeler meydana gelmiştir. Füzyon sonrası fleksiyon ve ekstansiyon hareketinde vida üzerinde maksimum 51,7 MPa ve 45,2 MPa gerilmeler meydana gelmiştir. Ayrıca bu çalışmada vidalardaki maksimum Von Mises gerilmeleri vidaların boyun bölgesinde görülmüştür. Başka bir deyişle, vidaların boyun kısmı kırılmalara daha yatkındır [108, 109]. Füzyon sonrası tüm fizyolojik hareketlerde Von Mises'in posterior enstrümantasyon üzerindeki gerilmeler omurga fiksasyonundaki kırılmalara yol açabilir. Omurga fiksasyonundaki kırılma riskini azaltmak için posterior enstrümantasyon üzerindeki gerilmelerin azaltılması amacıyla anterior destek yapısı kullanılabilir [88].

Bu mevcut çalışma için bazı sınırlamalar bulunmaktadır. Pedikül vida modeli dişler ihmal edilerek oluşturulmuş ve vida, kemik ve çubuklar arasındaki bağlantılar rijit yapılmıştır. Bu nedenle, bu çalışmada vida gevşeme etkileri dikkate alınmamıştır. Bu çalışmadaki lomber omurga modelleri, yalnızca bir kişinin BT verilerine bağlı oldukları için belirli bir yaş aralığındaki ve cinsiyetteki hastalar için kullanılabilmektedir. Posterior enstrümantasyonun gerilme ve kırılma riski analizlerini daha kesin bir şekilde yapmak için, hastaya özel anatomik ve malzeme özellikleri, implantların tipi ve konumu göz önünde bulundurularak daha fazla yorulma analizleri yapılması gerekecektir.

4.1.6 Sonuç

Bu çalışma ışığında, füzyon sonrası implante edilen L4-L5 seviyesine ait ROM kısıtlamalarındaki azalma miktarı ve komşu seviyelerdeki faset eklem kuvvet artışları belirlenmiştir. PPVE, özellikle ekstansiyon ve lateral eğilme hareketinde L3-L4 komşu seviyesindeki faset eklem kuvvetlerinde önemli bir artışa neden olmuştur. Komşu seviyedeki bu faset eklem kuvvetleri artışı, ROM kısıtlamalarının ve faset eklem kuvvet artışlarının KSD'ye neden olduğu hipotezi için bir ipucu olarak kabul edilebilir. Ek olarak, füzyondan önce lateral eğilme ve fleksiyon hareketinde posterior enstrümantasyon üzerinde yüksek tepe Von Mises gerilmeleri meydana gelmiştir.

Daha yüksek gerilmeler, lomber omurganın fizyolojik hareketlerinden dolayı devam eden yükler altında posterior enstrümantasyon kırılma riskini artıracaktır. Lomber omurga biyomekaniği hakkında ardışık klinik deneyler yapmadan önce, bu model gelecekteki çalışmalar için ön bilgi edinilmesine yardımcı olabilir. Ayrıca, füzyon öncesi posterior enstrümantasyon üzerindeki gerilme, füzyonsuz dinamik fiksasyon sistemleri veya anterior destek uygulamaları gibi alternatif yöntemlerle azaltılabilir. Bu SE çalışmasının amacı, PPVE sisteminin lomber omurganın füzyon öncesi/sonrası biyomekaniğini nasıl etkilediğini belirlemektir. Geliştirilen bu intakt model ile çok segmentli pedikül vida fiksasyonu, yapay disk implantasyonu ve farklı cerrahi teknikler gibi ileriki çalışmalar için temel bir araç oluşturulmuştur.

4.2 Farklı bükme teknikleri ile şekillendirilmiş ön gerilmeli çubukların L4-L5 lomber omurga segmentinde bulunan posterior enstrümantasyon üzerindeki etkileri

4.2.1 Model validasyonu

İntakt L4-L5 lomber omurga modelinin SE modeli, bazı in-vitro çalışmalara göre doğrulanmıştır. SE modeline fleksiyon, ekstansiyon, lateral eğilme ve rotasyon yönlerinde 10 Nm'ye kadar eğilme momenti yükü uygulanmıştır. Literatürdeki çalışmaların sonuçlarıyla karşılaştırmak için L4-L5 lomber segmentinin ROM'ları elde edilmiştir. 4 Nm'lik saf moment yükü uygulanarak elde edilen fleksiyon-ekstansiyon ROM'ları Guan ve arkadaşalarının çalışmasıyla [53] karşılaştırılmıştır. Mevcut çalışmanın elde edilen ROM'ları bu in-vitro çalışmanın ROM aralıllarında kalmıştır ve bu mevcut SE modelini önceki validasyon bölümündeki gibi kabul edilebilir hale getirmiştir (Şekil 4.13). Dreischarf ve arkadaşlarının çalışmasında [16], L4-L5 nükleus intradiskal basınç değerleri, 0 N, 300 N ve 1000 N yüklerindeki on beş L4-L5 segmentinin medyan verileri olarak verilmiştir. Önceki validasyon bölümündeki Şekil 40'ta, mevcut SE modelinde L4-L5 nükleus kompresyon kuvveti uygulamasıyla intradiskal basınç değişimi, Dreischarf ve arkadaşlarının çalışmasında [16] belirtilen in-vitro değerler ile karşılaştırılarak verilmiştir. Bu arada, mevcut çalışmanın sonuçları in-vitro çalışmanın sonuçları golukça tutarlıdır.



Şekil 4.13 : Fleksiyon-ekstansiyon altında L4-L5 seviyesindeki momentrotasyon yanıtlarının karşılaştırılması.

L4-L5 lomber omurga modelinin ROM'u için, Heuer ve arkadaşlarının in-vitro çalışması [110] dikkate alınarak başka bir karşılaştırma yapılmıştır (Şekil 4.14). Ayrıca, elde edilen tüm ROM'lar in-vitro sonuçların aralığında kalmıştır ve 10 Nm'ye kadar moment yükü altında ortalama değerlere yakındır.



Şekil 4.14 : L4-L5 lomber omurga segmentinin biyomekaniğine yönelik olarak moment-rotasyon açısı eğrilerinin karşılaştırılması.

İntakt ve implante edilmiş modellerde L4-L5 segmentinin ROM değerleri Gömleksiz ve arkadaşlarının [76] ve Öktenoğlu ve arkadaşlarının [79] in vitro çalışmaları ile karşılaştırılmıştır. Gömleksiz ve arkadaşları tarafından yapılan çalışmada [76], L4-L5 seviyesinde implantasyona sahip L2-S1 kadavra örnekleri kullanılmıştır ve analizlerden biri transforaminal lomber interbody füzyon (TLIF) kafesi olmayan pedikül içermektedir. Bu nedenle, karşılaştırma için bu ilgili sonuçlar dikkate alınmıştır. Ayrıca Öktenoğlu ve arkadaşlarının çalışmasında [79], L4-L5 seviyesinde implantasyonlu L2-S1 kadavra örnekleri kullanılmıştır ve implante edilmiş L4-L5 seviyesinde intervertebral disk kısmen çıkarılmıştır. Öktenoğlu ve arkadaşlarının çalışmasındaki [79] rijit çubuk ve rijit vidalarla yapılan deneyin sonuçlarının, implante edilen L4-L5 seviyesinde intervertebral diskin ihmal edilebilir etkisi nedeniyle karşılaştırma için uygun olduğu düşünülmüştür. İmplante edilen L4-L5 seviyesinde, yüklerin çoğu aktarılmıştır ve ROM'lar PPVE tarafından sınırlandırılmıştır. Bu sebeple, mevcut çalışmanın implante edilen L4-L5 seviyesindeki intervertebral disk çıkarılmamıştır. Şekil 4.15'te, mevcut çalışmanın intakt model sonuçları, fizyolojik yönlerde 10 Nm'lik yükler uygulanarak elde edilen her iki in-vitro çalışmanın sonuçlarıyla da uyumludur. Öte yandan implante edilen modelin ROM'ları Öktenoğlu

ve arkadaşlarının çalışması [79] aralığındadır. Fleksiyon, lateral eğilme ve rotasyon hareketine göre implante edilen modelin ROM'ları Gömleksiz ve arkadaşlarının çalışmasının [76] aralığındadır. Ekstansiyon hareketinde mevcut çalışmanın ROM'ları, Gömleksiz ve arkadaşlarının çalışmasındaki [76] maksimum ekstansiyon hareket değerinin çok az üzerindedir. Genel olarak intakt ve implante modelde L4-L5 segmentinin ROM'larının in-vitro çalışmaların ROM'ları ile uyumlu olduğu söylenebilir. Ek olarak, konturlu çubuklarla implante edilmiş model, Şekil 4.15 ve Şekil 4.16'de gösterildiği gibi düz çubuklarla implante edilmiş modele göre benzer sonuçlar vermiştir.





4.2.2 Hareket aralığı

Bu çalışmada, L4-L5 lomber omurga segmentinin tüm fizyolojik hareketler altında ön gerilmeli/ön gerilmesiz farklı çubuk bükme yöntemleri kullanılarak ROM'ları belirlenmiştir. Gerilme değerlerini elde etmek için tüm fizyolojik hareketler altında 10 Nm'lik moment yükü uygulanmıştır. L4-L5 lomber omurga segmentinin ROM'larının Şekil 4.16'de gösterildiği gibi çubuk bükülmesinden önemli ölçüde etkilenmediği ortaya konulmuştur.



Şekil 4.16 : Düz ve konturlu çubuklar kullanılarak implante edilmiş modellerde L4-L5 segmentinin hareket aralığı değerlerinin iki in-vitro sonuçla karşılaştırılması (10 Nm yüklerde).

4.2.3 Posterior enstrümantasyon gerilmesi

PPVE ve omurların tüm fizyolojik hareketler altındaki gerilme değerleri, CR FB ve CR IB kullanılarak ön gerilimli ve ön gerilimsiz olarak belirlenmiştir (Şekil 4.17, Şekil 4.18, Şekil 4.19 ve Şekil 4.20). Gerilme değerlerini elde etmek için tüm fizyolojik hareketler için 10 Nm'lik moment yükü uygulanmıştır. Fleksiyonda, düz çubuk konfigürasyonu referans alındığında, CR FB ve CR IB, PPVE'de sırasıyla %42 ve %18 gerilme artışına neden olmuştur. Çubuklarda ön gerilim olmadan, CR FB ve CR IB, düz çubuklara kıyasla %40 ve %19 gerilme azalması sağlamıştır. Ekstansiyonda, CR FB ve CR IB sırasıyla %136 ve %65 gerilme artışına sebep olmuştur. Ön gerilmesiz çubuklarla bu fizyolojik harekette CR FB ve CR IB %32 ve %8 gerilme artışına sebep olmuştur. Ön gerilmesiz çubuklarla lateral eğilme hareketinde CR FB ve CR IB %33 ve %7 gerilme azalışı göstermiştir. Rotasyonda, CR FB ve CR IB sırasıyla %436 ve %293 gerilme artışına sebep olmuştur. Ön gerilmesiz çubuklarla rotasyonda, CR FB, düz çubuk konfigürasyonuna göre %110 gerilme artışına neden olurken, CR IB, PPVE'deki gerilme miktarını etkilememiştir.



Şekil 4.17 : Ön gerilmeli/ön gerilmesiz farklı yöntemlerle şekillendirilmiş çubuklarla fleksiyon hareketleri altında posterior enstrümantasyonun gerilme diyagramları.



Şekil 4.18 : Ön gerilmeli/ön gerilmesiz farklı yöntemlerle şekillendirilmiş çubuklarla ekstansiyon hareketleri altında posterior enstrümantasyonun gerilme diyagramları.



Şekil 4.19 : Ön gerilmeli/ön gerilmesiz farklı yöntemlerle şekillendirilmiş çubuklarla lateral eğilme hareketleri altında posterior enstrümantasyonun gerilme diyagramları.



Şekil 4.20 : Ön gerilmeli/ön gerilmesiz farklı yöntemlerle şekillendirilmiş çubuklarla rotasyon hareketleri altında posterior enstrümantasyonun gerilme diyagramları.

Çubukların gerilme değerleri de değerlendirilmiştir (Şekil 4.21, Şekil 4.22, Şekil 4.23 ve Şekil 4.24). Fleksiyonda, düz çubuk konfigürasyonu referans alınırsa, CR FB ve CR IB çubuklarda sırasıyla %108 ve %156 gerilme artışına neden olmuştur. Ön gerilme olmadan, CR FB ve CR IB, %19 ve %13 gerilme azalması sağlamıştır. Ekstansiyonda, CR FB ve CR IB sırasıyla %406 ve %253 gerilme artışına sebep olmuştur. Ön gerilme olmayan çubuklarla bu fizyolojik harekette CR FB ve CR IB %8

ve %1 gerilme azalışı göstermiştir. Lateral eğilmede, CR FB ve CR IB sırasıyla %256 ve %158 gerilme artışına neden olmuştur. Ön gerilmesiz çubuklarla lateral eğilme hareketinde CR FB ve CR IB %12 ve %3 gerilme azalışı göstermiştir. Rotasyonda, CR FB ve CR IB sırasıyla %1458 ve %1042 gerilme artışına sebep olmuştur. Ön gerilmesiz çubuklarla rotasyonda CR FB ve CR IB, düz çubuk konfigürasyonuna göre %508 ve %4 gerilme artışına neden olmuştur. Ayrıca ön gerilmeli/ön gerilmesiz olarak farklı yöntemlerle bükülen konturlu çubuklar omurlardaki gerilme miktarını etkilememiştir.



Şekil 4.21 : Çubukların ön gerilimli/ön gerilimsiz olarak farklı yöntemlerle şekillendirildiği fleksiyon hareketleri altındaki çubukların gerilim diyagramları.



Şekil 4.22 : Çubukların ön gerilimli/ön gerilimsiz olarak farklı yöntemlerle şekillendirildiği ekstansiyon hareketleri altındaki çubukların gerilim diyagramları.



Şekil 4.23 : Çubukların ön gerilimli/ön gerilimsiz olarak farklı yöntemlerle şekillendirildiği lateral eğilme hareketleri altındaki çubukların gerilim diyagramları.



Şekil 4.24 : Çubukların ön gerilimli/ön gerilimsiz olarak farklı yöntemlerle şekillendirildiği rotasyon hareketleri altındaki çubukların gerilim diyagramları.

4.2.4 Tartışma

Füzyon cerrahisinde altın standart olan PPVE, yüksek füzyon hızına sahip olmak, orijinal disk yüksekliğini korumak ve lomber omurga stabilitesini korumak gibi birçok özelliğe sahiptir [71, 72]. Bununla birlikte, PPVE yönteminin pedikül vida kırılması, çubuk kırılması gibi bazı komplikasyonları mevcuttur [73, 111]. Bu çalışmada, çubuklarda ve pedikül vidalarda maksimum gerilme konsantrasyon bölgelerinin genellikle hem çubukların orta alanında hem de pedikül vidaların boyun alanında meydana geldiği gösterilmiştir. Benzer şekilde, Guo ve Wang'ın çalışması [107],

literatürdeki diğer çalışmalarla çubuklarda ve pedikül vidalarda gerilme konsantrasyon bölgesi hakkında aynı yaklaşımı göstermektedir. Bazı çalışmalarda PPVE kırılmalarının vida-çubuk birleşim yerlerinde, French Bender tarafından yapılan centikte ve vida boyunlarında meydana geldiği belirtilmiştir [111, 112]. Özellikle titanyum bazlı konturlu çubuklar, French bükücü tarafından yapılan çentikte kırılmaya meyillidir. Bu ön gerilme in-vitro çalışmalarda [112, 113] dikkate alınsa da literatürdeki SE çalışmalarında ihmal edilmiştir. PPVE ameliyatlarında cerrahların kendi deneyimlerinden yararlanarak çubukları hastanın omurgasına göre büktüğü bilinmektedir [67]. Bu çalışma, çubuk bükmeyi taklit ederek bu operasyonel sürecin sayısal bir tanımlamasını vermiştir. Kim ve arkadaşlarının çalışmasında [99], French tekli bükmenin, in-situ bükmeye göre Ti6Al4V çubuklarda daha fazla artık gerilme oluşturduğu tespit edilmiştir. Bir French bükücü tarafından 23° bükülen çubuklar maksimum 713 MPa artık gerilmeye sahipken, in-situ bükücü tarafından 23° bükülen cubuklar maksimum 496 MPa artık gerilmeye sahiptir [99]. Benzer şekilde, bir French bükücü ve in-situ bükücü tarafından 26°'de şekillendirilen çubuklar, bu çalışmada sırasıyla 760 MPa ve 530 MPa gerilmeler oluşturmuştur. Bu nedenle, French tekli bükme, çubuklar üzerinde in-situ bükmeye göre daha fazla artık gerilme oluşturmuştur. Mevcut çalışma, PPVE kırılma riski hakkında bir fikir vermek için bükme yöntemlerini göz önünde bulundurarak artık gerilmelerin PPVE gerilmesi üzerindeki payını göstermiştir. Bu çalışmanın sonuçlarına göre, ön gerilmeli cubuklarla PPVE'nin gerilmesi, fleksiyon, ekstansiyon ve lateral eğilme hareketlerinde artmıştır. Ek olarak, rotasyon hareketinde ön gerilmeli çubuklarla PPVE'nin gerilmesinde önemli bir artış elde edilmiştir. Çubuklarda ön gerilme olmadan, fleksiyon, ekstansiyon ve lateral eğilme hareketlerinde PPVE'de gerilme azalması olmuştur. Ön gerilmesiz çubuklarla rotasyonda, CR FB gerilme artışına neden olurken, CR IB PPVE'deki gerilme miktarını etkilememiştir. Ayrıca, benzer davranış çubuk gerilmeleri için de geçerlidir. Bu durum, fizyolojik hareketler sırasında ön gerilmeli çubukların PPVE'deki gerilme oluşumu üzerindeki etkilerini göstermesi açısından önemlidir. Böylece, çubuk eğilmesinden kaynaklanan ön gerilmenin, PPVE'nin kırılma olasılığını artıracağı ve yorulma ömrünü azaltacağı öngörülebilir.

4.2.5 Sonuç

Bu çalışma ışığında, farklı yöntemlerle bükülmüş konturlu çubuklar, omurları değil, sadece PPVE'yi etkilemiştir. Ayrıca ön gerilmeli konturlu çubukların fizyolojik

hareketler sırasında çubuklarda meydana gelen gerilme artışlarının ve çubuk eğilmesinden kaynaklanan artık gerilmenin önemi vurgulanarak PPVE kırılma riskini artıracağı belirtilmiştir. Ayrıca, bir French bükücü tarafından bükülen artık gerilmeli konturlu çubuklar, in-situ bükücü tarafından bükülenlere göre PPVE'de daha fazla gerilme artışına neden olmaktadır. Ek olarak, bir French bükücü tarafından artık gerilme olmaksızın bükülen konturlu çubuklar, düz çubuklara göre fleksiyon, ekstansiyon ve lateral eğilme hareketleri için PPVE'deki gerilmeyi hafifçe azaltmaktadır. Bu nedenle, PPVE'de geliştirilen gerilme seviyesi düşük kalabilir ve cerrahi operasyonlarda artık gerilme olmadan önceden bükülmüş çubuklar kullanılarak enstrümantasyonun ömrünü uzatabilir. Bu düşünceyle, bu çalışmanın amacı, farklı bükme aletleri ile şekillendirilmiş çubuklar üzerindeki artık gerilmenin önemini vurgulayarak, eğilmeye bağlı ön gerilmeli çubukların L4-L5 lomber omurga segmentinin PPVE'sini nasıl etkilediğini analiz etmektir. Böylece literatürde bu konuyla ilgili bir eksik giderilmiştir. Ayrıca, bu SE modeli, PPVE'nin yorulma ömrü ve kırılma analizi çalışmaları gibi daha sonraki araştırmalar için temel bir araç olarak kullanılacaktır.



5. SONUÇ VE ÖNERİLER

5.1 Sonuç

Bu çalışmada posterior enstrümantasyonun farklı fizyolojik hareketler altında lomber omurga üzerindeki etkilerini detaylı bir şekilde incelemek adına özgün SE modelleri oluşturulmuştur. L4-L5 seviyesinde PPVE olan L1-L5 lomber omurga modeli ile PPVE sisteminin lomber omurganın füzyon öncesi/sonrası biyomekaniğini nasıl etkilediğini belirlenmiştir. Özellikle ekstansiyon ve lateral eğilme hareketlerinde komşu seviyedeki faset eklem kuvvetlerinin önemli ölçüde arttığı tespit edilerek PPVE'nin KSD'ye neden olabileceği ya da var olan KSD'yi arttırabileceğine dair hipotez desteklenmiştir. Ayrıca, füzyon öncesi lateral eğilme ve fleksiyon hareketinde PPVE üzerinde yüksek tepe Von Mises gerilmeleri meydana geldiği de tespit edilmiştir. Diğer bir yandan, L4-L5 enstrümantasyon seviyesinde farklı bükme aletleri ile şekillendirilmiş ve bu eğilmeye bağlı artık gerilmeye sahip çubukların L4-L5 lomber omurga segmentinin PPVE'sini nasıl etkilediği de analiz edilmiştir. Farklı yöntemlerle bükülmüş konturlu çubukların, omurları değil, sadece PPVE gerilmelerini etkilediği görülmüştür. Bir French bükücü tarafından bükülen artık gerilmeli konturlu çubukların, in-situ bükücü tarafından bükülenlere göre PPVE'de daha fazla gerilme artışına sebep olduğu tespit edilmiştir. Ek olarak, artık gerilmesi alınmış bir French bükücü tarafından bükülen konturlu çubuklar, düz çubuklara göre fleksiyon, ekstansiyon ve lateral eğilme hareketlerinde PPVE'deki gerilmeyi hafifçe azalttığı görülmüştür. Tüm bunların ışığında, oluşan daha yüksek gerilmelerin, lomber omurganın fizyolojik hareketlerinden dolayı sürekli olan yükler altında posterior enstrümantasyon kırılma riskini artıracağı söylenebilir. Bu bağlamda, konturlu çubuklarda meydana gelen artık gerilme kaynaklı gerilme artışlarının fizyolojik hareketler sırasında PPVE kırılma riskini artıracağı da söylenebilir. Oluşturulan bu söz konusu özgün SE modelleri ile lomber omurga biyomekaniği hakkında ardışık klinik deneyler yapmadan önce söz konusu çalışmalar için ön bilgi edinilmesine yardımcı olacaktır. Yapılan çalışma literatürde üzerinde durulmamış kısımlara odaklanarak bu konuyla ilgili literatürdeki eksikleri gidermek adına katkı sağlamıştır.

5.2 Gelecek Çalışmalar

Bu özgün SE modelleri ile çoklu segmentli PPVE, yapay disk implantasyonu ve farklı cerrahi teknikler gibi ileriki çalışmalar için temel bir araç oluşturulmuştur. L1-L5 modeline sacrum ve pelvis kısımları da eklenerek daha geniş kapsamlı araştırmalar yapılabilmesine imkân sağlayacaktır. Bu şekilde özellikle sagital ve lateral düzlemlerde oluşan omurga deformitelerine L1-L5 seviyelerindeki PPVE müdehaleleri ile yapılan tedaviler önceden analiz edilebilecektir. Söz konusu tedavilerde operasyon öncesinde hangi kısımların kritik olduğu, hangi kısımların en çok yük ve gerilmeye maruz kalacağı kolayca tespit edilebilecektir. Ek olarak, çoklu segmentli PPVE yapılarında kullanılacak olan üç boyutlu çubuk bükülmesinden kaynaklı artık gerilmeler modellenerek söz konusu modele eklenebilir. Böylece fizyolojik hareketlerdeki çoklu segmentli PPVE yapılarındaki kritik gerilmelere sahip durumlar daha detaylı şekilde tespit edilebilir. Ayrıca PPVE'nin yorulma ömrü ve kırılma analizi çalışmaları gibi daha sonraki araştırmalar için temel bir araç olarak da kullanılabilir.

KAYNAKLAR

- [1] **Hall, S.J.,** Basic Biomechanics. College of Health Sciences University of Delaware 6 Ed. (2011).
- [2] Makola, M.T., Cervical Spine Biomechanical Behavior and Injury (2011).
- [3] Xu, M., Yang, J., Lieberman, I.H., Haddas, R., (2017). Lumbar spine finite element model for healthy subjects: development and validation. *Comput Methods Biomech Biomed Engin.*, 20(1): 1-15.
- [4] Furlanetto T.S., Sedrez J.A., Candotti C.T., Loss J.F., (2018). Reference values for Cobb angles when evaluating the spine in the sagittal plane: a systematic review with meta-analysis. *Motricidade*, 14(2-3): 115-128.
- [5] Damasceno, L.H.F., Catarin, S.R.G., Campos, A.D., Defino H.L.A., (2006). Lumbar lordosis: a study of angle values and of vertebral bodies and intervertebral discs role. *Acta Ortop Bras*, 14(4): 193-8.
- [6] Skaf, G.S., Ayoub, C.M., Domloj, N.T., Turbay, M.J., El-Zein, C., Hourani, M.H., (2011). Effect of age and lordotic angle on the level of lumbar disc herniation. *Advances in orthopedics*, 2011: 950576.
- [7] Zhou, S.H., McCarthy, I.D., McGregor, A.H., Coombs, R.R.H., Hughes, S.P.F., (2000). Geometrical dimensions of the lumbar vertebrae-Analysis of data from digitised CT images. *Eur Spine J.*, 9(3): 242-248.
- [8] Ardatov, O., Maknickas, A., Alekna, V., Tamulaitienė, M., Kačianauskas, R., (2017) The finite element analysis of osteoporotic lumbar vertebral body by influence of trabecular bone apparent density and thickness of cortical shell. *Acta Mech Autom.*, 11(4): 285-292.
- [9] Mavrych, V., Bolgova, O., Ganguly, P., Kashchenko, S., (2014). Age-Related Changes of Lumbar Vertebral Body Morphometry. *Austin J Anat.*, 1(3): 1-7.
- [10] Ritzel, H., Amling, M., Pösl, M., Hahn, M., Delling, G., (1997). The thickness of human vertebral cortical bone and its changes in aging and osteoporosis: A histomorphometric analysis of the complete spinal column from thirty-seven autopsy specimens. *J Bone Miner Res.*, 12(1): 89-95.
- [11] Silva, M.J., Wang, C., Keaveny, T.M., Hayes, W.C., (1994). Direct and computed tomography thickness measurements of the human, lumbar vertebral shell and endplate. *Bone.*, 15(4): 409-414.
- [12] Ellingson, A.M., Shaw, M.N., Giambini, H., An, K.N., (2015). Comparative role of disc degeneration and ligament failure on functional mechanics of the lumbar spine. *Comput Methods Biomech Biomed Engin.*, 19(9): 1009-1018.
- [13] Bozkurt, C., Şenköylü, A., Aktaş, E., Sarikaya, B., Sipahioglu, S., Gurbuz, R., vd. (2018). Biomechanical Evaluation of a Novel Apatite-Wollastonite Ceramic Cage Design for Lumbar Interbody Fusion: A Finite Element Model Study. *Biomed Res Int.*, 11: 1-8.

- [14] Shahraki, N.M., Fatemi, A., Goel, V.K., Agarwal, A., (2015). On the use of biaxial properties in modeling annulus as a Holzapfel-Gasser-Ogden material. *Front Bioeng Biotechnol.*, 3(JUN): 1-9.
- [15] **Kurutz M.** *Finite element modelling of human lumbar spine*, In Finite Element Analysis. Sciyo, (2010).
- [16] Dreischarf, M., Zander, T., Shirazi-Adl, A., Puttlitz, C.M., Adam, C.J., Chen, C.S., vd. (2014). Comparison of eight published static finite element models of the intact lumbar spine: predictive power of models improves when combined together. *J Biomech.*, 47(8): 1757-1766.
- [17] **Faria, S.P.,** (2015). Biomechanical analysis of the human lumbar spine an experimental and computational approach thesis to obtain the master of science degree in biomedical engineering.
- [18] Naserkhaki, S., Arjmand, N., Shirazi-Adl, A., Farahmand, F., El-Rich, M., (2018). Effects of eight different ligament property datasets on biomechanics of a lumbar L4-L5 finite element model. *J Biomech.*, 70: 33-42.
- [19] Berton, A., Salvatore, G., Giambini, H., Ciuffreda, M., Longo, U.G., Denaro, V., vd. (2018). A 3D finite element model of prophylactic vertebroplasty in the metastatic spine: Vertebral stability and stress distribution on adjacent vertebrae. J Spinal Cord Med., 0(0): 1-7.
- [20] Coombs, D., Rao, M., Bushelow, M., Deacy, J., Laz, P., Rullkoetter, P., (2011). Simulation of Lumbar Spine Biomechanics Using Abaqus.
- [21] Tsouknidas, A., Michallidis, N., Savvakis, S., Anagnostidis, K., Bouzakis, K.D., Kapetanos, G., (2012). A finite element model technique to determine the mechanical response of a lumbar spine segment under complex loads. *J App Biomech.*, 28: 448-456.
- [22] **Ozmen, R.,** (2019). The design and performance investigation of an anti-fusion mobile disc prosthesis. PhD. thesis, Karabük University Press, Karabük.
- [23] Newell, N., Little, J.P., Christou, A., Adams, M.A., Adam, C.J., Masouros, S.D., (2017). Biomechanics of the human intervertebral disc: A review of testing techniques and results. *J Mech Behav Biomed Mater.*, 69: 420-434.
- [24] Marini, G., Ferguson, S.J., (2014). Modelling the influence of heterogeneous annulus material property distribution on intervertebral disk mechanics. *Ann Biomed Eng.*, 42(8): 1760-1772.
- [25] **Yin, L., Elliott, D.M.,** (2005) A homogenization model of the annulus fibrosus. *J Biomech.*, 38(8): 1674-1684.
- [26] **Panjabi, M.M., White, A.A.**, *Clinical biomechanics of the spine*. Kinematics of the Spine. Philadelphia, JB Lippincott Company (1990): 85-127.
- [27] Ben-Hatira, F., Saidane, K., Mrabet, A., (2012). A finite element modeling of the human lumbar unit including the spinal cord. J Biomed Sci Eng., 05(03): 146-152.
- [28] Galbusera, F., Bellini, C.M., Raimondi, M.T., Fornari, M., Assietti, R., (2008). Cervical spine biomechanics following implantation of a disc prosthesis. *Med Eng Phys.*, 30(9): 1127-1133.
- [29] Mustafy, T., Moglo, K., Adeeb, S., El-Rich, M., (2016). Injury mechanisms of the ligamentous cervical C2-C3 Functional Spinal Unit to complex loading modes: Finite Element study. *J Mech Behav Biomed Mater.*, 53: 384-396.
- [30] Panzer, M.B., Cronin, D.S., (2009). C4-C5 segment finite element model development, validation, and load-sharing investigation. J Biomech., 42(4): 480-490.
- [31] del Palomar, A.P., Calvo, B., Doblaré, M., (2008). An accurate finite element model of the cervical spine under quasi-static loading. J Biomech., 41(3): 523-531.
- [32] Ebara, S., Latridis, J.C., Setton, L.A., Foster, R.J., Mow, V.C., Weidenbaum, M., (1996) Tensile Properties of Nondegenerate Human Lumbar Anulus Fibrosus. *Spine.*, 21(4): 452-461.
- [33] Rao, M., Explicit Finite Element Modeling of the Human Lumbar Spine (2012).
- [34] Wang, K., Deng, Z., Wang, H., Li, Z., Zhan, H., Niu, W., (2017). Influence of variations in stiffness of cervical ligaments on C5-C6 segment. J Mech Behav Biomed Mater., 72(May): 129-137.
- [35] Zhang, Q.H., Teo, E.C., Ng, H.W., Lee, V.S., (2006). Finite element analysis of moment-rotation relationships for human cervical spine. J Biomech., 39(1): 189-193.
- [36] Naserkhaki, S., Jaremko, J.L., Adeeb, S., El-Rich, M., (2016). On the loadsharing along the ligamentous lumbosacral spine in flexed and extended postures: Finite element study. *J Biomech.*, 49(6): 974-982.
- [37] Lodygowski, T., Kakol, W., Wierszycki, M., Ogurkowska, M.B., (2005). Three-dimensional nonlinear finite element model of lumbar intervertebral disc. *Acta Bioeng Biomech.*, 7(2): 29-37.
- [38] Erbulut, D., Zafarparandeh, I., Hassan, C., Lazoglu, I. and Ozer, A., (2015). Determination of the biomechanical effect of an interspinous process device on implanted and adjacent lumbar spinal segments using a hybrid testing protocol: a finite-element study. *J Neurosurgery.*, 23(2): 1-9.
- [39] **Shrazi-Adl A.**, (1989). On the fibre composite material models of disc annuluscomparison of predicted stresses. *J. Biomech.*, 22(4): 357-365.
- [40] Oxland, T.R., (2016). Fundamental biomechanics of the spine-What we have learned in the past 25 years and future directions. *J Biomech.*, 49(6): 817-832.
- [41] Breau, C., Shirazi-Adl, A., de Guise, J., (1991). Reconstruction of a human ligamentous lumbar spine using CT images- A three-dimensional finite element mesh generation. Ann Biomed Eng., 19(3): 291-302.

- [42] Cholewicki, J., McGill, S.M., (1992). Lumbar posterior ligament involvement during extremely heavy lifts estimated from fluoroscopic measurements. *J Biomech.*, 25(1): 17-28.
- [43] Panjabi, M.M., Goel, V.K., 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.
- [44] Alapan, Y., Demir, C., Kaner, T., Guclu, R., Inceoğlu, S., (2013). Instantaneous center of rotation behavior of the lumbar spine with ligament failure. *J Neurosurg Spine*, 18(6): 617-626.
- [45] Hassan, C.R., Sciences, B., (2015). Finite Element Model Development of the Human Lumbar Spine and Dynamic Stabilization Device Analysis. MSc. thesis, Koç University Press, İstanbul.
- [46] **Rissanen, P.M.,** (1960). Pathology of The Supraspinous and Interspinous Ligaments of The Lumbar Spine With Special Reference. *Acta Orthopaedica Scandinavica Supplementum* No. XLVI.
- [47] Mahato, N.K., (2013). Anatomy of Lumbar Interspinous Ligaments: Attachment, Thickness, Fibre Orientation and Biomechanical Importance. Int J Morphol., 31(1): 351-355.
- [48] Biswas, J.K., Rana, M., Majumder, S., Karmakar, S.K., Roychowdhury, A., (2018). Effect of two-level pedicle-screw fixation with different rod materials on lumbar spine: A finite element study. *J Orthop Sci.*, 23(2): 258-265.
- [49] Klauß, J.R., Richter, M.J., Bergert, H., Braunschweig, R., Roehl, K., (2012). In vivo studies on flexion and extension of the lumbar spine after stabilisation with a non-fusion pedicle screw system. *Coluna/Columna*, 11(3): 195-199.
- [50] Yamamoto, I., Panjabi, M.M., Crisco, T., Oxland, T., (1989). Threedimensional movements of the whole lumbar spine and lumbosacral joint. *Spine* (Phila Pa 1976), 14(11): 1256-1260.
- [51] Panjabi, M.M., Oxland, T.R., Yamamoto, I., Crisco, J.J., (1994). Mechanical behavior of the human lumbar and lumbosacral spine as shown by three-dimensional load-displacement curves. J Bone Joint Surg Am., 76(3): 413-424.
- [52] Rohlmann, A., Neller, S., Claes, L., Bergmann, G., Wilke, H.J., (2001). Influence of a follower load on intradiscal pressure and intersegmental rotation of the lumbar spine. *Spine* (Phila Pa 1976), 26(24): E557-E561.
- [53] Guan, Y., Yoganandan, N., Moore, J., Pintar, F.A., Zhang, J., Maiman, D.J., vd. (2007). Moment-rotation responses of the human lumbosacral spinal column. *J Biomech.*, 40(9): 1975-1980.
- [54] Schilling, C., Krüger, S., Grupp, T.M., Duda, G.N., Blömer, W., 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.
- [55] **Zhang, H., Zhu, W.,** (2019). The path to deliver the most realistic follower load for a lumbar spine in standing posture: A finite element study

[published online ahead of print, 2019 Jan 7]. J Biomech Eng., 10.1115/1.4042438.

- [56] **Shirazi-Adl, A.**, (1994). Biomechanics of the lumbar spine in sagittal/lateral moments. *Spine* (Phila Pa 1976), 19(21): 2407-2414.
- [57] Chen, C.S., Cheng, C.K., Liu, C.L., Lo, W.H., (2001). Stress analysis of the disc adjacent to interbody fusion in lumbar spine. *Med Eng Phys.*, 23(7): 483-491.
- [58] Zander, T., Rohlmann, A., Bergmann, G., (2009). Influence of different artificial disc kinematics on spine biomechanics. *Clin Biomech*. (Bristol, Avon), 24(2): 135-142.
- [59] Little, J.P., de Visser, H., Pearcy, M.J., Adam, C.J., (2008). Are coupled rotations in the lumbar spine largely due to the osseo-ligamentous anatomy?--a modeling study [published correction appears in Comput Methods Biomech Biomed Engin. 2008 Apr;11(2):214]. Comput Methods Biomech Biomed Engin., 11(1): 95-103.
- [60] Chen, S.H., Zhong, Z.C., Chen, C.S., Chen, W.J., Hung, C., (2009). Biomechanical comparison between lumbar disc arthroplasty and fusion. *Med Eng Phys.*, 31(2): 244-253.
- [61] Moramarco, V., Pérez del Palomar, A., Pappalettere, C., Doblaré, M., (2010). An accurate validation of a computational model of a human lumbosacral segment. J Biomech., 43(2): 334-342.
- [62] Zander, T., Rohlmann, A., Burra, N.K., Bergmann, G., (2006). Effect of a posterior dynamic implant adjacent to a rigid spinal fixator. *Clin Biomech*. (Bristol, Avon), 21(8): 767-774.
- [63] Liu, C.L., Zhong, Z.C., Hsu, H.W., Shih, S.L., Wang, S.T., Hung, C., vd. (2011). Effect of the cord pretension of the Dynesys dynamic stabilisation system on the biomechanics of the lumbar spine: a finite element analysis. *Eur Spine J.*, 20(11): 1850-1858.
- [64] Pawlikowski, M., Skalski, K., Sowiński, T., (2013). Hyper-elastic modelling of intervertebral disc polyurethane implant. *Acta Bioeng Biomech.*, 15(2): 43-50.
- [65] Shrazi-Adl, A., Ahmed, A.M. and Shrivastava, S.C., (1986). Mechanical response of a lumbar motion segment in axial torque alone and combined with compression. *Spine.*, 11(9): 914-927.
- [66] Schmidt, H., Kettler, A., Heuer, F., Simon, U., Claes, L., Wilke, H.J., (2007). Intradiscal pressure, shear strain, and Fiber Strain in the Intervertebral Disc Under Combined Loading. *Spine.*, 32(7): 748-755.
- [67] **Benzel, EC.,** Biomechanics of spine stabilization. Thieme Publishers, New York, pp. 481-494, (2015).
- [68] Choi, J., Kim, S., Shin, D., (2016). Biomechanical comparison of spinal fusion methods using interspinous process compressor and pedicle screw fixation system based on finite element method. J Korean Neurosurg Soc, 59: 91-97.

- [69] Jain, P., Khan, M.R., (2020). Biomechanical study of lumbar spine (12-14) using hybrid stabilization device- a finite element analysis. *International Journal of Manufacturing, Materials, and Mechanical Engineering*, 10: 20-32.
- [70] Xu, M., Yang, J., Lieberman, I., Haddas, R., (2019). Stress distribution in vertebral bone and pedicle screw and screw-bone load transfers among various fixation methods for lumbar spine surgical alignment: a finite element study. *Medical Engineering and Physics*, 63:26-32.
- [71] Kang, K., Kim, H., Son, J., Yeom, J.S., Chun, H., (2015). Comparing an instrumented posterior fixation system with rigid and semi-flexible rods using finite element analysis. *Int J Precis Eng Manuf*, 16: 163-170.
- [72] Shin, D.S., Lee, K. and Kim, D., (2007). Biomechanical study of lumbar spine with dynamic stabilization device using finite element method. *Comput Aided Des*, 39: 559-567.
- [73] Ozalp, S.H., Ozkaya, M., Yaman, O., Demir, T., (2018). Biomechanical comparison of transdiscal fixation and posterior fixation with and without transforaminal lumbar interbody fusion in the treatment of L5– S1 lumbosacral joint. Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine, 232: 371-377.
- [74] Chen, C., Huang, C. and Shih, S., (2015). Biomechanical evaluation of a new pedicle screw-based posterior dynamic stabilization device (Awesome Rod System)- a finite element analysis. BMC Musculoskeletal Disorders, 16: 81.
- [75] Li, J., Wang, W., Zuo, R., Zhou, Y. (2019). Biomechanical stability before and after graft fusion with unilateral and bilateral pedicle screw fixation: finite element study. *World Neurosurgery*, 123: e228-e234.
- [76] Gomleksiz, C., Erbulut, D.U., Can, H., Kodigudla, M.K., Kelkar, A.V., Kasapoglu, E., vd. (2018). A new lumbar fixation device alternative to pedicle-based stabilization for lumbar spine In vitro cadaver investigation. *The Journal of Spinal Cord Medicine*, 43: 1-8.
- [77] Liang, Z., Cui, J., Zhang, J., He, J., Tang, J., Ren, H., vd. (2020). Biomechanical evaluation of strategies for adjacent segment disease after lateral lumbar interbody fusion Is the extension of pedicle screws necessary. *BMC Musculoskeletal Disorders*, 21: 117.
- [78] Mahar, A., Kim, C., Wedemeyer, M., Mitsunaga, L., Odell, T., Johnson, B., vd. (2007). Short-segment fixation of lumbar burst fractures using pedicle fixation at the level of the fracture. *Spine*, 32: 1503-1507.
- [79] Oktenoglu, T., Erbulut, D.U., Kiapour, A., Ozer, A.F., Lazoglu, I., Kaner, T., vd. (2015). Pedicle screw-based posterior dynamic stabilisation of the lumbar spine In vitro cadaver investigation and a finite element study. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 18: 1252-1261.
- [80] Ahn, Y.H., Chen, W.M., Lee, K.Y., Park, K.W., Lee, S.J., (2008) Comparison of the load-sharing characteristics between pedicle-based dynamic and rigid rod devices. *Biomed Mater*, 3: 044101.

- [81] Hsieh, Y.Y., Tsuang, F.Y., Kuo, Y.J., Chen, C.H., Chiang, C.J., Lin, J.L., (2020). Biomechanical analysis of single-level interbody fusion with different internal fixation rod materials: a finite element analysis. *BMC Musculoskeletal Disorder*, 21: 100.
- [82] Jiang, Y., Peng, X., Wang, Y., Fu, C., Sun, X., Zhang, K. (2015). Biomechanical analysis for low lumbar spine segment fusion with different cage locations. *Current Journal of Applied Science and Technology*, 6: 508-519.
- [83] Jiang, S., Li, W., (2019). Biomechanical study of proximal adjacent segment degeneration after posterior lumbar interbody fusion and fixation: a finite element analysis. *J Orthop Surg Res*, 14: 135.
- [84] Ozkaya, M., Demir, T., Yaman, O., Yaman, M.E., Ozalp, H., Dalbayrak, S., (2016). Experimental evaluation of the developmental mechanism underlying fractures at the adjacent segment. *World Neurosurgery*, 86: 199-209.
- [85] Perez-Orribo, L., Zucherman, J.F., Hsu, K.Y., Reyes, P.M., Rodriguez-Martinez, N.G., Crawford, N.R., (2016). Biomechanics of a posterior lumbar motion stabilizing device: in vitro comparison to intact and fused conditions. *Spine*, 41: E55-63.
- [86] Morozova, N.S., Kolbovsky, D.A., Kazmin, A.I., Kolesov, S.V., (2016). The use of nitinol rods in surgical treatment of degenerative scoliosis. 2.5year follow-up. *Coluna/Columna*, 15: 22-25.
- [87] Rohlmann, A., Burra, N.K., Zander, T., 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.
- [88] Elkhateeb, T., Mahmoud, A., (2016). Posterior Spinal Fixation with Fusion versus without Fusion in Treatment of Dorsolumbar and Lumbar Fractures. *Global Spine Journal*, 6(1_suppl), s-0036-1582678-s-0036-1582678.
- [89] Bono, C.M., Khandha, A., Vadapalli, S., Holekamp, S., Goel, V.K., Garfin, S.R., (2007). Residual sagittal motion after lumbar fusion: a finite element analysis with implications on radiographic flexion-extension criteria. *Spine*,32: 417-422.
- [90] <u>https://surgeryreference.aofoundation.org/spine/trauma/thoracolumbar/basic-technique/pedicle-screw-insertion</u> alındığı tarih: 21.08.2020
- [91] Nikkhoo, M., Lu, M.L., Chen, W.C., Fu, C.J., Niu, C.C., Lin, Y.H., vd. (2021). Biomechanical investigation between rigid and semirigid posterolateral fixation during daily activities: geometrically parametric poroelastic finite element analyses. *Front Bioeng Biotechnol*, 9: 646079.
- [92] Sia, U., Tan, B.B., Teo, Y.Y., Wong, C.C., (2019). Post-implantation deformation of titanium rod and cobalt chrome rod in adolescent idiopathic scoliosis. *Malays Orthop J.*,13: 14-19.
- [93] Shi, Z., Wang, G., Jin, Z., Wu, T., Wang, H., Sun, J., vd. (2020). Use of the sagittal Cobb* angle to guide the rod bending in the treatment of

thoracolumbar fractures: a retrospective clinical study. J Orthop Surg Res., 15: 574.

- [94] Acar, N., Karakasli, A., Karaarslan, A.A., Ozcanhan, M.H., Ertem, F., Erduran, M., (2016). The mechanical effect of rod contouring on rodscrew system strength in spine fixation. *J Korean Neurosurg Soc.*, 59: 425-429.
- [95] Demura, S., Murakami, H., Hayashi, H., Kato, S., Yoshioka, K., Yokagawa, N., vd. (2015). Influence of rod contouring on rod strength and stiffness in spine surgery. *Orthopedics*, 38: e520-523.
- [96] Tang, J.A., Leasure, J.M., Smith, J.S., Buckley, J.M., Kondrashov, D., Ames, C.P., (2013). Effect of severity of rod contour on posterior rod failure in the setting of lumbar pedicle subtraction osteotomy (PSO): a biomechanical study. *Neurosurgery*, 72: 276-282.
- [97] **Slivka, M.A., Fan, Y.K., Eck, J.C.,** (2013). The Effect of Contouring on Fatigue Strength of Spinal Rods: Is it Okay to Re-bend and Which Materials Are Best? *Spine Deform.*, 1: 395-400.
- [98] La Barbera, L., Ottardi, C., Villa, T., (2015). Comparative analysis of international standards for the fatigue testing of posterior spinal fixation systems: the importance of preload in ISO 12189. *Spine J.*, 15: 2290-2296.
- [99] Kim, K.D., Panchal, R., Moldavsky, M., Wang, W., Bucklen, B.S., (2020). Effects of pre-contoured and in situ contoured rods on the mechanical strength and durability of posterior cervical instrumentation: a finiteelement analysis and scanning electron microscopy investigation. *Spine Deform.*, 8: 569-576.
- [100] Anjum, Z., Qayyum, F., Khushnood, S., Ahmed, S., Shah, M., (2015). Prediction of non-propagating fretting fatigue cracks in Ti6Al4V sheet tested under pin-in-dovetail configuration: Experimentation and numerical simulation. *Materials and Design*, 87: 750-758.
- [101] **Zienkiewicz, O.C., Taylor, R.L.,** The Finite Element Method. McGrawHill, New York, NY, USA, (1989).
- [102] Lund, M.E., de Zee, M., Andersen, M.S., Rasmussen, J., (2012). On validation of multibody musculoskeletal models. *Proc Inst Mech Eng* H., 226(2): 82-94.
- [103] Drougkas, D., Karatsis, E., Papagiannaki, M., Chatzimoisiadis, S., Arabatzi, F., Maropoulos, S., Tsouknidas, A., (2018). Gait-specific optimization of composite footwear midsole systems, facilitated through dynamic finite element modelling. *Appl Bionics Biomech.*, 23: 2018:6520314.
- [104] Tsouknidas, A., Sarigiannidis, S.O., Anagnostidis, K., Michailidis, N., Ahuja, S., (2015). Assessment of stress patterns on a spinal motion segment in healthy versus osteoporotic bony models with or without disc degeneration: a finite element analysis. *Spine J.*, 15(3 Suppl): S17-S22.

- [105] Lavecchia, C.E., (2018). Combined numerical and morphological study of the lumbar spine: parametric finite element model and evaluation of dynamic implants. PhD. thesis, University of Birmingham, Birmingham.
- [106] Kim, H.J., Chun, H.J., Kang, K.T., Moon, S.H., Kim, H.S., Park, J.O., vd. (2012). The biomechanical effect of pedicle screws' insertion angle and position on the superior adjacent segment in 1 segment lumbar fusion. *Spine*, 37: 1637-1644.
- [107] Guo, L., Wang, Q., (2020). Biomechanical analysis of a new bilateral pedicle screw fixator system based on topological optimization. *Int. J. Precis. Eng. Manuf.*, 21: 1363-1374.
- [108] Kim, K., Park, W.M., Kim, Y.H., Lee, S., (2010). Stress analysis in a pedicle screw fixation system with flexible rods in the lumbar spine. Proc Inst Mech Eng H., 224(3): 477-485.
- [109] Chen, C.S., Chen, W.J., Cheng, C.K., Jao, S.H., Chueh, S.C., Wang, C.C., (2005). Failure analysis of broken pedicle screws on spinal instrumentation. *Med Eng Phys.*, 27(6): 487-496.
- [110] Heuer, F., Schmidt, H., Klezl, Z., Claes, L., Wilke, H.J., (2007). Stepwise reduction of functional spinal structures increase range of motion and change lordosis angle. *J Biomech.*, 40: 271-280.
- [111] Eldin, M.M., Ali, A.M., (2014). Lumbar transpedicular implant failure: a clinical and surgical challenge and its radiological assessment. *Asian Spine J.*, 8: 281-297.
- [112] Lindsey, C., Deviren, V., Xu, Z., Yeh, R.F., Puttlitz, C.M., (2006). The effects of rod contouring on spinal construct fatigue strength. *Spine J.*, 31: 1680-1687.
- [113] Nguyen, T.Q., Buckley, J.M., Ames, C., Deviren, V., (2011). The fatigue life of contoured cobalt chrome posterior spinal fusion rods. *Proc Inst Mech Eng H.*, 225: 194-198.



EKLER

EK 1: Literatürdeki anulus fibrozis malzeme özellikleri.



EK 1

Çizelge Ek 1 : Literatürdeki anulus fibrozis malzeme özellikleri.

	Zemin Maddesi (ZM)			Lifler (L)			
Malzeme Modeli	E (MPa)	v	Sabit	E (MPa)	v	Eleman Tipi	Ref.
Doğrusal elastik, izotropik, sadece gerilmeli elastik lifler	2	0.45	-	500	-	GS: 8 nod tuğla elemanlar F: Kablo elemanlar	[15]
	2	0.499	-	550	0.3	GS: 20 nod tuğla elemanlar F: Kiriş elemanlar	[28]
	2.5	0.45	-	500	0.35	GS: 8 nod tuğla elemanlar F: Kiriş elemanlar	[29]
	3.4	0.4	-	-	-	GS: 8 nod tuğla elemanlar F: -	[36]
	4	0.4		45	-	GS: 8 nod tuğla elemanlar F: Kiriş elemanlar	[38]
	4	0.4	-	500	0.35	GS: 8 nod tuğla elemanlar F: Kablo elemanlar	[15]
	4	0.45	-	500	0.3	GS: 20 nod tuğla elemanlar F: Kablo elemanlar	[15]
	4	0.45	-	500/400/300	0.3	GS: 20 nod tuğla elemanlar F: Kablo elemanlar	[15]
	4.2	0.45	-	450	-	GS: 20 nod tuğla elemanlar F: 2 nod elemanlar	[13, 15]
	4.2	0.45	-	450	0.3	GS: 8 nod tuğla elemanlar F: 2 nod elemanlar	[15, 16]
	4.2	0.45	-	175	-	GS: 8 nod tuğla elemanlar F: 2 nod elemanlar	[15]
	4.2	0.45	-	550/485/420 /360	0.3	GS: 8 nod tuğla elemanlar F: Kiriş elemanlar	[15]
	4.2	0.45	-	655/655/576 /576/504/504 /426/426	0.3	GS: 4 nod dörtyüzlü elemanlar F: Yüzey elemanlar	[17]

	4.2	0.45	-	550/495/440 /420/385/360		GS: 20 nod tuğla elemanlar F: Kiriş elemanlar	[21]
	8	0.45	-	550/485/420 /360	-	GS: 8 nod tuğla elemanlar F: 2 nod elemanlar	[15]
Doğrusal elastik, izotropik, sadece gerilmeli	10	0.4	-	550/495/440 /420/385/360	0.3	GS: 10 nod dörtyüzlü elemanlar F: Kablo elemanlar	[15]
elastik lifler	4.2	0.45	-	Doğrusal olmayan	-	GS: 8 nod tuğla elemanlar F: 2 nod elemanlar	[15]
	4.2	0.45	-	500	-	GS: 8 nod dörtyüzlü elemanlar F: Kablo elemanlar	[15]
Hiperelastik, doğrusal olmayan, dışa doğru sertleşen lifler	3.15	0.45	-	-	-	GS: 8 nod tuğla elemanlar F: Yay elemanlar	[15]
	-	-	Mooney- Rivlin C10 = 0.13 C01 = 0.03 D = 0.6	110	0.3	GS: 8 nod tuğla elemanlar F: Kiriş elemanlar	[34]
Hipprologtik	-	-	$\begin{array}{c} \text{Mooney-}\\ \text{Rivlin}\\ \text{C10}=0.18\\ \text{C01}=0.05 \end{array}$	-	-	GS: 8 nod tuğla elemanlar F: Yay elemanlar	[15, 37]
matris, doğrusal elastik, sadece	-	-	$\begin{array}{c} \text{Mooney-}\\ \text{Rivlin}\\ \text{C10}=0.18\\ \text{C01}=0.045 \end{array}$	Doğrusal olmayan	-	GS: 8 nod tuğla elemanlar F: Yay elemanlar	[15, 16, 18]
gerilmeli lifler	-	-	$\begin{array}{c} \text{Mooney-}\\ \text{Rivlin}\\ \text{C10}=0.42\\ \text{C01}=0.105 \end{array}$	Doğrusal olmayan	-	GS: 8 nod tuğla elemanlar F: -	[16]
	-	-	$\begin{array}{c} \text{Mooney-}\\ \text{Rivlin}\\ \text{C10}=0.56\\ \text{C01}=0.14 \end{array}$	Doğrusal olmayan	-	GS: 8 nod tuğla elemanlar F: -	[16]
	-	-	$\begin{array}{c} \text{Mooney-}\\ \text{Rivlin}\\ \text{C10}=0.7\\ \text{C01}=0.2 \end{array}$	Doğrusal olmayan	-	GS: 8 nod tuğla elemanlar F: -	[15, 16]

Çizelge Ek 1 : (devam) Literatürdeki anulus fibrozis malzeme özellikleri.

Hiperelastik matris, doğrusal elastik, sadece gerilmeli lifler	-	-	Yeoh C10 = 0.014 C20 = -0.02 C30 = 0.04	Doğrusal olmayan	-	GS: 8 nod tuğla elemanlar F: -	[16]
	-	-	Mod-Yeoh C10 = 0.04 C20 = 0.06 K = 9.52	Sürekli	-	GS: 8 nod tuğla elemanlar F: -	[24]
	-	-	Neo- Hookean C10 = 0.25 D = 0.78	110-71.5	0.4	GS: 8 nod tuğla elemanlar F: Kiriş elemanlar	[12, 19]
	-	-	Neo- Hookean C10 = 0.25 D = 0.30	Doğrusal olmayan	-	GS: 8 nod tuğla elemanlar F: Yay elemanlar	[20]
		-	Neo- Hookean C10 = 0.35 D = 0.30	550-357	0.3	GS: 8 nod tuğla elemanlar F: Yay elemanlar	[16, 39]
	-		HGO C10 = 0.85 K1 = 2.8 K2 = 90	Sürekli		GS: 8 nod tuğla elemanlar F: -	[26]
	-	-	HGO C10 = 0.1 C20 = 2.5 K1 = 1.8 K2 = 11 D = 0.306	Sürekli	-	GS: 8 nod tuğla elemanlar F: -	[15]
	_	-	$\begin{array}{c} HGO\\ AO\\ C10 = 0.093\\ K1 = 253.18\\ K2 = 569.69\\ D = 2.2656\\ AI\\ C10 = 0.091\\ K1 = 259.68\\ K2 = 905.17\\ D = 2.5946\\ PO\\ C10 = 0.0093\\ K1 = 759.46\\ K2 = 331.76\\ D = 1.0321\\ PI\\ C10 = 0.5383\\ K1 = 485.82\\ K2 = 500.45\\ D = 489.18\\ \end{array}$	Sürekli	-	GS: 8 nod tuğla elemanlar F: -	[22]

Çizelge Ek 1 : (devam) Literatürdeki anulus fibrozis malzeme özellikleri.

Hiperelastik matris, doğrusal elastik, sadece gerilmeli lifler	-	-	$\begin{array}{c} HGO\\ A\\ C10 = 0.4014\\ K1 = 179.3\\ K2 = 421.8\\ D = 0.4603\\ \kappa = 0.0646\\ L\\ C10 = 0.6152\\ K1 = 18.8\\ K2 = 648.0\\ D = 0.2894\\ \kappa = 0.1767\\ P\\ C10 = 1.5715\\ K1 = 12.2\\ K2 = 39.7\\ D = 9.2044\\ \kappa = 0.0763\\ \end{array}$	Sürekli	-	GS: 8 nod tuğla elemanlar F: -	[34]
		-	$\begin{array}{c} HGO\\ AO\\ C10 = 1.7493\\ C20 = 47.4827\\ K1 = 10.0\\ K2 = 169.81\\ D = 0.57\\ AI\\ C10 = 1.2813\\ C20 = 7.1669\\ K1 = 100.0\\ K2 = 58.9213\\ D = 0.78\\ PO\\ C10 = 0.91\\ C20 = 0.0564\\ K1 = 10.0\\ K2 = 32.1378\\ D = 1.1\\ PI\\ C10 = 0.1650\\ C20 = 0.0\\ K1 = 10.0\\ K2 = 32.1024\\ D = 6\end{array}$	Sürekli		GS: 8 nod tuğla elemanlar F: -	[32]
Viskoelastik, doğrusal olmayan elastik lifler	8	0.45	-	-	-	GS: 20 nod tuğla elemanlar F: Yay elemanlar	[15]
Poroelastik, doğrusal olmayan elastik lifler	2.5	0.4	-	-	-	GS: 8 nod tuğla elemanlar F: Kiriş elemanlar	[15]
	2.5	0.1	-	-	-	GS: 8 nod tuğla elemanlar F: Kiriş elemanlar	[15]
Poroelastik, doğrusal elastik lifler	2.5	0.17	-	60	0.33	GS: 8 nod tuğla elemanlar F: Kiriş elemanlar	[15]

Çizelge Ek 1 : (devam) Literatürdeki anulus fibrozis malzeme özellikleri.