

AD SOYAD
DERYA AYDIN

ÜNİVERSİTE
KOCAELİ
SAĞLIK VE
TEKNOLOJİ
ÜNİVERSİTESİ

İLİOPSOAS KAS HİPERTROFİSİNİN LOMBER OMURGA
ÜZERİNDE BİYOMEKANİK ETKİLERİ:
SONLU ELEMENLAR ANALİZ ÇALIŞMASI

KOCAELİ SAĞLIK VE TEKNOLOJİ ÜNİVERSİTESİ
LİSANSÜSTÜ EĞİTİM ENSTİTÜSÜ

DERYA AYDIN

TEZ DANIŞMANI: Prof. Dr. Halil Atmaca

YÜKSEK LİSANS TEZİ

SAĞLIK BİLİMLERİ

FİZYOTERAPİ VE REHABİLİTASYON

27 OCAK 2025

İLİOPSOAS KAS HİPERTROFİSİNİN LOMBER OMURGA ÜZERİNDE
BİYOMEKANİK ETKİLERİ:
SONLU ELEMANLAR ANALİZ ÇALIŞMASI

KOCAELİ SAĞLIK VE TEKNOLOJİ ÜNİVERSİTESİ LİSANSÜSTÜ
EĞİTİM ENSTİTÜSÜ

DERYA AYDIN

YÜKSEK LİSANS/FİZYOTERAPİ VE REHABİLİTASYON

27 OCAK 2025

ONAY SAYFASI



ORJİNALLİK SAYFASI



ABSTRACT

BIOMECHANICAL EFFECTS OF ILIOPSOAS MUSCLE HYPERTROPHY ON THE LUMBAR SPINE: FINITE ELEMENT ANALYSIS STUDY

Sur name, Name: DERYA AYDIN

Supervisor: PROFESÖR DOKTOR HALİL ATMACA

2025, 32 pages

In our study; lumbar 1-5, sacral vertebrae, pelvis, femur, iliopsoas, multifidus; were modeled with SolidWorks ® slime program in accordance with the original anatomical structures. As a reference, a computerized tomography image of a 33-year-old, 175 cm tall, 75 kg individual who had no previous trauma or surgery; who did not have any chronic disease was taken as the basis. According to this model; 4 separate models were created in order to monitor the effects of the differences in the balance of iliopsoas and multifidus muscle strengths on the discs and facets. The reference model (model 1) where both muscle strengths were modeled as normal, the multifidus muscle was at normal reference values and the iliopsoas was strengthened by 30% (hypertrophy), and the model 2 where both muscle groups were strengthened by 30% (hypertrophy). Hypertrophic model 3, in which it is simulated, and finally the multifidus atrophic iliopsoas hypertrophied model 4 was created. Maximum equivalent stress measurement was selected as lumbar 1 and 5 facets, lumbar 4-5, lumbar 5-sacral 1 for discs. The highest values were accepted as the loading of that level and structure without making any right-left distinction. Sequential axial loads and 5 N/ m rotational force were applied to the models starting with 100 Newton (N), increasing up to 500 N and then decreasing again. In addition, combined loading was applied as flexion - extension - rotation. The stresses observed in all these structures were analyzed. In the analyzes, the reaction forces formed on the intervertebral disc and facet joints and the maximum equivalent stresses (MEG) acting on these regions

were evaluated in terms of Newton (N) /mm², ^{i.e.} Megapascal (MPa). The reaction forces were obtained vectorially in terms of N. MEGs affecting the discs show that the L5-S1 disc is exposed to more tension than L4-5 and the loading is much higher than flexion-extension. No significant difference was found between these two disc levels in terms of rotational and cyclic loading. In cases where the psoas and multifidus muscles are hypertrophied at the same time, there was a decrease in MEGs at both levels, especially in flexion and extension, more pronounced in the L5-S1 disc compared to the reference model. However, the highest loading was observed in flexion. It was observed that it was in the L5-S1 disc in the model where the multifidus was weak and the iliopsoas was strong (Model 4).

Keywords: İliopsoas, multifidus, lumbal 3-4-5, sacral 1 faset junction, lumbal 3-4-5, sacral 1 intervertebral disc, hip flexör

ÖZ

İLİOPSOAS KAS HİPERTROFİSİNİN LOMBER OMURGA ÜZERİNDE BİYOMEKANİK ETKİLERİ: SONLU ELEMENLAR ANALİZ ÇALIŞMASI

DERYA AYDIN

YÜKSEK LİSANS SAĞLIK BİLİMLER FİZYOTERAPİ VE
REHABİLİTASYON ANABİLİM DALI

Tez Danışmanı: Profesör Doktor Halil ATMACA

Ocak 2025, 28 Sayfa

Çalışmamızda; lomber 1-5, sakral omurlar, pelvis, femur, iliopsoas, multifidus; SolidWorks® yazılım programı ile orijinal anatomik yapılara uygun olarak modellenmiştir. Referans olarak daha önce travma veya cerrahi geçirmemiş; herhangi bir kronik hastalığı olmayan 33 yaşında 175 cm boyunda 75 kilo bir bireyin bilgisayarlı tomografi görüntüsü baz alınmıştır. Bu modele göre; iliopsoas ve multifidus kas güçlerinin dengesi açısından farklılıkların diskler ve fasetler üzerindeki etkisini izlemek amacı ile 4 ayrı model oluşturuldu. Sırası ile her iki kas gücünün normal olarak modellendiği referans model (model 1), multifidus kasının normal referans değerlerde olduğu ve iliopsoasın %30 güçlendirildiği (hipertrofi) model 2, her iki kas grubunun da hipertrofik simüle edildiği model 3 ve son olarak da multifidusun atrofik iliopsoasın hipertrofik olduğu model 4 oluşturuldu. Maksimum eşdeğer gerilim ölçümü lumbal 1 ve 5 fasetleri, disklerde ise lumbal 4-5, lumbal 5 sakral 1 olarak seçildi. Sağ sol ayrımı yapılmadan en yüksek değerler o seviye ve yapının yüklenmesi olarak kabul edildi. Modellere 100 Newton (N) ile başlayıp 500 N'a kadar artan ve sonrasında tekrar azalan, ardışık aksiyal yük ve 5 N/m'lik dönme kuvveti uygulanmıştır. Ayrıca yüklenmeler; fleksiyon-ekstansiyon-rotasyon olacak şekilde kombine yüklenme yapılmıştır. Tüm bu yapılarda izlenen gerilmeler analiz edilmiştir. Analizlerde, intervertebral disk ve faset eklemler üzerine oluşan reaksiyon

kuvvetleri ve bu bölgelere etki eden maksimum eşdeğer gerilmeler (MEG) Newton (N) /mm² yani Megapascal (MPa) cinsinden değerlendirilmiştir. Reaksiyon kuvvetleri ise vektörel olarak N cinsinden elde edildi. Diskler üzerine etki eden MEG'ler L5-S1 diskinin L4-5 e göre daha fazla gerilime maruz kaldığı ve yüklenmenin fleksiyon pozisyonunda ekstansiyon pozisyonundan çok daha fazla olduğu görülmektedir. Bu iki disk seviyesi arasında rotasyonel ve siklik yüklenmeler açısından belirgin bir fark bulunmadı. Psoas ve multifidus kaslarının aynı anda hipertrofik olduğu durumlar referans model ile kıyaslandığında L5-S1 diskinde daha belirgin olmak üzere her iki seviyede de özellikle fleksiyon ve ekstansiyonda MEG'lerde azalma olmuştur. Fakat en çok yüklenmenin fleksiyonda multifidusun zayıf iliopsoasın güçlü olduğu modelde (Model 4), L5-S1 diskinde olduğu görülmüştür.

Keywords: İliopsoas, multifidus, lumbal 3-4-5, sakral 1 faset eklem, lumbal 3-4-5, sakral 1 intervertebral disk, kalça fleksörü

İÇİNDEKİLER

ABSTRACT.....	iii
ÖZ.....	v
1. GİRİŞ.....	1
2. ANATOMİ	2
2.1. KEMİK YAPILAR.....	2
2.2. LİGAMENTLER	5
2.3. İNTERVERTEBRAL DİSK	8
2.4. END PLATE.....	11
2.5. KONTRAKTİL YAPILAR.....	12
3. GEREÇ VE YÖNTEM	18
3.1. Materyal metot.....	18
3.1.1 Üç Boyutlu (3D) Modelin Oluşturulması	18
3.1.2 Kasların Modellenmesi.....	20
3.1.4. Sınır şartları	22
4. BULGULAR.....	24
5. TARTIŞMA.....	27
6. ÇIKARIMLAR	29
Kaynakça	31

ŞEKİLLER

Şekil 1: Tipik bel vertebraının sol yan, üstten, önden görünüşü	2
Şekil 2: Omurganın arkadan görünüşü ve Articulatio Zygapophysialis ve yönleri	4
Şekil 3: Ligamentum Longitudinale Anterior, Transvers Proces, İntervertebral Disk şekilde gösterilmiştir	5
Şekil 4: Ligamentum Longitudinale Posterior ve temas yüzeyleri şekilde gösterilmiştir	6
Şekil 5: Ligamentum Flavum ve temas yüzeyleri şekilde gösterilmiştir	7
Şekil 6: İntervertebral Diskin ön yarısı ve uç katmanın sağ yarısı kaldırılmış şekilde ön-üstten görünüş. Dış fibröz halka Annulus Fibrosus ve jole kıvamında Nucleus Pulposus, END-PLATE	9
Şekil 7: Annulus Fibrosusun çapraz lifleri ve diskin önden görüntüsü	10
Şekil 8: Musculus Transesospinalis Kasları: mm.rotatores, mm.multifidus, m. semispinalis	13
Şekil 9: Musculus Psoas ve m.ilicacus kasları	16
Şekil 10. MIMICS yazılımında veriler kullanılarak üç boyutlu modelin oluşturulması	18
Şekil 11. Lomber omurga 3 boyutlu katı modeli	19
Şekil 12. Referans Modelin Ağ Yapısı	21
Şekil 13. Diskler üzerinde oluşan maksimum eşdeğer gerilmeler (MEG) (MPa)	25
Şekil 14. Yüklenme tiplerine göre diskler üzerinde oluşan maksimum eşdeğer gerilmeler (MEG) (MPa).....	26

TABLÖLAR

Tablo 1. Malzeme özellikleri	22
Tablo 2. Faset eklemler üzerinde oluşan reaksiyon kuvvetleri (N)	24
Tablo 3. Faset eklemler üzerinde oluşan maksimum eşdeğer gerilmeler (MEG) (MPa).....	24
Tablo 4. Diskler üzerinde oluşan maksimum eşdeğer gerilmeler (MEG) (MPa)	24



1. GİRİŞ

Bel ağrısı, çalışan ve çalışmayan birçok insanın hayatının bir bölümünde yaşadığı; günlük yaşam aktivitelerini ve iş hayatlarındaki hareket alanını bazen ciddi boyutlara ulaşacak kadar azaltan bir durum olmakla beraber dünya çapında görülme sıklığı yüksek orana sahip olan bir halk sağlığı sorunudur [1]. Bu durum ekonomik açıdan toplum, işveren, devlet için bir harcama kalemi haline gelmiştir. Bel ağrısı insidansının düşürülmesi; işe gidememe ve üretim kaybı, yapılan direkt ve indirekt harcamaların azaltılması konusunda etkili olacaktır [2]. Aynı zamanda bel ağrısının kişilerin sosyal ve psikolojik durumunu da olumsuz etkilediği bilinmektedir.

Bel ağrılarının büyük çoğunluğu mekanik kaynaklı olup omurga ile etrafındaki yapıların aşırı kullanılması, zorlanması ya da travmatize olması neticesinde gelişen klinik tablo, mekanik bel ağrısı olarak adlandırılmaktadır [3], [4], [5]. Mekanik Bel ağrısının nedenlerini, yaşanan travma, aşırı kullanım veya zorlanmalar sonucu lomber bölgedeki çevre kasların aktive düzeyine ve çeşidine göre değişen sayısız kombinasyondaki kas imbalansları olarak genelleyebiliriz.

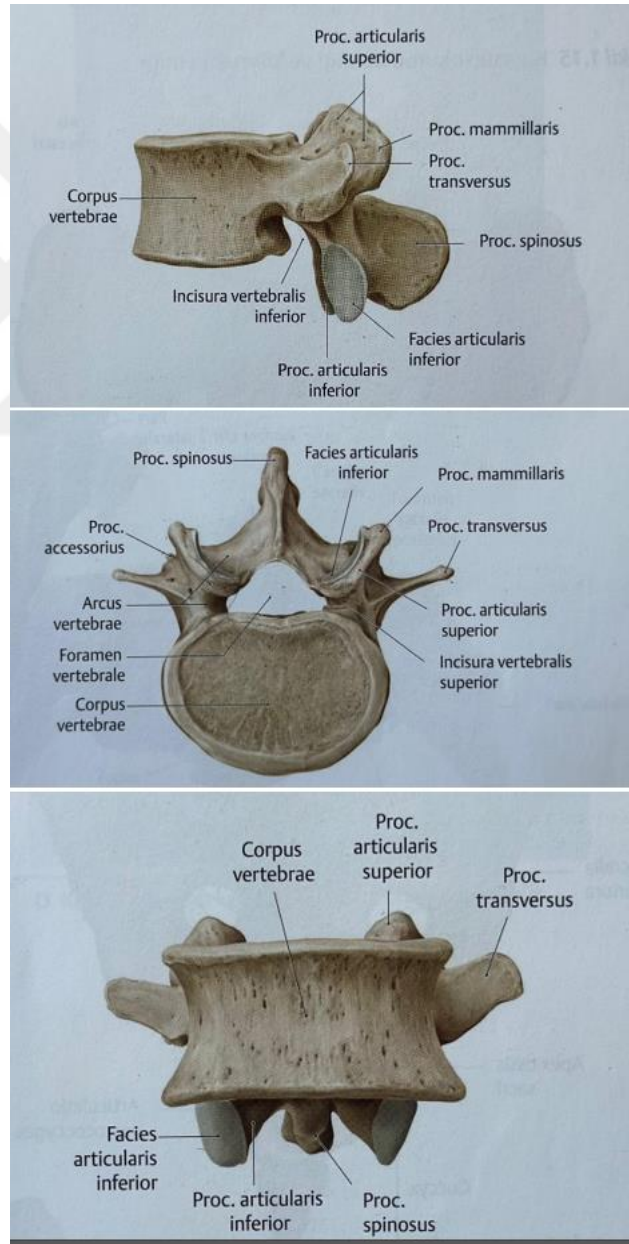
Fortin ve ark (referans) yayınladıkları sistematik derlemede bel ağrısı olan hastalar ile kontrol hastaları arasındaki paraspinal kas morfolojisindeki farklılıkları araştırmış; sonuç olarak kronik bel ağrılı hastalarda paraspinal kasların kontrol grubu hastalarına göre önemli ölçüde daha küçük olduğunu göstermişlerdir [6]. Fakat bu çalışmada omurgayı anteriordan destekleyen kasların omurga stabilizasyonu ve bel ağrısı üzerine etkileri araştırılmamıştır.

Aynı eklem bölgesini etkileyen antagonist kasların birbirlerine oransal kas gücü farklılıklarının kas iskelet sistemleri üzerine stres dağılımını etkilemesi prensibinden yola çıkarak bu çalışmadaki hipotezimiz; iliopsoas ve lomber multifidus kas güçleri arasındaki oransal dağılımın iliopsoas lehinde değişmesinin lomber fasetler ve diskler üzerinde maksimum eş değer gerilimin (MEG) artışına sebep olduğudur. Bu çalışmanın amacı sonlu elemanlar analiz yöntemi kullanılarak elde edilen üç boyutlu omurga ve pelvis modelleri üzerinden yapılan analizlerde iliopsoas kas hipertrofinin; intervertebral disk basıncı ve lomber biyomekanik üzerine olan etkilerini araştırmaktır.

2. ANATOMİ

2.1. KEMİK YAPILAR

Lomber bölgede 5 tane vertebra bulunmakla beraber; bu vertebralar servikal ve torakal bölgede bulunan omurlardan yapı olarak farklılık gösterirler. Bel omurları gövdenin diğer bölümlerine göre daha fazla yük aldıkları için boyun ve sırt bölgesindekilere göre daha iridir. Son lumbal vertebra doğaldır ki en iri vertebradır. Ayrıca; kendi içlerinde de alt vertebralara indikçe aynı durum devam etmektedir [7].



Şekil 1: Tipik bel vertebrasının sol yan, üstten, önden görünüşü [8]

Vertebra gövdelerinin lateral kenarlarının birbirine olan uzaklıklar, ön arka uzaklığa göre daha büyük olması nedeni ile enine geniş bir yapıya sahiptir. Pediküllerin kısa ve kalın yapısı ile dikkat çekerken yine kalın ve enine kesitte daha geniş olan laminalar birleşerek arka kısımda processus (proc.) spinosus oluşturur. Proc. Spinuslar gövdenin üst kısımlarına göre daha kısa ve yatay doğrultudadır. Pediküller ve laminaların dorsalde birleşme noktasında ise yukarı ve aşağı yönde bakan processus articularis superior ve inferior bulunmaktadır [9].

Proc. articularis superior eklem yüzeylerinin yönü kranial - posteromedialdedir ve konkav kaideye göre hareket eder. Processus articularis inferior ise kaudal-posterolateral yöndedir ve yine konkav kaideye göre hareket eder [10].

Lomber vertebrada processus transversalisler aynı zamanda literatürde proc. costalis olarak da bilinmektedir, bunun sebebi ise torakal bölgede olan kostaların eklem yüzeylerinin devamı olabileceği ihtimalidir. Fakat burada kosta ile eklem yapacak bir yüzey bulunmamaktadır [11].

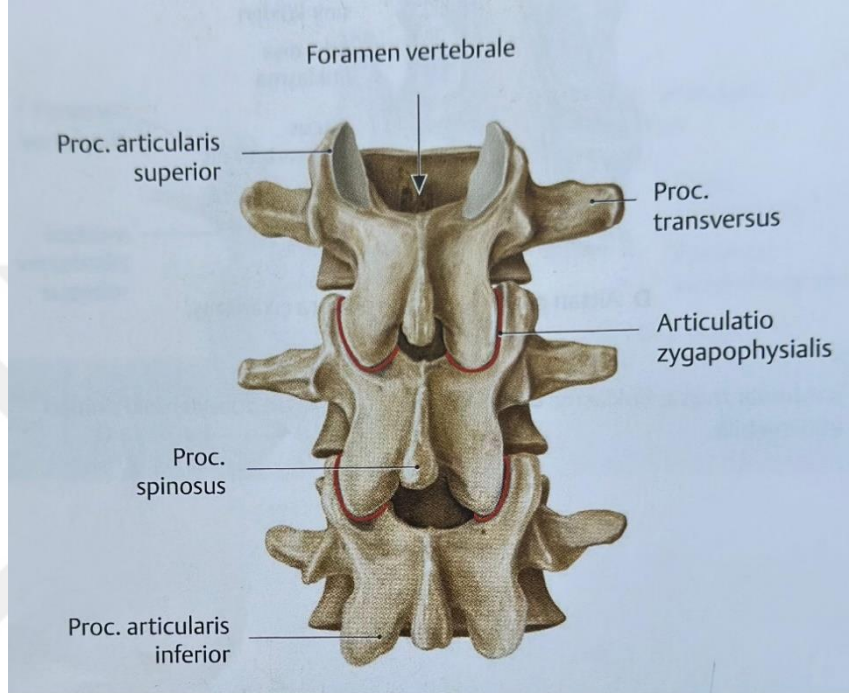
Lomber 1. , 2. , 3. vertebraları proc. transversalisleri daha laterale kadar uzanmakta ilaveten, L3 processus en uzun prosesdir ve silindirik tiptedir. Lumbal 4. Ve 5. vertebraların ise daha kısa ve piramit şeklindedir. Bu transvers prosesler üzerinde de processus mamillaris, accessorius; lumbal omurları diğerlerinden ayıran bir farklılıktır [12].

Vertebraların eklemlerine baktığımız zaman ise iki farklı çeşitte eklem görülmüştür; bunlardan birincisi; iki vertebrayı bir segment haline getiren symphysis intervertebralis diğeri ise articularis zygapophysialdir.

-Symphysis intervertebralis: Vertebraların üst ve alt yüzeyleri ince bir kıkırdak tabaka ile örtülüdür (END-PLATE) ve iki omur arasını dolduran bir diskal yapı bulunmaktadır.

- Articularis zygapophysialis: Proc. articularis superior ve inferiorun oluşturduğu faset eklemlerdir. Burada kıkırdak ve kapsüler bir yapıdan bahsetmek de mümkündür. Bu kapsüler yapı içerisinde sinovial kıvrımlar bulundurulur ve bu kıvrımlar duruma bağlı olarak ödem ile dolabilir sonuçta spinal sinire kompresyon yapabilir [13]. Faset eklemlerin görevlerinde ise; hareketin yönüne karar verme ve hareket esnasında omurların yer değiştirmesini engellemektir. Özellikle rotasyonel

kuvvetlerin sınırlandırılmasında görev alan faset eklemler; aksiyal yükünde bir kısmını almaktadır [14]. Faset ve disk hareket boyunca organize bir şekilde hareket ederler ve aldıkları yük de pozisyonel olarak değişiklik gösterebilirler. Bu durumda faset eklemdaki herhangi bir aksama disk; diskte bir aksama ise faset eklemleri etkileyecek demek doğru bir varsayım olacaktır.



Şekil 2: Omurganın arkadan görünüşü ve Articularis Zygapophysialis yönleri kırmızı ile gösterilmiştir [8]

Hareketler incelendiğinde fleksiyon ve ekstansiyon yönündeki hareketlerde faset eklemler her iki tarafta kayma yaparken; lateral fleksiyon hareketlerinde tek taraflı kayma yapmaktadır. Rotasyon ise eklemlerde bir tarafın kompresyona uğraması; diğer tarafın ise traksiyona uğraması ile sonuçlanır.

Rotasyon esnasında limitleyici kuvvet eklem yüzeyinden gelirken; hiperfleksiyonda ise limit kapsüller dirençte gelir [13].

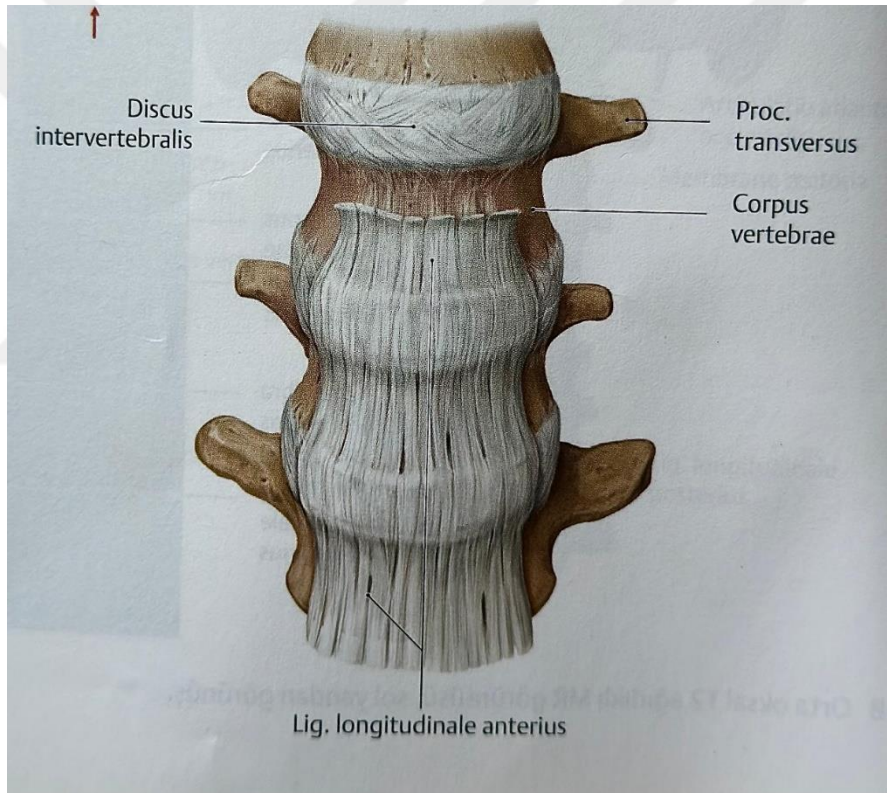
Hareket limitleme konusunda bir diğer eleman grubu ise ligamentlerdir. Ligamentler hem hareket boyunca ve son noktasında bir sınırlama ve stabilizasyon sağlarken hem de üzerinde bulunan proprioseptif reseptörler sayesinde pozisyonel algıya da yardımcı olur.

2.2. LİGAMENTLER

Ligamentler longitudinal ve segmental bağlar olarak iki gruba ayrılırlar.

-Longitudinal Bağlar:

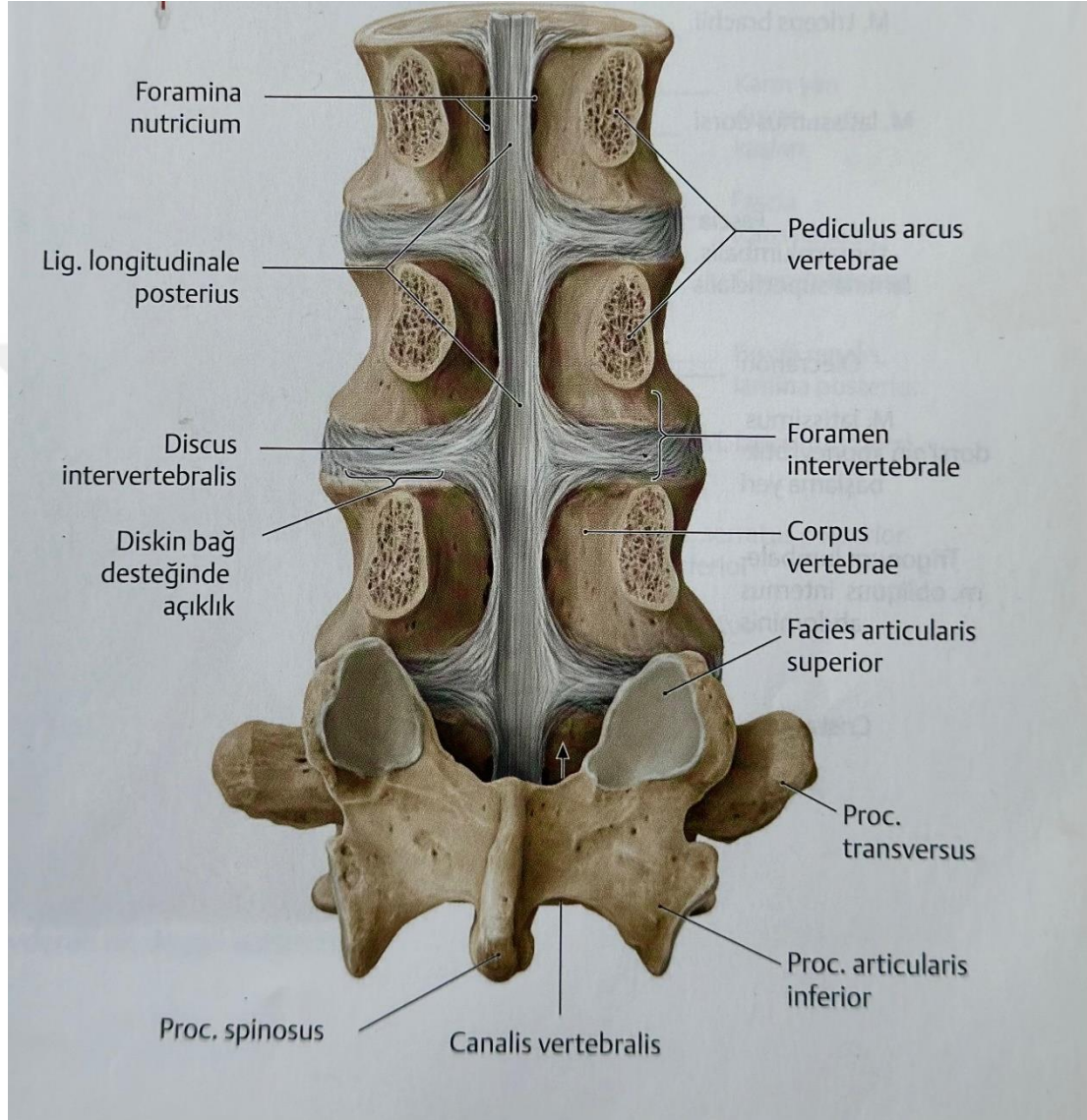
-Anterior Longitudinal Ligament: Çift katlı yapıya sahip olan bu bağ yüzeyde uzunlamasına devam ederken; derin lifleri disklere dallar verir. Vertebraların anterior yüzeylerine sıkıca tutunurken; intervertebral disk aralığında serbest şekilde tutunarak anulus fibrosusa destek kuvvet sağlar. Hiperekstansiyon hareketi için de önemli bir limit belirleyicidir.



Şekil 3: Ligamentum Longitudinale Anterior, Transvers Proses, İntervertebral Disk şekilde gösterilmiştir [8]

-Posterior Longitudinal Ligament: Vertebranın dorsal yüzünden ilerleyen bağ laterale dallar vererek anulus fibrosusun lateral destekçiliğini yapar. Yapısal olarak alt

segmentlere indikçe genişlik bakımından daralır özellikle lumbal 5 ve sakral 1. seviye oldukça zayıftır. Bu durum disk hernisini artıran faktörler arasında yer almaktadır. Limit belirleyici olduğu hareket ise hiperfleksiyondur [15], [16].

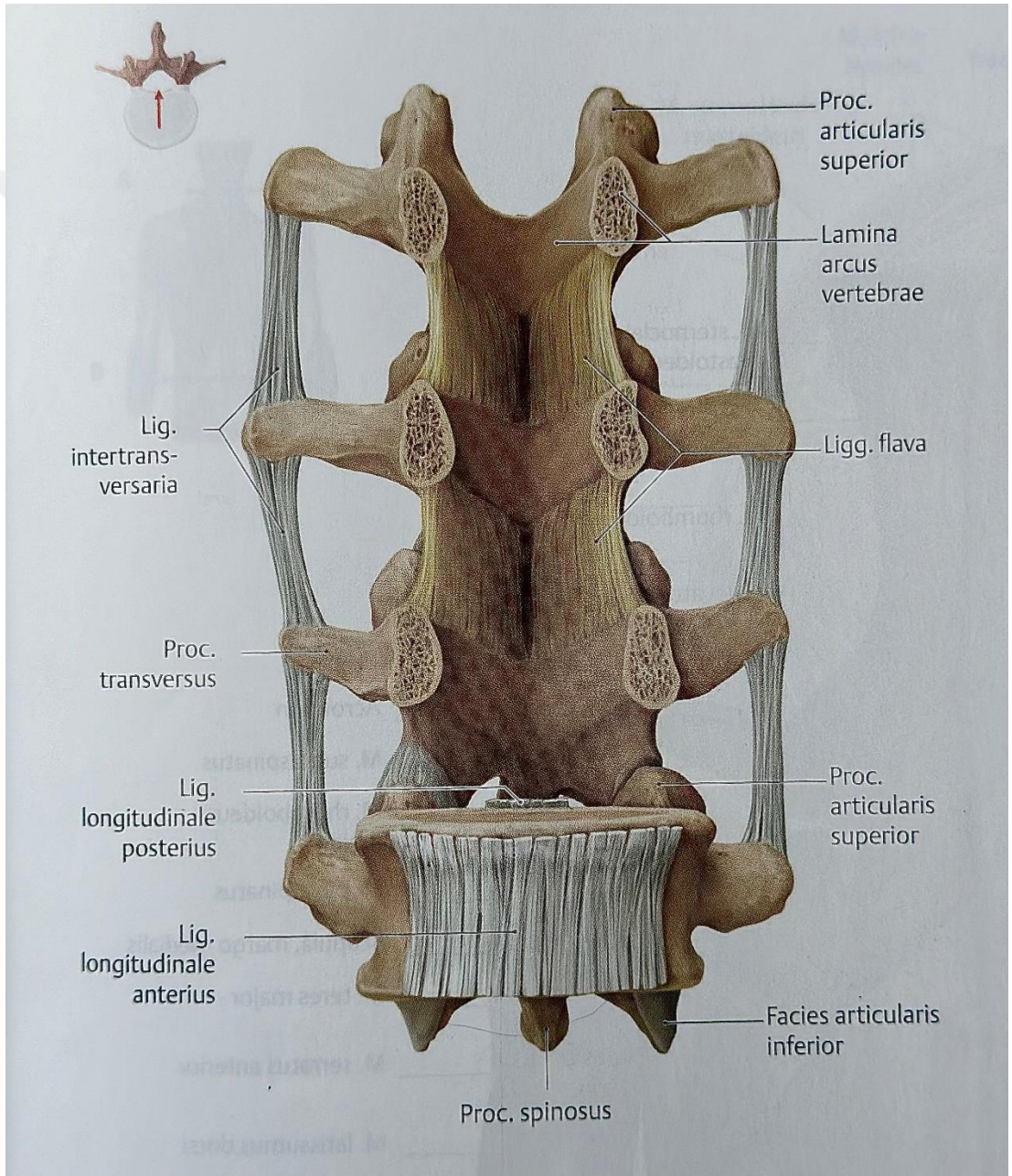


Şekil 4: Ligamentum Longitudinale Posterior ve temas yüzeyleri şekilde gösterilmiştir [8]

-Ligamentum Flavum:

Vertebra laminaları arasında köprü niteliğindeki lig. flavum elastin lifleri içermesi nedeniyle sarı renklidir. Bu lifler sayesinde form değiştirme ve tekrar önceki forma dönebilme özelliğine sahip bu ligament derin ve yüzeysel olmak üzere iki farklı katmana sahiptir. Bu katmanlardan yüzeysel olan; kranial vertebra laminasının

anterior – inferior yüzeyinden, kaudal vertebranın posterior – superior yüzeyine yapışır, lateralde ise kapsüle kadar yapılanmaktadır [17], [18]. Derin katmanı ise alt vertebranın anterior-superior kısmına yapışmaktadır ki bu durum cerrahi olarak önem taşımaktadır. Lig. Flavumun temelde görevlerinde ilki; hiperfleksiyonu limitlemektir ki form değiştirebilme özelliği sayesinde hiperfleksiyon sonrası tekrar eski haline dönebilmektedir [19], [20].



Şekil 5: Ligamentum Flavum ve temas yüzeyleri şekilde gösterilmiştir [8]

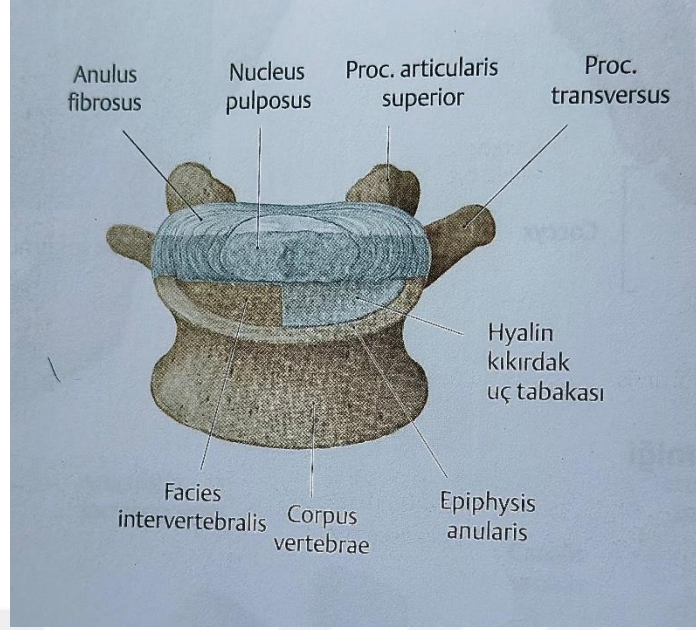
2. temel görevi ise omurga kanalının posteriorunda yumuşak bir saha sağlaması ve bu nedenle de nöral yapıların korunmasına destek vermesidir.

Lig flavum ile ilgili yapılan çalışmalara bakıldığında; mekanik stres altındaki ligamentin mikro boyutta yaralanmalara maruz kaldığı bu durumun düşük seviye bir inflamasyonla birlikte bir sitokin olan büyüme faktörü (TGF-1) salgılanmasını indükte ettiği bulunmuştur [20]. Bu fizyolojik davranışın iki farklı sonucu ortaya çıkmaktadır. Bunlardan birincisi; lig. flavumun hipertrofisi ve buna bağlı olarak spinal kanalda daralmadır ki bu durum araştırmalara göre yaygın bir bel ağrısı sebebidir. İkinci durum ise; lig. Flavumun form değiştirme özelliğinin kaybolmasıdır [21]. Sonuçta; mekanik stres bu ligament için önemli bir faktördür. Burada mekanik stresin önemli iki ayağını faset dejenerasyonu ve disk hernileri oluşturmaktadır. Manyetik rezonans ile yapılan ölçümler ise iliopsoas kası yağlanma oranı ile disk hernisi, faset dejenerasyonu arasında önemli korelasyon olduğunu göstermektedir [22].

Öyleyse; faset dejenerasyonu, disk hernisi dışında; ligamentum flavum hipertrofisine bağlı spinal stenoz ile psoas kasının fonksiyonelliği arasında ters orantı olduğu varsayılabilir.

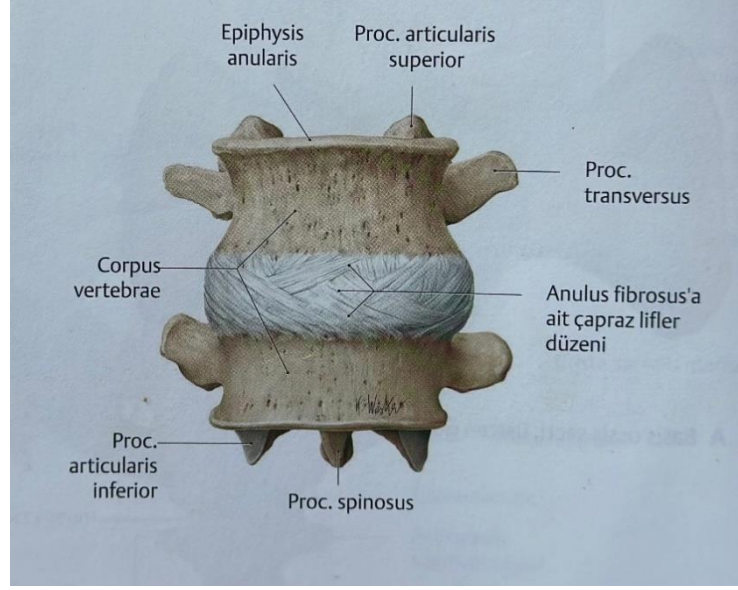
2.3. İNTERVERTEBRAL DİSK

İntervertebral disk; vertebraları birbirine bağlayan; bulundukları bölgeye göre hacimsel ve şekilsel olarak farklılık gösteren, merkezi bölgede nucleus pulposusun bulunduğu yapıdır. Nucleus pulposusun çevresi ise anulus fibrosus ile çevrilidir. Tüm bu kompleks; superior ve inferiordan kartilaj son plak ile sınırlandırılır. Sonuç olarak disk; yapı olarak 3 temel elemandan oluşur. Bunlar nucleus pulposusun, anulus fibrosus, son kartilaj plaktır [23], [24].



Şekil 6: İntervertebral Diskin ön yarısı ve uç katmanın sağ yarısı kaldırılmış şekilde ön-üstten görünüş. Dış fibröz halka Annulus Fibrosus ve jole kıvamında Nucleus Pulposus, END-PLATE [8]

Dışarıdan içeriye doğru ilerlendiğinde karşımıza çıkan ilk yapı anulus fibrosus; dış tabakasında fibrosit ve kollajenden zengindir. İç tabaka ise kondrosite benzeyen hücrelerce zengindir [13], [25]. Bu durum iç tabakanın kendini onarma kapasitesinin kısıtlı olmasına neden olur; tıpkı kırıkta matrisinin kendini yenileme özelliğinin içerdiği konositler nedeni ile az olması gibi. Anulus fibrosus ağırlıklı tip 1 kollajenden oluşmuştur. Tendon, ligament gibi yapılarda da karşımıza çıkan bu tip kollajen nedeni ile anulus fibrosus gerilime karşı direnç gösterebilmekte ayrıca; vertebraların birbiri üzerinde yuvarlanmasına izin verip sonrasında eski konumlarına dönmesini sağlayarak bir stabilizasyon mekanizması oluşturmaktadır [26]. Anulus fibrosus mikroskop altında incelendiğinde; içeriğindeki liflerin birleşerek birbirine paralel lamelleri oluşturduğu görülmüştür. Bu lifler, 45 ila 60 derecelik açılarla vertebraya tutunur. Her bir lameldeki lifler birbiri ile çaprazlaşır. Burada önemli olan konu ise lameller tam olarak bir halka oluşturmazlar. Birbirleriyle karışıp ayrılarak karmaşık bir yapı oluşturur [27]. Üç boyutlu olarak incelendiğinde ise; posterior lateral bölgede ön ve arkaya oranla daha ciddi bir düzensizlik bulunmaktadır. Bu düzensizlik ise yaşlandıkça daha düzensiz hale gelerek diskin en zayıf halkası haline gelmiş; doğal olarak disk hernileri için de en kırılabilir bölgeyi oluşturmuştur [28].



Şekil 7: Annulus Fibrosusun çapraz lifleri ve diskin önden görüntüsü [8]

Nucleus pulposus ise; yerleşimi lumbal bölgeye doğru arka 1/3 kaymıştır. Yapısı incelendiğinde tip 2 kollajen, hyaluronik asit, proteoglikan içine gömülmüş şekli ise bulunduğu bölgeye göre değişen, su ağırlıklı bir disk elemanıdır. Anulus fibrosus ve nucleus pulposus arasındaki belirgin fark ise suyu tutan proteoglikanların nucleus pulposus da oransal olarak fazla olmasıdır [29]. Çocukluk dönemlerinde proteoglikan oranı yüksek olan nucleus pulposusun su oranı %80-90, tip 2 kollajen oranı ise %10-20 dir. Bu durum ise diskin kompresyona olan cevabını oluşturur. Fakat yaşla beraber azalan su tutma özelliği nedeni ile nucleus pulposus küçülür posteriora göç eder (Posteriorda radyal yırtık ve deformasyon sebebi olabilir), yerine fibröz kıkırdak geçer; sonuçta disk yükseklik kaybeder [30]. Araştırmalar gösteriyor ki, hiçbir travmatik etki veya şiddetli yüklenme olmaksızın; 3. dekattan sonra diskte radyolojik ve biyokimyasal değişimler görülmektedir [31].

Nucleus Pulposusun su içeriği aynı zamanda gün içindeki aktiviteler esnasında binen yükleri karşılarken su kaybeder ve kalınlığı azalır. Gece dinlenme esnasında azalan yük ile birlikte tekrar su bağlayan yapılar diskin eski yüksekliğine dönmesini sağlar. Sadece fiziksel aktiviteler değil postüral bozukluklar veya kas imbalansları da anormal yüklenmeler ile diskin içeriğinin anormal boşalmasına neden olabilmektedir ki Psoas bu kaslar içerisinde gösterilebilir. Yine yaşlanma ile azalan su tutma özelliği diskin tekrar mevcut hacime kavuşamamasına neden olur [30].

Nucleus pulposus ve anulus fibrosus disk içerisinde çok iyi organize olurlar. Normal şartlar altında kompresyon etkisi nucleus pulposus tarafından, gerilme, çekme ve makaslama kuvvetleri ise anulus fibrosus tarafından karşılanır. Omurgadaki hafif şiddette yüklenmelerde esneme cevabı oluşurken, ağır şiddetteki yüklenmelerde ise disk sertleşerek cevap verir [32]. Aynı organizasyon; pozisyona karşıda oluşur. Ekstansiyon esnasında; nucleus pulposusun posteriora doğru hareket ederken, ön tarafta disk aralığı artar; anulus fibrosus anterior lifleri ise bu gerilime cevap verir. Fleksiyonda ise bu durumun tam tersini görmekteyiz [33].

2.4. END PLATE

Kartilaj son plak olarak da bilinen end plateler; tip 1, tip 2 kollajen, proteoglikan, su ve kondrosit içeriğine sahip çift katmanlı kıkırdak yapıya sahiptirler. Ancak matristeki dizilimleri nedeni ile de normal eklem kıkırdağından ayrılırlar. Yumuşak, saydam ve esnek yapıya sahip hyalin kıkırdak yapıdaki son plaka aynı zamanda zengin innervasyona sahiptir (Basivertebral sinir) ve hasarlanmış uç plakların yaygın ağrılı patolojilere sebep olabileceği bilinmektedir [34]. Yapı olarak yaşa bağımlı olan yapı zamanla proteoglikan, kollajen yapısını değiştirir ve incelmeye, kalsifikasyona maruz kalır. Bu durum ise yaşla beraber (özellikle 3. dekattan sonra) uç plağın temel görevlerini yerine getirememesine neden olur [35]. Son plağın 3 temel görevi aşağıda sıralandığı gibidir:

-Anulus fibrosus ve nucleus pulposusun anatomik olarak sınırlamak; sert vertebral yapı ile diski ayıran 2 katlı kıkırdak yapı olduğu söylenebilir [36].

-Anulus fibrosus ve nucleus pulposusun osmotik yolla beslenmesini sağlamak:

Kartilaj son plak içerisine penetre olan damar kompleksi kemik iliği ve disk arasında bir besin köprüsü oluşturur. Bu kompleks sayesinde glikoz ve oksijen geçişi sağlanırken aynı zamanda atık maddelerin atılması için bir alan oluşturmuştur. Böylece diskin beslenmesi ve daha dayanıklı olması sağlanır. Fakat yukarıda değinildiği gibi yapı olarak 3. dekattan sonra değişen fizyolojik yapı bu köprüünün bozulmasına ve beslenmenin azalmasına sebep olmaktadır. Kısaca 3. dekattan sonra diskte gerileyici sorunlar görmek mümkündür [37].

-Basıncı dengelemek: Uç plaka yüklenmelere karşı oluşan intradiskal basıncı dağıtarak cevap oluşturur. Gövde stabilizasyonu esnasında kasılan antigravity kasları

yine disk ve son plak üzerinde basınç oluşturur; son plak bu stresler esnasında kopmaya en yatkın bölgedir [38].

2.5. KONTRAKTİL YAPILAR

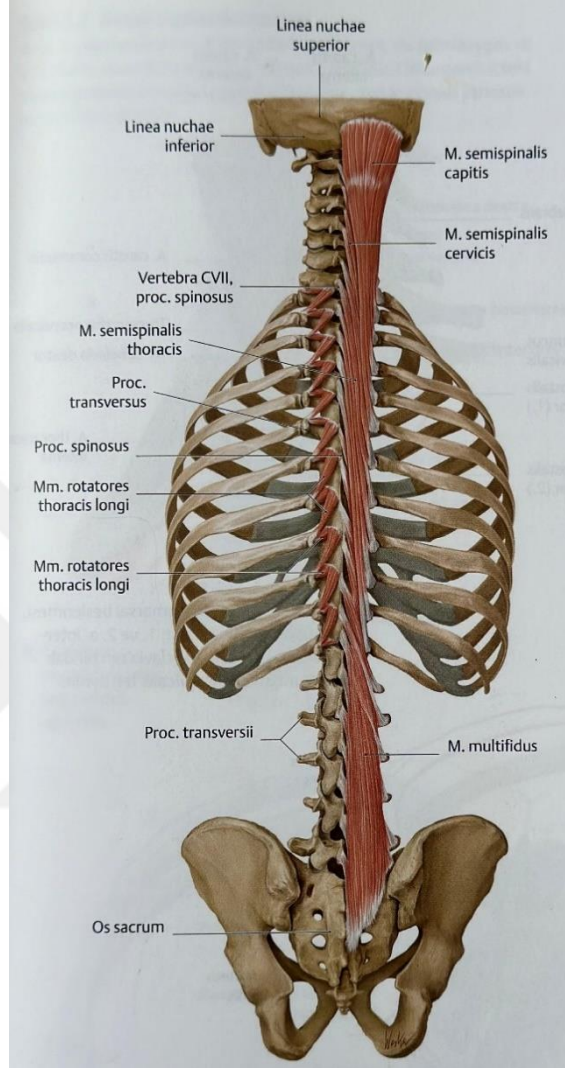
LATİSSİMUS DORSİ: Geniş bir hacime sahip olan latissimus dorsi, torakal son 6 vertebranın spinöz proseslerine ve humerusun sulcus intertübükularisinin tabanına direkt bağlantı verirken; aynı zamanda pasif bir uzantı olan thoracolumbar fasyanın da aktif ve kontraktıl yüzeysel tabanını oluşturur. Bu sayede direk bağlantılar dışında değişken lumbosakral omurlara (T6-S5), kotalara (9.-10.11.12.)uzantılar verebilir [39]. Posterior iliak crest ve dış obliklere olan uzantıları da göz önüne alındığında latissimus dorsinin gövde stabilizasyonundaki önemi araştırılmış ve sonuçlara bakıldığında başlangıçta sadece bir omuz kası olarak değerlendirilmeyen aynı zamanda gövdenin ekstansör kası olarak sayılabilen bu kas lumbosakral ve sakroiliak stabilite (Sakrospinöz ligamente olan bağlantısı nedeniyle) de önemli rol alacağı düşünülmüş [40]. Fakat kadavra çalışmasında latissimus dorsinin lomber ekstansiyon momenti: 6,3 Nm, sakroiliak ekleme ise maksimum gücü: 30 N olarak bulunmuştur [41]. Kısacası latissimus dorsi her ne kadar üst ekstremité baş üstünde sabitken gövdeyi öne ve yukarı çekse de gövde ve sakroiliak stabilizasyonda etkisiz eleman olarak varsayılmıştır.

İLİOCOSTALİS LUMBORUM: Torakal 1- lumbal 5 arasındaki vertebral spinöz proces, posterior iliak crest ve 6-9 kotalara origo ve insertio veren kasın görevi gövdenin lateral fleksiyonu ve ekstansiyonudur [14]. Miyofasial tetik noktalarının gövdenin ön yüzünde ağrı yaptığı araştırılan bu kasın hiperekstansiyondan ziyade ekstansiyon anında EMG de yüksek sinyaller verdiği görülmüştür [42].

MULTİFİDUS: Derin ve yüzeysel liflerden oluşan multifidus kası omurga boyunca stabilizasyon sağlarken aynı zamanda tek taraflı kasıldığında aynı taraf lateral fleksiyon ve karşı taraf rotasyon yatırır. Çift taraflı kasıldığında ise gövdeye ekstansiyon yaptırır.

-Derin lifleri: Vertebranın mamillar prosesinden 1 ve/veya 2 segment yukarıdaki spinöz proseslere tutunur.

-Yüzeyel lifleri: Vertebranın mamillar proseslerinde başlayarak 3 ila 5 seviye yukarıda bulunan spinöz proseslere tutunur [14].



Şekil 8: Musculus Transesospinalis Kasları: mm.rotatores, mm.multifidus, m. semispinalis [8]

Kronik lumbal ağrısı bulunan bireylerde L5 başta olmak üzere kasın kesit alanında azalma gözlenmiştir. Ayrıca kasın istirahat halindeki kesit alanı ölçülmüş ve istemli kontraksiyon esnasında kasın çapındaki genişleme ölçüldüğünde kronik ağrılı olan hastalarda bu çap artışının da oldukça az olduğu belirtilmiştir [43]. Bu sonucu destekler nitelikte başka bir çalışma da tek taraflı bel ağrısı olan bireylerde semptomatik tarafın multifidusunda ciddi bir kesit alanı azalması belirtmiştir [44]. Multifidus kasının psoas majör kası ile kombinasyonu hala tartışılmaktadır. Bu çatışmaya sebep olan çalışmalara bakıldığında; tek taraflı sırt ağrısı olan bireylerde

psoas majör ve multifidus kesit alanları ölçülmüş ve etkilenen tarafta her iki kasta da hacimsel azalma kaydedilmiştir. Üstelik bu azalmalar ağrının derecesi, kök basısının miktarı, süresi ile pozitif ilişkiliydi. Bu durum; multifidus ve psoas kasının beraber atrofiye gittiğini göstermektedir [45]. Ancak tersine disk hernisi olan ve 3 aydan uzun ağrı şikâyeti olan bireylerde; hastalarda yapılan ölçümler multifidus kasının kesit alanında ciddi azalma kaydederken; psoas majörün kesit alanında kontrol grubu ile anlamlı bir fark olmadığını belirtti [46]. Bu çalışmayı destekleyen başka bir çalışma da kronik bel ağrısı olan kadınların multifiduslarında özellikle L4-5 seviyesinde yağ infiltrasyonu artışı olduğunu belirtirken; L4-5 seviyesinde psoas majör kasında ise daha az yağ infiltrasyonu olduğunu ve bu durumun multifidustaki kaybı telafi etme niteliğinde olduğunu belirtti [47]. Bu çalışmalara son olarak da sagittal düzlemde omurga disfonksiyonu olan erişkin kifozlu bireylerde yapılan çalışma eklemek gerekirse; bu çalışmada da ekstansör kasların ve multifidusun zayıf olduğu fakat psoas majör kasının normal aktivitesi karşısında kontrol grubuna göre kifotik bir duruma gelinmiş olabileceği ve kifoz nedenleri arasında birçok sebebin dışında bunun da eklenmesi gerektiği üzerinde durulmuş [48].

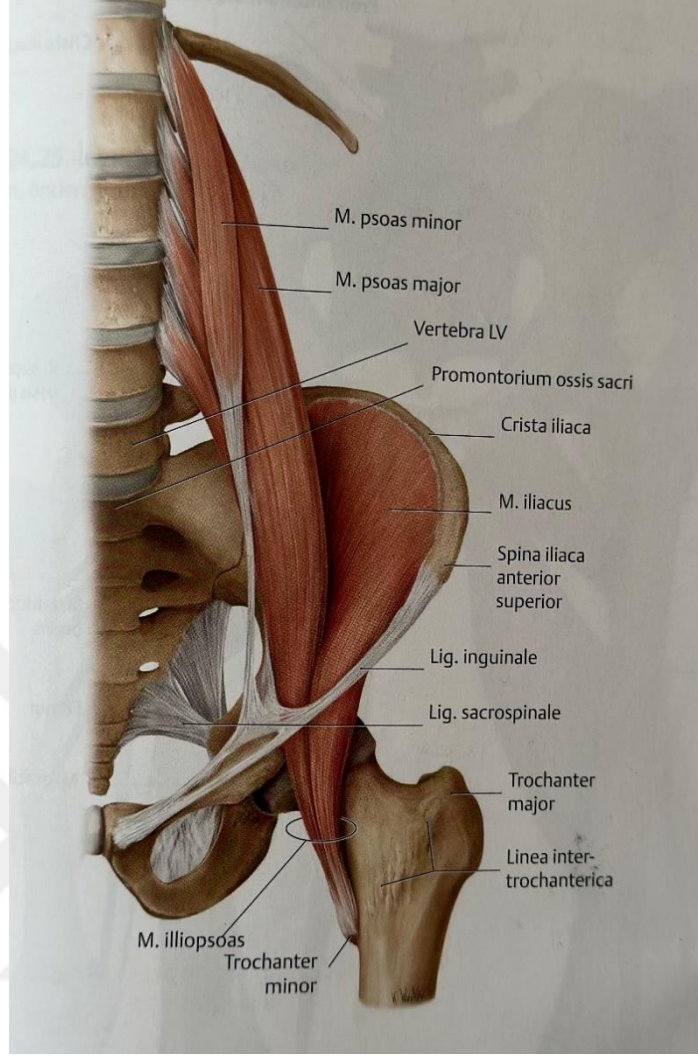
QUADRATUS LUMBORUM: Thoracolumbar fasyanın önemli kontraktıl parçalarından biri olan quadratus lumborum gövdenin arka bölgesini kaplayan dörtgen şeklinde bir yapıdır.

12. costa ve lumbal 1-4 transvers proseslerinden başlayarak; iliak crest ve iliolumbar ligamentlere dallar vererek seyreder. Fakat tam anatomik sınırları kesin olarak belirtilmemiştir. 3 katmanlı bu yapıda olan bu kasın görevleri arasında gövdeye lateral fleksiyon yaptırmak olsa da yapılan çalışmalarda quadratus lumborumun multifidus ve erector spina ile kıyas edildiğinde çok daha az katkıda bulunduğunu; lateral fleksiyon için gereken kuvvetin sadece yüzde 10'unu karşıladığını belirtmişler. Sonuçta yapılan çalışmalar Quadratus lumborumun; lumbal bölgede stabilizatör olma veya lateral fleksiyondan sorumlu kas olmadığı görülmüştür [49]. Quadratus lumborum ve psoas majör kaslarının korelasyonuna bakıldığında ise iki kas asimetrik olarak birbirini desteklemektedir. Avusturya'da yapılan çalışmada dominant ayağını kullanan futbolcuların dominant ayağında psoas majörünün kesit alanının diğer bacağına göre daha büyük olduğu ve quadratus lumborumun ise zıt tarafta daha geniş kesit alanına sahip olduğu gözlenmiştir [50].

PSOAS MAJOR:

Lomber vertebraları, sakroiliak eklemi ve kalçayı içerisine alan psoas majör kası hakkında yapılan araştırmalar başlarda fonksiyon olarak kalça eklemi ve bel hareketlerine olan katkısı ile ön plana çıkmışsa da daha sonra yapılan araştırmalar gösteriyor ki bu kasın temel görevleri arasında hareket ortaya çıkarmaktan ziyade stabilizasyon sağlamaktır.

Psoas majör kası; ön ve arka olmak üzere ikiye ayrılmış; ön fasiküller lomber diskler (L5-S1 hariç) ve omurga cisimlerinin ön ve medial kısımlarından origo almaktadır. Çalışmalar L5-S1'e olan psoas majör bağlantısı dışlamış olsa da sonrasında anatomik varyant olarak kabul edilebileceği anlaşılmıştır [51]. Kasın arka parçası ise omurların transvers proseslerinin antero-medialine tutunarak devam eder. Ön ve arka liflerin uzunluğu farklılık gösterebilir [52]. Ön liflerin uzunluğu 3 ila 8 cm arasında, arka liflerin uzunluğu ise 3 ila 5 cm arasında değişkenlik gösterir. Psoas majör aşağı ve gövde orta hat çizgisine doğru yaklaşarak devam eder. Distal L5-S1 seviyesinde iliopus ile birleşerek iliopus kasını oluşturur. Daha sonra pelvik kenar üzerinden geçerek trochanter minöre tutunur. Psoas majör kasına; psoas minör kası % 15-40 oranı aralığında eşlik edebilir [53].



Şekil 9: Musculus Psoas ve m.iliacus kasları [8]

Psoas majörün önemli fasyal bağlantıları bulunmaktadır. Bunlardan ilki diyafram ile olan bağlantısıdır. Diyaframın medial arkuat bağı psoas majör üst fasyasının devamıdır. Sağ ve sol krusların omurga ile bağlantısını sağlayan bu fasyal birliktelik L1-L2-L3 ile diyaframı birleştirir. İkinci bir fasyal bağlantı ise pelvik taban kasları ile olan bağlantıdır. Psoas majör kası kaudale inildikçe kalınlaşır ve pelvik taban kaslarına karışır ki bu bağlantı sayesinde transvers abdominis, internal oblik kasları ile psoas majör kası arasında biyomekanik bir iş ortaklığı oluşturur [54]. Psoas majörün disk ile olan fibröz kaynaklı bileşkesi ise bir başka önem taşıyan bağlantıdır. Anulus fibrosus mekanik destek sağlayarak nucleus pulposusun taşmasını engeller. Bazı varyantlarda disk ile temas etmeme veya az temas etme durumu gözlenebilir ki

bu durumda disk hernisi zemini kuvvetlenecek hatta bazı çalışmalar cerrahi sonrası tekrar nüks ihtimalini artırabileceğini iddia etmekle beraber bu durum için henüz yeterli kanıt bulunmamaktadır [52]. Psoas majörün fonksiyonlarına değinmek gerekirse; birincil görevi aksiyal bir kompresyon kuvveti oluşturarak stabilizasyon sağlamaktır.

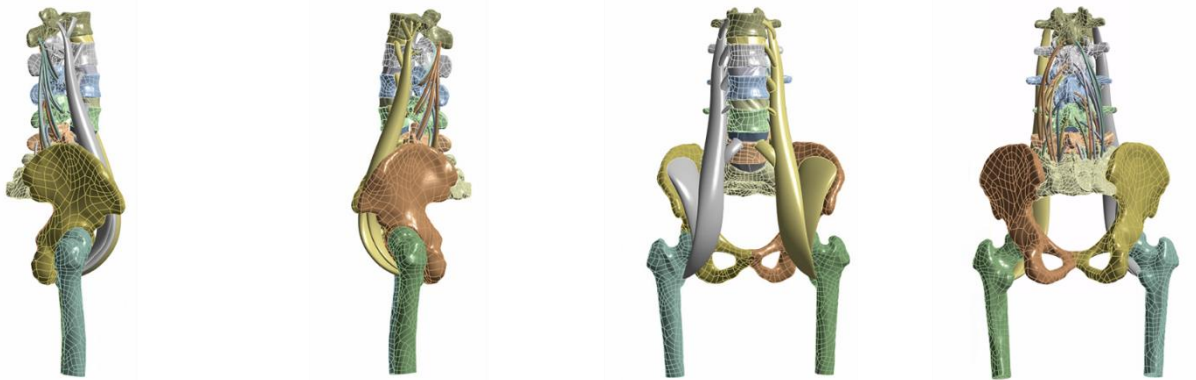
Lomber bölgedeki stabilizasyon açıklama modeline bakıldığında silindir modelinde üstte diyafram, altta pelvik taban kasları, arka ve ön duvarı ise abdominal kaslar (özellikle transvers abdominis) , spinal kaslar (özellikle multifidus) oluşturur. Psoas majörün diyafram ve pelvik taban bağlantısı ise kasın stabilizasyondaki önemini ortaya koymaktadır [55].

Psoas majör aynı zamanda 1.cil ve 2. cil enfeksiyonlara maruz kalabilir. Özellikle gastrointestinal sistem, genitoüriner sistem nedeni ile enfeksiyona maruz kalabilir ki bu durum disk ile yakınlığı düşünüldüğünde diskitis ihtimalini de düşündürmelidir [56].

Kemik yapıların (Lomber omurga L1-L5, sakrum, pelvis ve femur) üç boyutlu modellerinde oluşan yansıma (artefakt) ve istenmeyen geometrileri düzenlemek için MIMICS® yazılımında elde edilen veriler STL (Stereolithography) formatına dönüştürülmüş ve tersine mühendislik yazılımı olan GEOMAGIC® Studio'ya aktarılmıştır. GEOMAGIC® Studio'da, model yüzeylerinin iyileştirilmesi adına pürüzlülüklerin düzeltilmesi, boşlukların kapatılması, keskin köşelerin giderilmesi ve yüzey çakışmalarının düzenlenmesi gibi işlemler gerçekleştirilerek NURBS (Non-Uniform Rational B-Splines) yüzeyleri oluşturulmuştur. Bu süreçlerin ardından, temizlenmiş kemik modelleri SolidWorks® (Dassault Systems, USA) yazılımına aktarılmıştır.

SolidWorks® yazılımında yumuşak dokular, intervertebral diskler, bağlar ve diğer anatomik yapılar orijinal anatomik yapılara uygun olarak modellenmiştir. İliopsoas ve multifidus kas grupları, anatomik origo ve insersiyolarına uygun şekilde, L1 omurdan sakral bölgeye kadar derin, orta ve yüzeysel lif tabakaları olarak modellenmiştir. Referans model üzerinde, iliopsoas kası için bilateral ve tek taraflı olacak şekilde hipertrofik ve atrofik deney modelleri oluşturulmuştur. Multifidus kasları için de benzer varyasyonlar geliştirilerek modelin fonksiyonel doğruluğu sağlanmıştır.

Şekil 11'de görüldüğü gibi, lomber omurga, pelvis ve iliopsoas kas sistemini içeren detaylı üç boyutlu model başarıyla oluşturulmuştur.



Şekil 11. Lomber omurga 3 boyutlu katı modeli

3.1.2. Kasların Modellenmesi

Ligamentlerin kemik üzerindeki yapışma noktaları, anatomik atlas çizimleri, literatürdeki veriler ve diseksiyon çalışmaları referans alınarak belirlenmiştir [57]. Nötral pozisyonda ligamentlerin yapışma yerleri arasındaki mesafe, ligament uzunluğu olarak kabul edilmiştir. Anatomik yapıya uygun olacak şekilde, ligamentler SolidWorks® yazılımında üç boyutlu katı modeller olarak tasarlanmıştır. Ayrıca, lomber omurga stabilitesi, kalça hareketleri ve omurganın genel fonksiyonelliğinde önemli rol oynayan Psoas Majör, Psoas Minör, İliacus, Multifidus ve Quadratus Lumborum kasları, her birinin orijinal origo ve inserisyonlarına uygun şekilde modellenmiştir. Bu kaslar, çalışma boyunca elde edilen biyomekanik verilerin doğruluğunu sağlamak amacıyla üç boyutlu olarak ayrıntılı bir şekilde oluşturulmuş ve anatomik doğruluğu yüksek olacak şekilde Şekil 11’de gösterildiği gibi SolidWorks® yazılımında modellenmiştir.

3.1.3. Ağ Yapısı ve Malzeme Özellikleri

İliopsoas kas hipertrofisinin lomber omurga üzerindeki biyomekanik etkilerini incelemek amacıyla hazırlanan lomber omurga, sakrum, intervertebral diskler, kaslar, pelvis ve femurun üç boyutlu modelleri sonlu eleman analizi için ANSYS Workbench (Sürüm 22, Ansys Incorporated, ABD) yazılımına aktarılmış ve Şekil 12’te görüldüğü gibi ağ yapısı oluşturulmuştur. Analizin doğruluğunu ve verimliliğini optimize etmek için kemik modellerinde ağ yapı boyutu 5 mm, ligamentlerde ise 1 mm olarak tanımlanmış, ortalama 685,962 düğüm (node) ve 452,828 elemandan oluşan bir model elde edilmiştir. Analizler, karmaşık temas bölgelerindeki deformasyon ve yük dağılımını hassas bir şekilde hesaplayabilmek için Newton-Raphson yöntemi ile doğrusal olmayan (non-linear) bir yaklaşımla gerçekleştirilmiş, ağ yapısı ve ayarları optimum sonuçlar için belirlenmiştir.



Şekil 12. Referans Modelin Ağ Yapısı

Literatürde yer alan çalışmalar temel alınarak modelde bulunan kemik modellerin (Femur, lomber vertebra, sakrum) ve kasların (Psoas Majör, Psoas Minör, İliacus, Multifidus ve Quadratus Lumborum) mekanik özellikleri Tablo 1’de, gösterilmektedir. (Tablo referansları en altta) Hipertrofi modelinin oluşturulması için bu mekanik özellikleri üzerinden %30’luk bir artış sağlanarak hipertrofi modeli, %30 azalma sağlanarak da atrofi modeli oluşturulmuştur.

Tablo 1. Malzeme özellikleri [58], [59], [60], [61], [62], [63], [64], [65], [66], [67]

	Young Modülü (MPa) (E)	Poisson Oranı (y)
Kortikal Kemik	12000	0,3
Spongioz Kemik	200	0.3
Nucleus pulposus	0,1	0,45
Anulus fibrosus	4,2	0,45
End plate	450	0,3
M. Psoas Majör	10	0,4
M. Psoas Minör	10	0,4
M. İliacus	10	0,4
M. Multifidus	10	0,45
M. Quadratus Lumborum	10	0,45

3.1.4. Sınır şartları

Femurun alt kısmı hareketsiz kabul edilerek alt yüzeyleri sabitlenmiştir. Analizlerde temas bölgeleri için iki farklı kontakt tipi tanımlanmış; kemik-kemik temaslarında sürtünmeli ve bonded (bağlı) kontaklar kullanılmıştır. Kemiklerin birbirleriyle olan etkileşimini daha doğru simüle etmek amacıyla sürtünme katsayısı 0,45 olarak belirlenmiştir [68], [69]. Bu temas koşulları, farklı fiksasyon yöntemlerinin etkinliği ve stabilitesini değerlendirmek açısından kritik öneme sahiptir. İliopsoas ve multifidus kas güçlerinin dengesi açısından 4 ayrı model oluşturuldu. Buna göre her iki kas gücünün normal olarak modellendiği referans model (model 1) , multifidus kasının normal referans değerlerde olduğu ve iliopsoasın %30 güçlendirildiği (hipertrofi) model 2, her iki kas grubunun da hipertrofik simüle edildiği model 3. ve

son olarak da multifidusun atrofik iliopsoasın hipertrofik olduğu model 4 oluşturuldu. MEG ölçüm noktası olarak faset eklemler ve diskler belirlendi. L1-L2 fasetlerden başlayarak L5-S1 fasetlere kadar sırası ile 1 den 5'e kadar fasetler numaralandırıldı (f1-f5). Fasetlerde sağ veya sol ayrımı yapmadan her bir seviyede en yüksek olan değeri o seviyenin faset yüklenmesi olarak kabul edildi. İntervertebral disk olarak da L4-5 ve L5-S1 disklerindeki MEG ölçüldü. Tüm modellerde aynı sınır koşulları sağlanarak, lomber omurga üzerine 100 Newton (N) ile başlayıp 500 N'a kadar artan ve sonrasında tekrar azalan, ardışık aksiyal yük ve 5 N/m'lik dönme kuvveti uygulanmıştır. Ayrıca, fleksiyon-ekstansiyon olacak şekilde kombine yüklenme yapılmıştır ve Disklerde oluşan gerilmeler tüm hareketler için ayrı ayrı hesaplanmış olup fasetler için ise tüm gruplar fleksiyon ve ekstansiyon durumlarına göre değerlendirilmiştir. Analizlerde, intervertebral disk ve faset eklemler üzerine oluşan reaksiyon kuvvetleri ve bu bölgelere etki eden maksimum eşdeğer gerilmeler (MEG) Newton (N) /mm² yani Megapascal (MPa) cinsinden değerlendirilmiştir. Reaksiyon kuvvetleri ise vektörel olarak N cinsinden elde edildi.

4. BULGULAR

Tüm sonuçlar tablolarda belirtilmiş olup her bir tablo açıklamasında ayrıntılara yer verilmiştir (Tablo 2) .

Tablo 2. Faset eklemler üzerinde oluşan reaksiyon kuvvetleri (N)

	Ekstansiyon					Fleksiyon				
	f1	f2	f3	f4	f5	f1	f2	f3	f4	f5
Model 1	41,3	54,6	55,2	36,5	42,4	97,5	124,6	84,1	77,5	144,5
Model 2	29,5	50,6	57,1	46,3	26,0	98,9	126,9	83,0	75,8	141,7
Model 3	19,7	28,1	31,9	24,1	16,2	46,1	49,9	72,0	55,5	34,5
Model 4	41,6	70,6	44,7	43,0	38,5	95,4	161,5	105,6	103,8	92,6

Tablo 3. Faset eklemler üzerinde oluşan maksimum eşdeğer gerilmeler (MEG) (MPa)

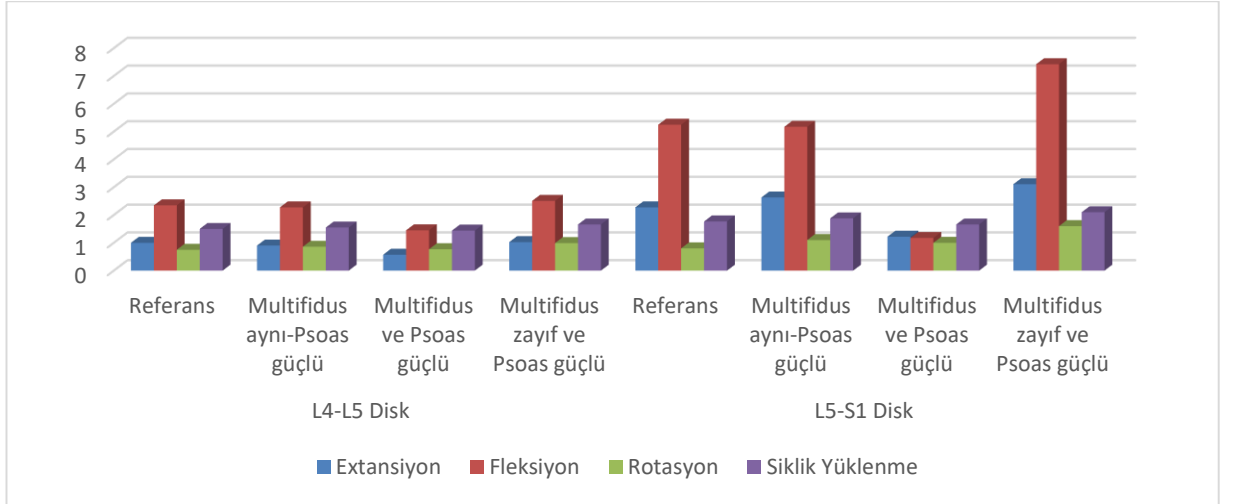
	Ekstansiyon					Fleksiyon				
	f1	f2	f3	f4	f5	f1	f2	f3	f4	f5
Model 1	490,6	378,0	355,9	314,9	176,2	1154,4	887,9	815,3	738,1	405,2
Model 2	570,0	396,1	455,4	351,9	260,1	1193,7	929,3	877,0	787,9	435,1
Model 3	264,2	184,1	209,1	169,6	79,6	594,3	402,7	420,4	360,3	154,7
Model 4	632,0	479,4	506,0	439,9	314,3	1064,1	1428,7	1100,4	963,3	700,2

Tablo 4. Diskler üzerinde oluşan maksimum eşdeğer gerilmeler (MEG) (MPa)

	L4-L5 Disk	L5-S1 Disk
--	------------	------------

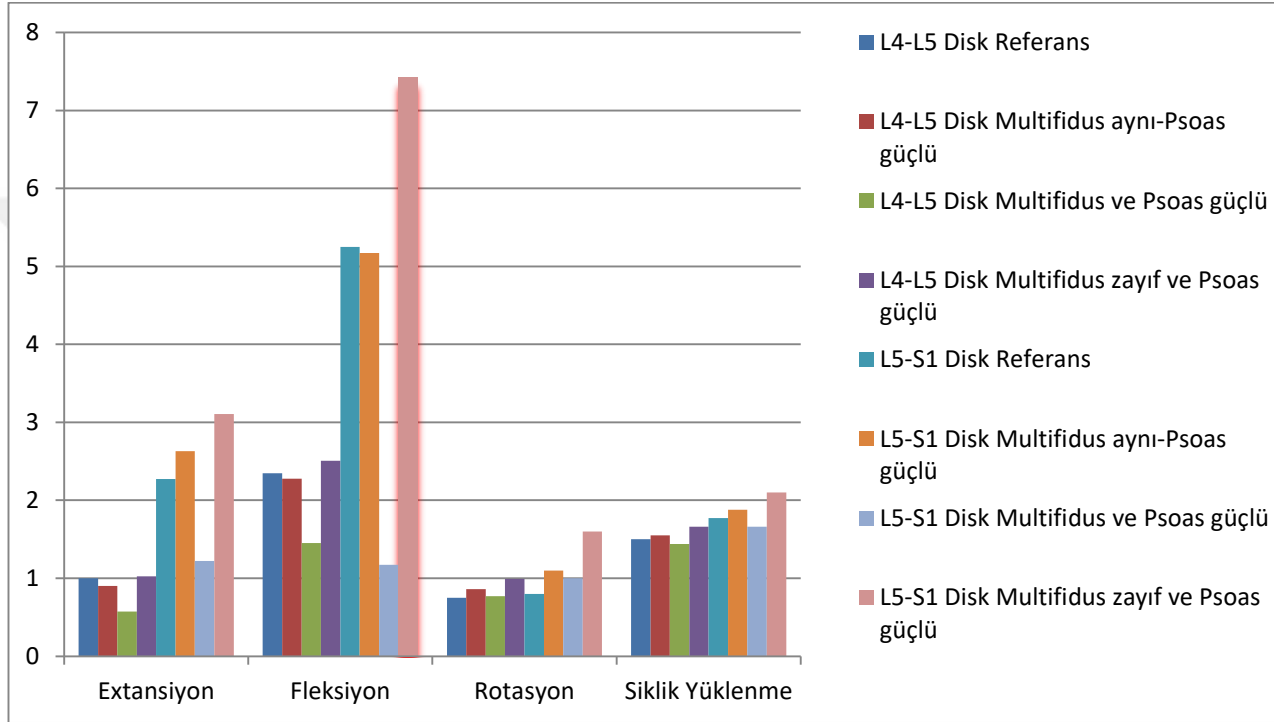
	Model 1	Model 2	Model 3	Model 4	Model 1	Model 2	Model 3	Model 4
Ekstansiyon	1,0	0,9	0,6	1,0	2,3	2,6	1,2	3,1
Fleksiyon	2,3	2,3	1,5	2,5	5,2	5,2	1,2	7,4
Rotasyon	0,8	0,9	0,8	1,0	0,8	1,1	1,0	1,6
Siklik Yükleme	1,5	1,6	1,4	1,7	1,8	1,9	1,7	2,1

Diskler üzerine etki eden MEG'ler değerlendirildiğinde yüklenme tipinden bağımsız olarak referans modelde L5-S1 diskinin L4-L5 diski ile kıyaslandığında daha fazla gerilime maruz kaldığı ve bu yüklenmenin fleksiyon ve ekstansiyonda çok daha fazla olduğu görülmektedir. Bu iki disk seviyesi arasında rotasyonel ve siklik yüklenmeler açısından belirgin bir fark yoktur. Psoas ve multifidus kaslarının aynı anda hipertrofik olduğu durumlarda referans model ile kıyaslandığında L5-S1 diskinde daha belirgin olmak üzere her iki seviyede de özellikle fleksiyon ve ekstansiyonda MEG'lerde azalma olmuştur. Fakat en çok yüklenmenin fleksiyonda multifidusun zayıf iliopsoasın güçlü olduğu modelde (Model 4); L5-S1 diskinde olduğu görülmüştür (Şekil 13).



Şekil 13. Diskler üzerinde oluşan maksimum eşdeğer gerilmeler (MEG) (MPa)

Yüklenme tiplerinin diskler üzerinde oluşturduğu stresler incelendiğinde diskler üzerinde en fazla gerilimin fleksiyon durumunda olmasına rağmen her iki kas grubunun güçlü olması durumunda bu yüklemelerin azaldığı görülmüştür (Şekil 14).



Şekil 14. Yüklenme tiplerine göre diskler üzerinde oluşan maksimum eşdeğer gerilmeler (MEG) (MPa)

5. TARTIŞMA

Çalışmamızda bilgisayar ortamında elde edilen omurga ve pelvis maketleri üzerinden oluşturduğumuz iliopsoas ve multifidusun kuvvetlerini oransal değişim gösterdiği 4 farklı model elde edilmiştir. Bu modeller üzerinde fleksiyon, ekstansiyon, rotasyon yönündeki yüklenme kuvvetleri siklik olarak artıp azalacak şekilde uygulanmıştır. İliopsoas ve multifidus arasındaki bu kas kuvveti oransal değişimlerinin lumbal fasetler ve lumbal disk üzerinde yarattığı yüklenme miktarları sayısal olarak elde edilmiştir.

Ancak bu çalışmada bazı limitasyonlar mevcuttur. İlk olarak çalışmamızda kısa süreli anlık yüklenmeler kullanıldığından bu varsayım viskoelastik malzemelerin, analizlerde lineer elastik izotropik olarak tanımlanmasına olanak sağlar. Bu varsayım ile omurga üzerine etki eden siklik ve ardışık 0-500 N kuvvet ve 5N/m moment ve fleksiyon - ekstansiyonlar lineer olarak belirlenmiştir. Nonlineer yapılan bu çalışmalarda farklı yüklenmeler, farklı sınır şartları ve momentler ile logaritmik artışlar olabilmekte ve gerçek ortam analizleri ile kıyaslandığında sayısal farklılıklar olabilmektedir.

Dolayısıyla değerler incelenirken sayısal farklardan ziyade oransal artışlar daha önemlidir. Modellenirken sadece multifidus ve iliopsoas modellenmiş olup bu çalışmada diğer kas grupları, anterior longitudinal ligament, posterior longitudinal ligament ve kapsül etkisi göz ardı edilmiştir. Ayrıca referans model 35 yaşında sağlıklı bir bireyin bilgisayarlı tomografi görüntüsü baz alınmıştır; yaş, boy, cinsiyet, coğrafi ve genetik koşullar altında özellikle iliopsoas kası başta olmak üzere origo, insertio, aksesuar kemikler gibi açılardan farklılıklar olabileceği unutulmamalıdır [70]. İliopsoas kasının sadece anatomik varyasyonları değil aynı zamanda hipertrofik veya atrofik durumunun diyafram başta olmak üzere fasyal yapılardan etkilendiği diğer çalışmalarda belirtilmiştir [71]. İliopsoas kasının durumunu etkileyen diğer bir varyasyonda kişinin gastrointestinal, ürogenital, kardiyovasküler, lenfatik sistemidir [72]. Çalışmamızda ise model alınan bireyin bu özellikleri dışlanmıştır.

Oluşturulan 4 modelde multifidusun normal, %30 hipertrofik ve %30 atrofik olduğu modellere karşılık iliopsoas kasının normal ve güçlü olduğu sonuçlara odaklanılmış; iliopsoas kasının zayıf olduğu durumlardaki sonuçlar bakımından değerlendirme yapılmamıştır. Ek olarak kasın hipertrofik durumu sağ ve sol olarak ayırım

yapılmadan bilateral olarak refere edilmiştir. Yapılan çalışmalar iliopsoas kasının atrofisi sonucunda da ortaya çıkabilecek sonuçlardan bahsetmiş ek olarak da bu etkilerin bilateral ve unilateral olduğunda sonuçlarının değiştiğine değinmiştir [73]. Güç artış ve azalışının %30 ile sınırlı kalması ve bu farkın artması durumunda sonuçlarda ne gibi değişiklikler olacağı konusunda da sınırlı bilgiye erişilmiştir. Yapılan diğer bir çalışmada ise multifidus ve iliopsoas kasları arasındaki güç farkının yansımalarını torokolumbal bileşkeye kadar yansıdığını ve burada mekanik değişiklikler yarattığından bahsetmiştir [72].

Ancak yukarıda işaret edilen çalışmalarda diskte ve faset eklemlerde bahsi geçen etkilerin verileri tam olarak tanımlanmamıştır. Çalışmamız ise bu geniş etki alanının bir kısmını aydınlatsa da yine de belirtilen yönleri ile ilgili genişletilmiş çalışma yapılması gereklidir.

Gerçek ortam analizleri (Kadavra veya model çalışmaları) yapılarak sonlu elemanlar model çalışmaları ile elde edilen sonuçların karşılaştırılarak çalışmanın güvenilirlik ve geçerliliği arttırılabilir.

6. ÇIKARIMLAR

Bu çalışmanın sonuçları göstermiştir ki;

-Multifidus kası atrofik ve hipertrofik iliopsoas durumlarında lomber disk basıncı artmakta, faset eklemler üzerinde etki eden reaksiyon kuvvet miktarı referans kas grubu modellerine göre artış göstermektedir.

-Multifidus kasının hipertrofik olduğu, iliopsoas kasının normal ve hipertrofik olduğu durumlarda disk ve faset eklemler üzerine etki eden reaksiyon kuvveti azalmaktadır.

-Özellikle fleksiyon durumunda lumbal 4-5, Lumbal 5-sakral 1 segmentlerinde etki eden reaksiyon kuvveti multifidusun atrofik olduğu durumda maksimum seviyeye yükselmiştir.

Disklerde ve faset eklemlerdeki reaksiyon kuvvetlerinde bu artış göz önünde bulundurulduğunda; tekrarlayan fleksiyon ve aksiyal yüklenmelere maruz kalan hastalarda diskin ve faset eklemlerin üzerine aşırı yüklenmeye bağlı erken dönemde dejenerasyon ihtimalini artıracığından;

-Sonuç olarak klinik ortamda;

Non-Spesifik bel ağrıları, lomber aks problemleri, faset eklem dejenerasyonları, disk patolojileri veya cerrahi sonrasında görülen bel ağrılarında multifidus ve psoas majör kas kuvvetleri değerlendirilmeli ve psoas majör kasının multifidus kasına göre daha güçlü olduğu veya kuvvetlerinin yakın olduğu durumlarda; multifidus kas kuvveti artırılmalı ek olarak iliopsoas kasına myofasial masaj veya gevşetici teknikler uygulanmalıdır.

-Rehabilitasyon esnasında psoas majör kasına izole kuvvet egzersizi yaptırılmamalı, özellikle abdominal güçlendirme egzersizleri esnasında kalça fleksörlerini dahil etmemeye özen gösterilmelidir.



KAYNAKÇA

- [1] A. S. Murat Hancı, «Baş Boyun Bel Ağrıları,» %1 içinde *Bel Ağrılarının Tedavisinde Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon Yöntemleri*, İstanbul, Kaya Basım, 2002, pp. 181-9.
- [2] H. S. B. H. A. S. H. E. S. A. İ. Yasemin Yumusakhuyly, «Kronik Bel Ağrısının Ekonomik Maliyeti,» *Bozok Tıp Dergisi*, cilt 8, no. 1, pp. 66-74, 2018.
- [3] P. S. Roger Chou, «Will this patient develop persistent disabling low back pain?,» *JAMA*, cilt 13, no. 303, pp. 1295-1302, 2010.
- [4] H. Schleswing, «Diagnostic Studies in Clinical Practice,» *Ortop Clin North Am.*, cilt 3, no. 14, p. 517, 1983.
- [5] S. A. E. A. Vugar Nabiyev, «Bel Ağrısında Tanı ve Tedavi Algoritması,» *TOTBİD*, cilt 1, no. 14, pp. 242-251, 2015.
- [6] L. G. M. Maryse Fortin, «Multifidus and Paraspinal Muscle Group Cross-Sectional Areas of Patients With Low Back Pain and Control Patients: A Systematic Review With a Focus on Blinding,» *Phys Ther.*, cilt 7, no. 15, pp. 873-888, 2013.
- [7] İ. V. Odar, «Hareket Sistemi,» %1 içinde *Anatomi Ders Kitabı*, Ankara, Yeni Desen, 1972, pp. 1-82.
- [8] B. M. L. R. M. S. E. S. U. S. Anne Gilroy, «Kemikler, Bağlar ve Eklemler,» %1 içinde *GİLROY ANATOMİ ATLASI*, cilt 1, Ankara, Palme Yayıncılık, 2010, p. 9.
- [9] H. F.-J. Staubesand, «Gövde Bölümü,» %1 içinde *Sobotta İnsan Anatomisi Atlası*, Münih, Beta Basın Yayın, 1990, pp. 2-39.
- [10] A. F. Ö. Mehmet Zileli, «Omurilik ve Omurga Cerrahisi,» %1 içinde *Omurga ve Omurilik Anatomisi-Embriyolojisi*, İzmir, Saray Medikal Yayıncılık, 2014, pp. 1-35.
- [11] E. Rıdvan, *Vertebraların Anatomisi*, Ankara: Türk Hava Kurumu Basımevi, 1992, pp. 21-44.
- [12] A. E. Kaplan Arıncı, «Eklemler,» %1 içinde *Anatomi*, Ankara, Güneş Kitapevi, 1992, pp. 115-117.
- [13] B. Göker, «Endoskopik Transforaminal Lomber Disk Cerrahisinde,» *Uzmanlık Tezi*, 2010.
- [14] S. Yıldırım, «Lumbal Disk Hernisi Olan Erkek Hastalarda Protrüzyon Miktarının Ağrı, Lumbal Hareketlilik, Fiziksel Fonksiyon Ve Multifidus Kası Kesit Alanı Üzerine Etkisinin Araştırılması,» *Yüksek Lisans Tezi*, 2020.

- [15] J. N. G. J. M. B. B. K. K. a. A. R. Marc D. Fisicaro, «Basic Anatomy of The Cervical, Thorasic, Lumbar, Sacral Spine,» *Spine Core Knowledge in Orthopaedics*, cilt 1, no. 5, pp. 1-13, 2005.
- [16] N. G. O.Goel YK, «Stres-Strain Characteristic Of Spinal Ligaments,» *Trans Orthop Res. Soc.*, cilt 1, no. 32, pp. 1-2, 1986.
- [17] Y. G. K. Mehmet Beyazova, «Lomber Omurganın Fiziksel Özellikleri ve Fonksiyonel Biyomekaniği,» %1 içinde *Fiziksel Tıp ve Rehabilitasyon*, 3 dü., cilt 1, Ankara, Güneş Yayıncılık, 2000, pp. 459-478.
- [18] N. Hüseyinoğlu, «'Lomber disk hernisine bağlı siyataljilerin tedavisinde lomber manipölasyon ve fizik tedavi uygulamalarından hot-pack ultrason ve lomber intermittant traksiyonla alınan sonuçların karşılaştırılması,» *Uzmanlık Tezi*, 1989.
- [19] M. Y. A. W. Albert Olszewski, «The anatomy of the human lumbar ligamentum flavum. New observations and their surgical importance,» *Spine*, cilt 20, no. 21, pp. 2307-2312, 1996.
- [20] T. M. T. H. K. D. K. N. M. K. Tetsuya Nakatani, «Mechanical stretching force promotes collagen synthesis by cultured cells from human ligamentum flavum via transforming growth factor B-1,» *Jounal of orthopaedic reseaech*, cilt 6, no. 20, pp. 1139-1386, 2002.
- [21] P. L. X. A. Z. L. J. L. C. Chunlei Liu, «Clusterin negatively modulates mechanical stress-mediated ligamentum flavum hypertrophy through TGF-B1 signaling,» *Experimental-Molecular Medicine*, cilt 9, no. 54, pp. 1549-1562, 2022.
- [22] T. Ş. Serkan Unlu, «Bel Ağrısı Olan Hastalarda Psoas Kas Atrofisi ile İntervertebral Disk ve Faset Eklem Dejenerasyonu Arasındaki İlişkinin Lomber Omurga MRG Kullanılarak Değerlendirilmesi,» *Kahramanmaraş Sütçü İmam Üniversitesi Tıp Fakültesi Dergisi*, cilt 17, no. 2, pp. 5-14, 2022.
- [23] O. Beadle, «The intervertebral discs: Observations on their normal and morbid anatomy in relation to certain spinal deformities,» *British Journal of Surgery*, cilt 19, no. 76, p. 667, 1 nisan 1931.
- [24] H. Inoue, «Three-Dimensional Architecture of Lumbar Intervertebral Discs,» *Spine*, cilt 2, no. 6, pp. 139-146, 1981.
- [25] C. Peereboom, «Some biochemical and histochemical properties of the age pigment in the human IVD,» *Histochemie*, cilt 1, no. 37, p. 119, 1976.
- [26] H. R. Y. A. Brown Thornton, «Some Mechanical Tests on the Lumbosacral Spine with Particular Reference to the Intervertebral Discs,» *The Jone Joint Surgery*, cilt 5, no. 39, pp. 11-35, 1957.
- [27] M. B. Y. G. K. Mustafa Karataş, «Lomber Omurganın Fiziksel Özellikleri ve Fonksiyonel Biyomekaniği,» %1 içinde *Fiziksel Tıp ve Rehabilitasyon*, 3 dü., cilt 1, Ankara, Güneş Tıp Kitapevi, 2000, pp. 459-480.

- [28] H. Fahrni, «Conservative Treatment of Lumbar Disc Degeneration: Our Primary Responsibility,» *Orthopedic Clinics of North America*, cilt 1, no. 6, pp. 93-104, 1975.
- [29] M. B. M. M. F Postacchini, «Morphologic changes in annulus fibrosus during aging. An ultrastructural study in rats,» *Spine*, cilt 6, no. 9, pp. 596-603, 1984.
- [30] E. G. Cavlak, «Lomber Disk Hernili Hastalarda Klasik Fizik Tedavi Programına Eklenen Femoral Ve Siyatik Sinir Germe Tedavisinin Etkinliği:Randomize Kontrollü Çalışma,» *Yüksek Lisans Tezi*, 2016.
- [31] N. Hendry, «The hydration of the nucleus pulposus and its relation to intervertebral disc derangement,» *The Bone Joint Journal*, cilt 1, no. 40, pp. 132-144, 1958.
- [32] L. Kazarian, «Injuries to the human spinal column: biomechanics and injury classification,» *Exercise and Sport Sciences Reviews*, no. 9, pp. 297-352, 1981.
- [33] A. M. S. K. N. K. H. K. A. D. Erdal Kalkan, «İnsan İntervertebral Diskinin Yapı ve Fonksiyonları,» *Süleyman Demirel Üniversitesi Tıp Fakültesi Dergisi* , cilt 2, no. 4, pp. 50-62, 1995.
- [34] H. D. Richard Aspden, «Vertebral Uç Plak Kıkırdağında Kollajen Fibril Yöneliminin Belirlenmesi,» *Connect Tissue Research* , cilt 1, no. 9, pp. 83-87, 1981.
- [35] K. Pritzker, «Aging and Degeneration in the Lumbar Intervertebral Disc,» *Orthopedic Clinics of North America*, cilt 1, no. 8, pp. 65-77, 1977.
- [36] L. Kazarian, «Injuries to the human spinal column: Biomechanics and Injury Classification,» *Exercise Sport Science Review*, cilt 1, no. 9, pp. 297-352, 1981.
- [37] J. R. Armstrong, «Lumbar Disc Lesions,» *Postgraduate Medical Journal*, cilt 34, no. 396, pp. 77-109, 1958.
- [38] P. P. H. B. A. M. D. P. Zhao Fengdong, «Vertebral fractures usually affect the cranial endplate because it is thinner and supported by less-dense trabecular bone,» *Bone*, cilt 2, no. 44, pp. 372-379, 2009.
- [39] M. V. Susan Jenö, «Anatomy, Back, Latissimus Dorsi,» *StatPearls*, cilt 1, no. 25, pp. 67-89, 2023.
- [40] V. A. S. D. D. L. S. R. Frank Willard, «The thoracolumbar fascia: anatomy, function and clinical considerations,» *Journal of anatomy*, cilt 6, no. 221, pp. 507-536, 2012.
- [41] G. J. D. S. Nikolay Bogduk, «The morphology and biomechanics of latissimus dorsi,» *Clinical Biomechanics* , cilt 6, no. 13, pp. 377-385, 1998.
- [42] B. H. Carlos J. Roldan, «Carlos Jlliocostalis Thoracis-Lumborum Myofascial Pain: Reviewing a Subgroup of a Prospective, Randomized, Blinded Trial. A Challenging Diagnosis with Clinical Implications,» *Researchgate*, cilt 6, no. 19, pp. 363-372, 2016.
- [43] C. G. ., S. ., B. Julie Gizler, «Multifidus size and symmetry among chronic LBP and healthy asymptomatic,» *Manuel Therapy*, cilt 1, no. 13, pp. 43-49, 2008.

- [44] M. M. S. G. J. D. C. J.A.Hides, «Evidence of lumbar multifidus muscle wasting ipsilateral to symptoms in patients with acute/subacute low back pain,» *Spine*, cilt 2, no. 19, pp. 165-172, January 1994.
- [45] D. S. D. J. Karen Barker, «Changes in the Cross-Sectional Area of Multifidus and Psoas in Patients With Unilateral Back Pain,» *Spine*, cilt 22, no. 29, pp. 515-519, 2004.
- [46] S.-H. L. D. Y. L. Wook Ha Kim, «Changes in the Cross-Sectional Area of Multifidus and Psoas in Unilateral Sciatica Caused by Lumbar Disc Herniation,» *Journal of Korean Neurosurgical Society*, cilt 3, no. 50, pp. 201-204, 2011.
- [47] M. Ş. V. T. Ç. M. P. Özcan Ekşi, «EE.Özcan-Ekşi, Murat Ş.Ekşi,VU. Turgut, Ç.CanbolatBel ağrısı olan kadınlarda L4-L5 seviyesinde multifidus ve psoas arasındaki karşılıklı ilişki,» *British Journal of Neurosurgery*, cilt 2, no. 35, pp. 220-228, 2020.
- [48] Y. Y. H. T. K. S. T. D. M. Y. K. K. Y. N. M. Y. Banno T., «Banno, T., Yamato, Y., Hasegawa, T., Kobayashi, S., Togawa, D., Oe, S., Mihara, Y., Kurosu, K., Yamamoto, Assessment of the Cross-Sectional Areas of the Psoas Major and Multifidus Muscles in Patients With Adult Spinal Deformity: A Case Control Study,» *Clinical Spine Surgery*, cilt 7, no. 30, pp. 968-973, 2017.
- [49] B. M. B. M. D. M. W. M. P.-A. M. S. M. Grzonkowska M, «Grzonkowska M, Baumgart M, Badura M, Dombek M, WiśniewQuantitative anatomy of the growing quadratus lumborum in the human foetus,» *Surgery Radiol Anatomy*, cilt 1, no. 40, pp. 91-98, 2018.
- [50] T. H. P. S. K. M. S. W. J.Gizler, «Psoas and quadratus lumborum muscle asymmetry among elite Australian Football League Players,» *British Journal of Sports Medicine*, cilt 8, no. 44, pp. 563-567, 2008.
- [51] M. P. H. G. Nikolai Bogduk, «Anatomy and biomechanics of psoas major,» *Clinical biomechanics*, cilt 2, no. 7, pp. 109-119, 1992.
- [52] G. S. K. M. N. R. J. I. M. D. M. Juraj Arbanas, «Fibre type composition of the human psoas major muscle with regard to the level of its origin,» *Journal of Anatomy*, cilt 6, no. 215, pp. 636-641, 2009.
- [53] P. B. M. J. Sean Gibbons, «Assessment and rehabilitation of the stability,» *Manuelle Therapie*, cilt 1, no. 11, pp. 177-187, 2001.
- [54] S. Gibbons, «Psoas major'un anatomisi,Psoas fizyolojisi ve fonksiyonu üzerine bir inceleme : Yeni bir stabilite modeli,» %1 içinde 11. Yıl Ulusal Ortopedi Sempozyumu, Halifax Kanada, 1999.
- [55] D. B. L. B. B. James Morris, «Role of the Trunk in Stability of the Spine,» *Journal of Bone and Joint Surgery*, cilt A, no. 43, pp. 327-351, 1961.
- [56] A. B. U. j. C. Faisal S., «Faisal, S., Al Bastaki, U. Lomber Omurgadaki Psoas Major Kası: Anatomisi, Anatomik Varyantları, Biyomekaniği ve Etkileyen Patolojilerinin İncelenmesi,» *Çağdaş Tanısal Radyoloji*, cilt 1, no. 40, pp. 1-7, 2017.

- [57] C. A. G. M. Frank Netter, «Kas sistemi,» %1 içinde *Netter Anatomi Atlası*, F. H. Netter, Dü., Ankara, Güneş Yayınevi, 2020, pp. 8-16.
- [58] K. W. K. H. Raghu Natarajan, «Biomechanical analysis of a long-segment fusion in a lumbar spine-a finite element model study,» *The Journal of Biomechanical Engineering*, cilt 9, no. 140, p. 140, 2018.
- [59] X. F. C. D. J. M. Z. L. P. T. T. Z. X. M. Guijun Xu, «Biomechanical comparison of mono-segment transpedicular fixation with short-segment fixation for treatment of thoracolumbar fractures: a finite element analysis,» *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers*, cilt 10, no. 228, pp. 1005-1013, 2014.
- [60] P. Y. K. K. Y. Park WM, « Biomechanical comparison of instrumentation techniques in treatment of thoracolumbar burst fractures: A finite element analysis,» *Journal Orthopaedic Science*, cilt 2, no. 14, pp. 443-449, 2009.
- [61] W. X. R. D. L. Y. L. S. W. P. Su Y, «A finite element study on posterior short segment fixation combined with unilateral fixation using pedicle screws for stable thoracolumbar fracture,» *Medicine*, no. 34, p. 97, 2018.
- [62] C. W. S. W. Y. F. X. L. Lu Wangab, « Factors influencing the mechanical properties of bone. Biomaterials,» *Biomaterials*, cilt 27, no. 29, pp. 2727-2773, 2008.
- [63] L. D. G. M. K. B. T. F. Buchanan T. S., «Neuromusculoskeletal modeling: estimation of muscle forces and joint moments and movements from measurements of neural command,» *Journal of Applied Biomechanics*, cilt 4, no. 20, pp. 367-395, 2004.
- [64] S. C. A. V. G. P. R. B. C. ., H. R. C. S. C. T. Thorpe, «Tendon overload results in alterations in cell shape and increased markers of inflammation and matrix degradation. Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials,» *Biomedical Materials*, no. 39, pp. 91-98, 2014.
- [65] M. K. R. W. C. T. R. Feven Matthews Michael, « Effect ofnanofillers on the physico-mechanical properties of load bearing bone implants.,» *Materials Science and Engineering*, cilt c, no. 67, pp. 792-806, 2016.
- [66] Y. N. Umale S., «Mechanisms of cervical spine disc injury under cyclic loading,» *Asian SpineJournal*, cilt 5, no. 12, pp. 910-918, 2018.
- [67] R. E. P. H. K. A. P. K. M. M. H. G. Lu Y., «Strain changeson the cortical shell of vertebral bodies due to spine ageing: A parametric study using a finite elementmodel evaluated by strain measurements. The Proceedings of The Institution of Mechanical Engineer,» *Journal of Mechanicals Engineers*, cilt 12, no. 227, pp. 1265-1274, 2013.
- [68] C.-H. C. C.-T. L. Y.-N. C. T.-H. Y. C.-J. C. C.-H. C. Chih-Wei Chang, « Role of an additional third screw in the fixation of transverse patellar fracture with two parallel cannulated screw and anterior wire,» *BMC Musculoskeletal Disorders*, cilt 1, no. 21, pp. 1-11, 2020.

- [69] K. S. C. S. D. H. B. G. Ivan Zderic, «Biomechanical evaluation of the tension band wiring principle. A comparison between two different techniques for transverse patella fracture fixation,» *Injury*, cilt 8, no. 48, pp. 1749-1757, 2017.
- [70] Y. R. A. S. M. v. d. 2. ,. 2.] Kuroda, « Psoas Vadisi'nin anatomik varyasyonu: kapsamlı bir inceleme,» *BMC Musculoskelet Disord*, no. 21, p. 219, 2020.
- [71] W. Aspinall, «Clinical Implications of Iliopsoas Dysfunction,» *Manuel ve Manipülatif Terapi Dergisi*, cilt 1, no. 2, p. 41–46, 1993.
- [72] H. H. A. S. VanDyke JA, «Review of iliopsoas anatomy and pathology,» *Radyografik*, cilt 1, no. 7, pp. 53-84, 1987.
- [73] M. A., «The Iliopsoas Muscle,» *Clinical Symposia*, cilt 3, no. 12, pp. 69-72, 1960.

