T.C.
İSTANBUL ÜNİVERSİTESİ-CERRAHPAŞA
LİSANSÜSTÜ EĞİTİM ENSTİTÜSÜ

DOKTORA TEZİ

TİTREŞİME MARUZ KALAN İNSAN VÜCUDUNUN OMURGA BÖLGESİNİN BİYOMEKANİK ANALİZİ

Suzan Cansel DOĞRU

DANIŞMAN
Doç. Dr. Yunus Ziya ARSLAN

Makine Mühendisliği Anabilim Dalı

Makine Mühendisliği Programı

İSTANBUL-2020

Bu çalışma 09.03.2020 Tarihinde aşağıdaki jüri tarafından Makine Mühendisliği Anabilim Dalı, Makine Mühendisliği Programı Doktora Tezi olarak kabul edilmiştir.

TEZ JÜRİSİ

Doç. Dr. Yunus Ziya ARSLAN
İstanbul Üniversitesi-Cerrahpaşa
Mühendislik Fakültesi

Prof. Dr. Cemal BAYKARA
İstanbul Teknik Üniversitesi
Makine Fakültesi

Doç. Dr. Hüseyin BOTANLIOĞLU
İstanbul Üniversitesi-Cerrahpaşa
Cerrahpaşa Tıp Fakültesi

Doç. Dr. Yener TAŞKIN
İstanbul Üniversitesi-Cerrahpaşa
Mühendislik Fakültesi

Dr.Öğr.Üyesi Hande Argunşah BAYRAM
Acıbadem Üniversitesi
Mühendislik Fakültesi

20.04.2016 tarihli Resmi Gazete'de yayımlanan Lisansüstü Eğitim ve Öğretim Yönetmeliğinin 9/2 ve 22/2 maddeleri gereğince; Bu Lisansüstü teze, İstanbul Üniversitesi-Cerrahpaşa'nın abonesi olduğu intihal yazılım programı kullanılarak Lisansüstü Eğitim Enstitüsü'nün belirlemiş olduğu ölçütlere uygun rapor alınmıştır.

Bu çalışma İstanbul Üniversitesi-Cerrahpaşa Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinasyon Birimi tarafından desteklenmiştir. Proje numarası: FDK-2016-21712.
Bu çalışma 2015 2. Dönem yarıyılı TÜBİTAK - BİDEB 2214-A Yurt Dışı Doktora Sırası Araştırma Burs Programı ile desteklenmiştir.

ÖNSÖZ

“Hayatta en hakiki mürşit ilimdir.” Mustafa Kemal ATATÜRK. Minnet ve özlemle anıyorum.

Lisans eğitimim sonrası, Lisansüstü eğitimin kapısına beni ulaştıran yol gösterici Hocam Doç. Dr. Mehmet YETMEZ’e, Yüksek Lisans eğitimimde ufkumu açan Hocalarım Doç. Dr. Emin SÜNBÜLOĞLU ve Öğr. Gör. Dr. S.Ergün BOZDAĞ’a, Doktora eğitimimde bilimin gücünü, doğruluğunu, sorgulayıcı yönünü gösteren, sadece doktora tez ve akademik çalışmalarda değil hayata dair bilgi, yorum ve deneyimlerini her zaman büyük keyifle paylaşan Hocam Doç. Dr. Yunus Ziya ARSLAN’a saygılarımı, sevgilerimi ve teşekkürlerimi sunarım.

I would like to thank Dr. Michael GRIFFIN for giving me the opportunity to be a member of Human Factors Unit within the ISVR at the University of Southampton. I would like to thank Dr. Yi QIU for giving me the opportunity to study and teaching me about the knowledge in the field of human vibration. I also appreciated having gorgeous days with the members in the unit and all the friends at the University of Southampton.

İstanbul Üniversitesi-Cerrahpaşa, Makine Mühendisliği’nde tüm arkadaş ve Hocalarıma destekleri için teşekkür ederim.

Her zaman yanımda olan sevgili ailem, sizi çok seviyorum. İyi ki varsınız.

Şubat 2020 Suzan Cansel DOĞRU

İÇİNDEKİLER

Sayfa No

ÖNSÖZ ..... **iv**
İÇİNDEKİLER ..... **v**
ŞEKİL LİSTESİ ..... **viii**
TABLO LİSTESİ ..... **xii**
SİMGE VE KISALTMA LİSTESİ ..... **xiv**
ÖZET ..... **xvii**
1. GİRİŞ **1**
1.1. AMAÇ 1
1.2. HİPOTEZ 1
1.3. YÖNTEM 2
2. GENEL KISIMLAR **6**
2.1. OMURGA 6
2.1.1. Omurga anatomisi 6
Omur (vertebra) *7*
Omurlararası disk *8*
Faset eklem *10*
Ligament (Bağ doku) *11*
Kas *12*
2.1.2. Lumbar bölge kinematiği 14
2.1.3. Omurganın stabilizasyon sistemi 16
2.2. YÜZEYEL EMG 16
2.3. TİTREŞİM 17
2.4. LİTERATÜR ÖZETİ 19
2.4.1. Titreşimin omurga üzerindeki etkisinin deneysel yollarla incelenmesi 20
EMG ölçümleri *20*
Kinematik ölçümler *21*
Kinetik ölçümler *24*
2.4.2. Omurgada titreşimin sayısal analiz ile incelenmesi 27
2.5. YÖNTEM VE AMACIN ÖZGÜNLÜĞÜ 34
3. MALZEME VE YÖNTEM **36**

3.1. DENEYSEL ÇALIŞMA 36
3.1.1. Deney odası 38
Ekipmanlar *38*
Veri toplama sistemi ve senkronizasyon *40*
Kuvvetölçer kalibrasyonu *41*
İvmeölçer kalibrasyonu *41*
Gönüllüler *41*
3.1.2. Uygulanacak titreşimin karakteristiği ve üretimi 42
3.1.3. Veri kaydı ve işleme 45
İvme ölçümü *45*
Açı düzeltme *46*
Kuvvet ölçümü *46*
Kuvvet platformu kütlesinin etkisini ölçme *46*
EMG kas aktivasyonu ölçümü *47*
EMG'nin normalizasyonu *49*
3.1.4. Tez kapsamında dikkate alınan metrikler 50
Rezonans frekansı *50*
Görünür kütle *51*
İvme geçirgenliği *51*
EMG RMS *52*
Düşey konum değişimi *52*
Omurların açısal hareketi *54*
3.2. KAS İSKELET MODELİ 54
3.2.1. Hibrid modelin oluşturulması 55
3.2.2. Ölçeklendirme 58
3.2.3. Ters kinematik analiz 60
3.2.4. Statik optimizasyon 62
3.3. SONLU ELEMANLAR ANALİZİ 69
3.3.1. Modelleme 69
3.3.2. Malzeme özellikleri 73
3.3.3. Eleman yapısı ve bağlantıları 78
3.3.4. Yükleme ve sınır koşulları 79
3.4. İSTATİSTİKSEL ANALİZ 82
4. BULGULAR 83

4.1. DENEYSEL SONUÇLAR 83
4.1.1. Rezonans frekansı 83
4.1.2. Görünür kütle 83
4.1.3. Geçirgenlik 84
4.1.4. EMG RMS 90
4.2. KAS İSKELET ANALİZİ SONUÇLARI 93
4.3. SONLU ELEMANLAR ANALİZİ SONUÇLARI 94
4.3.1. Gerilme 94
Omurlararası disk *94*
Omur *96*
4.3.2. Genleme 99
Omurlararası disk *99*
Omur *100*
5. TARTIŞMA VE SONUÇ 103
KAYNAKLAR 113
EKLER 129
EK-1 Cihazların teknik bilgisi 129
Ek-2 EMG elektrodları ve ivmeölçerin yerleşimi 131
Ek-3 Sağlık anketi formu 133
Ek-4 Onay formu 139
Ek-5 Etik onay 141
ÖZGEÇMİŞ 143

ŞEKİL LİSTESİ

Sayfa No

Şekil 1.1: Tez aşamalarını gösteren blok diyagram ……3

Şekil 2.1: Omurgaya ön, yan ve arka düzlemden genel bakış *(Putz vd. 1994)* …….6

Şekil 2.2: Omurun elemanları *(White ve Panjabi, 1990).*…...……...8

Şekil 2.3: a. Omurlararası diskin genel görünümü, b. Annulus fibrozus ve nucleus pulpozus görünümü, c. Lameller katman yapı ve kolajen fiber dokunun katmanlar arası çapraz dizilimi *(Newell ve diğ., 2017).* …….....9

Şekil 2.4: Nucleus pulpozus ve annulus fibrozusun yüklü ve yüksüz görselleri *(Kurtz, 2006)*……... 10

Şekil 2.5: Fasetlerin görünümü *(Cramer ve Darby, 1995).* …….11

Şekil 2.6: Ligamentin anatomik yapısı *(Kurtz, 2006).* ……12

Şekil 2.7: Multifidus, Quadratus lumborum, Longissimis thoracic, Iliocostalis lumborum kasları *(Collier, 2014).* …….13

Şekil 2.8: Latissimus Dorsi ve Trapezius kasları *(Collier, 2014).*……...14

Şekil 2.9: Hill kas ve tendon modeli.……30

Şekil 2.10: Kas-tendon ünitesi kuvvet-boy değişimi grafiği …….……...31

Şekil 3.1. (a) Deneylerde yer alan ivme ve kuvvet sensörlerinin pozisyonları, yan görünüş (b) EMG sensörlerinin pozisyonları, arka görünüş. z yönündeki ivme a_z, x yönündeki ivme a_x, z yönündeki kuvvet F_z, torakal 7 omuru T7, torakal 11 omuru T11, lumbar 1 omuru L1, lumbar 5 omuru L5, arka üst ilyak omurga PSIS, koltuk k, EMG longissimus EMG_l, EMG iliocostalis EMG_i, EMG multifidus EMG_m olarak kısaltılmıştır……..…37

Şekil 3.2: Kuvvet platforumunu içeren rijit koltuk……...38

Şekil 3.3: İvme ölçerli tahta blok ve cilde göre tanımlanan yönler…….39

Şekil 3.4: Deney düzeneği……39

Şekil 3.5: Gönüllünün (a) EMG şeritlerinin yapıştırılması, (b) ivmeölçerlerin yapıştırılması, (c) platforma oturtulması ……..48

Şekil 3.6: Omurga kaslarından en yüksek serbest kasılma elde edebilmesi için uygulanan hareket *(Conway ve diğ., 2016)*..…….. ..49

Şekil 3.7: Koltuğun ivme ve konum grafiği…….53

Şekil 3.8: Deneysel ve hesaplamalı yöntemle elde edilen koltuk ivmesi sonuçları…….54

Şekil 3.9: (a) OpenSim kütüphanesinde yer alan hibrid model (b) bu tez kapsamında güncellenmiş model……..56

Şekil 3.10: (a) OpenSim kütüphanesinde yer alan model (b) Gönüllüye göre ölçeklendirilmiş ve omurların açısal dizilimi dik pozisyon oturuşa uygun hale getirilmiş model……..59

Şekil 3.11: Kullanılan işaretleyicilerin konumları……60

Şekil 3.12: Fleksiyon/ekstansiyon sırasında (a) L5 omurunun deneysel ve ters kinematik analiz yoluyla bulunan açısal hareketi (b) T11 omurunun deneysel ve ters kinematik analiz yoluyla bulunan açısal hareketi…….…….62

Şekil 3.13: EMG ölçümü ile OpenSim statik optimizasyon sonucu elde edilen kas aktivasyonu karşılaştırması a) Multifidus kası (b) İliocostalis kası (c) Longissimus kası…… 66

Şekil 3.14: EMG ölçümü ile OpenSim statik optimizasyon sonucu elde edilen kas kuvveti karşılaştırması (a) Multifidus kası (b) İliocostalis kası (c) Longissimus kası……...68

Şekil 3.15: Omurlar ve pelvis-sakrum görünüşü……..69

Şekil 3.16: (a) Omurların dizilimi (b) Omurların ölçeklendirilmesi……70

Şekil 3.17: (a) Omurlararası disk modelinin katmanları Mimics görünümü (b) Katmanlar üzerinde lif yapının dağılımı…….71

Şekil 3.18: Kemik, omurlararası disk, faset ve ligamentleri içeren model……...73

Şekil 3.19: Kemik dokusunun yoğunluk dağılımı……74

Şekil 3.20. Ön boylamsal ligament (ALL) gerilme-genleme grafiği……76

Şekil 3.21: Ligament ve omurların yer aldığı genel görünüm……..77

Şekil 3.22: Sonlu elemanlar modeli genel görünüm…….79

Şekil 3.23: Sonlu elemanlar modeline uygulanan yükleme ve sınır koşulları……..81

Şekil 3.24: L5 omurunun deneysel ve sonlu elemanlar analizi yoluyla bulunan fleksiyon/ekstansiyon açısal hareketi……82

Şekil 4.1.12 gönüllünün normalize edilmiş ve ortalaması alınmış görünür kütle grafiği (kesikli çizgi, noktalı çizgi ve düz çizgi sırasıyla 0.5, 1 ve 2 ms^{-2} RMS genliğini gösterir) ……84

Şekil 4.2.12 gönüllünün normalize edilmiş ve ortalaması alınmış PSIS-koltuk geçirgenliği grafiği (kesikli çizgi, noktalı çizgi ve düz çizgi sırasıyla 0.5, 1 ve 2 ms^{-2} RMS genliğini gösterir) ……..……85

Şekil 4.3.12 gönüllünün normalize edilmiş ve ortalaması alınmış L5-koltuk geçirgenliği grafiği (kesikli çizgi, noktalı çizgi ve düz çizgi sırasıyla 0.5, 1 ve 2 ms^{-2} RMS genliğini gösterir) ……..……86

Şekil 4.4.12 gönüllünün normalize edilmiş ve ortalaması alınmış L1-koltuk geçirgenliği grafiği (kesikli çizgi, noktalı çizgi ve düz çizgi sırasıyla 0.5, 1 ve 2 ms^{-2} RMS genliğini gösterir) ……..……87

Şekil 4.5.12 gönüllünün normalize edilmiş ve ortalaması alınmış T11-koltuk geçirgenliği grafiği (kesikli çizgi, noktalı çizgi ve düz çizgi sırasıyla 0.5, 1 ve 2 ms^{-2} RMS genliğini gösterir) ……..……88

Şekil 4.6.12 gönüllünün normalize edilmiş ve ortalaması alınmış T7-koltuk geçirgenliği grafiği (kesikli çizgi, noktalı çizgi ve düz çizgi sırasıyla 0.5, 1 ve 2 ms^{-2} RMS genliğini gösterir) ……...……89

Şekil 4.7. 12 gönüllünün Multifidus kasından alınan normalize edilmiş ve ortalaması alınmış EMG RMS grafiği (kesikli çizgi, noktalı çizgi ve düz çizgi sırasıyla 0.5, 1 ve 2 ms^{-2} RMS genliğini gösterir) …….……90

Şekil 4.8.12 gönüllünün İliocostalis kasından alınan normalize edilmiş ve ortalaması alınmış EMG RMS grafiği (kesikli çizgi, noktalı çizgi ve düz çizgi sırasıyla 0.5, 1 ve 2 ms^{-2} RMS genliğini gösterir) …….……91

Şekil 4.9.12 gönüllünün Longissimus kasından alınan normalize edilmiş ve ortalaması alınmış EMG RMS grafiği (kesikli çizgi, noktalı çizgi ve düz çizgi sırasıyla 0.5, 1 ve 2 ms^{-2} RMS genliğini gösterir) ……..…92

Şekil 4.10: Sonlu elemanlar modelinde kullanılan kas kuvvetleri ……..94

Şekil 4.11: L5-Sakrum omurlararası diskinde zamana bağlı ölçülen en yüksek Von Mises gerilmesi ……..…..……95

Şekil 4.12: L5-Sakrum omurlararası diskinde gerilme dağılımı ……96

Şekil 4.13: L4 omurunda zamana bağlı ölçülen en yüksek Von Mises gerilmesi…….…..97

Şekil 4.14: L4 omurunda gerilme dağılımı…….……..…97

Şekil 4.15: Omurga üzerinde gerilme dağılımı……..…….……98

Şekil 4.16: L5-Sakrum omurlararası diskinde zamana bağlı ölçülen en yüksek genleme…..99

Şekil 4.17: L5-Sakrum omurlararası diskinde genleme dağılımı……..100

Şekil 4.18: L1 omurunda zamana bağlı ölçülen en yüksek genleme…….…….101

Şekil 4.19: L1 omurunda genleme dağılımı ...…….…..101

Şekil 4.20: Omurga üzerinde genleme dağılımı……..……102

TABLO LİSTESİ

Sayfa No

Tablo 1.1: Kullanılan yazılımlarda girdi, yöntem, çıktı ve doğrulama tekniği…… 4

Tablo 2.1: Lumbar bölge omurlarındaki hareket aralığı *(White ve Panjabi, 1990)*…….15

Tablo 3.1: Deneysel çalışmanın özeti ……..37

Tablo 3.2: Gönüllülere ait özellikler……42

Tablo 3.3: Uygulanan titreşimin özellikleri …….…….43

Tablo 3.4: Deney süresince bir gönüllüye uygulanan titreşim dozu düzeyi (*TDD*) …….44

Tablo 3.5: Kas lokasyonları *(Collier, 2014)*……47

Tablo 3.6: Modele dahil edilen kas grupları……58

Tablo 3.7: Berlirli omurların toplam lumbar bölge hareketine oranı *(Christophy ve diğ., 2012; Wong ve diğ., 2006)*.....61

Tablo 3.8: Kas-iskelet modeli içinde EMG ölçümü yapılan kaslar…….…….64

Tablo 3.9: Ligament boyutlarını içeren çizelge *(Pintar ve diğ., 1992; *Chazal ve diğ., 1985;**Aihara ve diğ., 2002)*.....72

Tablo 3.10: Annulus disk dış katman fiberlerinin gerilme-genleme değerleri *(Shirazi-Adl ve diğ., 1986)*...……..75

Tablo 3.11: Ligamentlerin gerilme-genleme değerleri *(Chazal ve diğ., 1985)*...……77

Tablo 3.12: Sonlu elemanlar modeline uygulanan kas kuvvetleri.…….....80

Tablo 4.1 Omurlar arası disklerdeki en yüksek von Mises gerilmesi (MPa). ……..…..…...96

Tablo 4.2 Pelvis-sakrum ve omurlardaki en yüksek von Mises gerilmesi (MPa). …….……...98

Tablo 4.3 Pelvis-sakrum ve omurlardaki en yüksek von Mises genlemesi (%)....……...100

Tablo 4.4 Pelvis-sakrum ve omurlardaki en yüksek von Mises genlemesi (%).…..……...102

SİMGE VE KISALTMA LİSTESİ

Simgeler	Açıklama
m	: Metre
Hz	: Hertz
MPa	: Mega Paskal
s	: Saniye
%	: Yüzde
cm^3	: Santimetreküp
mm	: Milimetre
g	: Yerçekimi ivmesi
°	: Derece
kN	: Kilo Newton
mV	: Milivolt
a_z	: Koltuk ivmesi
kg	: Kilogram
a_w	: Anlık frekans ağırlıklı ivmelenme
t	: Zaman
T	: Ölçüm süresi
ms	: Milisaniye
W_k	: Frekans ağırlıklandırma faktörü
θ	: İvmeölçerin düşey eksenle yaptığı açı
$F_{platform}$	: Platform kuvvet değeri
$F_{gönüllü}$	: Gönüllünün koltuk yüzeyine uyguladığı kuvvet
$F_{ölçülen}$	: Kuvvet platformundan ölçülen kuvvet değeri
P_{yx}	: Çapraz güç spektrumu yoğunluğu
P_{yy}	: Güç spektrumu yoğunluğu
G_{xy}	: Kuvvet ve ivme arasındaki çapraz güç spektrumu
G_{xx}	: İvmenin güç spektrumu
G_{yy}	: Kuvvetin güç spektrumu
$m_{görünür}$	: Görünür kütle
F_{RMS}	: Koltuktan ölçülen kuvvet
α_{RMS}	: Koltuktan ölçülen ivme

f : Frekans

α : İvme genliği

D : Konum

d_{X1}, d_{X2} : Yatay ivmeden hesaplanan yatay konumlar

l : Tahta bloğun yatay eksendeki yüksekliği

y : Belirli bir omrun hareketi

x : Lumbar bölgenin toplam hareketi

k : Fonksiyonun eğimi

ρ : Yoğunluk

E : Elastisite modülü

a : Her bir kasın [0-1] arasında normalize edilmiş aktivasyonu

F_m^0 : Maksimum izometrik kas kuvveti

I_m : Kasın anlık boyu

v_m : Kasın anlık kasılma hızı

L_{tendon} : Tendon boyu

$L_{kas\text{-}tendon}$: Kas-tendon boyu

L_{kas} : Kas boyu

α_{kas} : Pennasyon açısı

C_{10} : Neo-Hookean hiperelastik parametre (kesme modülü)

D_1 : Neo-Hookean hiperelastik parametre (esneklik modülü)

Kısaltmalar	**Açıklama**
TÜBİTAK	: Türkiye Bilimsel ve Teknolojik Araştırma Kurumu
BİDEB	: Bilim İnsanı Destekleme Daire Başkanlığı
EMG	: Elektromyografi
RMS	: Ortalama karesel kök
BT	: Bilgisayarlı tomografi
L1	: Lumbar bölge 1. omuru
L2	: Lumbar bölge 2. omuru
L3	: Lumbar bölge 3. omuru
L4	: Lumbar bölge 4. omuru
L5	: Lumbar bölge 5. omuru
WBV	: Whole body vibration (Tüm vücut titreşimi)
USA	: Amerika Birleşik Devletleri

S1	: Sakrum 1. omuru
S2	: Sakrum 2. omuru
BS	: British standards
ISO	: Uluslararası Standartlar Teşkilatı
T1	: Trokal 1. omuru
T6	: Trokal 6. omuru
T7	: Trokal 7. omuru
T8	: Trokal 8. omuru
T9	: Trokal 9. omuru
T10	: Trokal 10. omuru
T11	: Trokal 11. omuru
T12	: Trokal 12. omuru
SD	: Serbestlik derecesi
HU	: Hounsfield birim
TDD	: Titreşim dozu düzeyi
PSIS	: Pelvisin arka üst iliak bölümü
RMSE	: Ortalama karesel kök hata
NRMSE	: Normalize ortalama karesel kök hata
min	: Minimum
c3d10h	: Hibrid 10 nodlu 3 serbestlik dereceli eleman
c3d4h	: Hibrid 4 nodlu 3 serbestlik dereceli eleman
sfm3d6	: 6 nodlu 3 serbestlik dereceli yüzey elemanı

ÖZET

DOKTORA TEZİ

TİTREŞİME MARUZ KALAN İNSAN VÜCUDUNUN OMURGA BÖLGESİNİN BİYOMEKANİK ANALİZİ

Suzan Cansel DOĞRU

İstanbul Üniversitesi-Cerrahpaşa

Lisansüstü Eğitim Enstitüsü

Makine Mühendisliği Anabilim Dalı

Danışman : Doç. Dr. Yunus Ziya ARSLAN

Araç kullanırken, yolun pürüzlülüğünden ve aracın motorundan kaynaklanan titreşimler başta koltuk olmak üzere araç ile temas edilen her bölge aracılığıyla insan vücuduna aktarılır. Tüm vücudu etkileyen bu tip titreşimlere tüm vücut titreşimi (whole body vibration) denir. Tüm vücut titreşimine maruz kalan insanların konforu ve sağlığı olumsuz biçimde etkilenebilir. Bu nedenle titreşimin insan vücudu üzerindeki etkisinin geniş kapsamlı olarak araştırılması önemli bir konudur.

Titreşime maruz kalındığında omurga kasları aktifleşerek vücut stabilitesinin bozulmaması için çalışırlar. Kasların ani aktifleşmesi ya da yüksek yüke maruz kalması kaslarda yorulmaya ve omurgada dejenerasyona sebep olabilir. Tüm vücut titreşimi omurlarası disklerde baskının artmasına ve bu yüzden özellikle lumbar omurga bölgesinde ağrılara neden olabilir.

Deneysel ölçümlerden elde edilen ivme, koltuk temas kuvveti ve kas aktivasyonu ile hesaplanan rezonans frekansı, geçirgenlik ve görünür kütle gibi fiziksel değerler titreşimin insan vücuduna

etkisini araştırmak için kullanılmaktadır. İnsan vücudunda oluşabilecek dejenerasyonun biyomekanik açıdan değerlendirilmesi omurgada oluşan yüklerin tespiti ile yapılabilir. Fakat doğrudan ölçüm ile kaslarda kas kuvvetlerinin veya omurga yapılarındaki gerilmelerin ölçülmesi teknik ve etik açıdan çoğu zaman zorlayıcıdır. Omurga bölgesinde oluşabilecek dejenerasyon tespitinin zorluğundan ötürü matematik modellere başvurulmaktadır.

Bu tez kapsamında titreşimin insan omurgası üzerindeki etkisinin biyomekanik açıdan değerlendirilmesi amaçlanmıştır. Bunu gerçekleştirmek için 12 sağlıklı gönüllüden titreşim ve elektromyografi (EMG) ölçümleri yapılmıştır. Matematik model girdilerinin oluşturulması ve analiz çıktılarının değerlendirilmesi için uygulanan deneysel çalışmada *i*) omurgayı saran lumbar multifidus, iliocostalis lumborum ve longissimus thoracic kaslarından yüzeyel EMG cihazı ile kas aktivasyonu, *ii*) pelvis, lumbar ve torakal omurlarına ve koltuk yüzeyine yerleştirilen ivmeölçerler ile ivme ve *iii*) kuvvet platformu ile gönüllünün koltuğa uyguladığı kuvvet ölçülmüştür. Dik oturma pozisyonu sırasında rijit koltuk aracılığı ile uygulanan düşey yöndeki titreşimlerin genlikleri 0.5, 1.0 ve 2.0 ms^{-2} RMS'dir. Titreşim sinyalinin frekansı 0.5 - 20 Hz arasında değişmektedir. Biyodinamik inceleme için EMG RMS, görünür kütle ve geçirgenlik değerleri hesaplanmıştır.

OpenSim kas-iskelet sistemi modelinde statik optimizasyon yaklaşımı kullanılarak omurga bölgesi kaslarının titreşim esnasındaki aktivasyonu ve ürettiği kuvvet tahmin edilmiştir. Analiz sonucu elde edilen kas aktivasyonları, kas kuvvetleri ve eklem açısal hareketleri deneysel yolla elde edilen EMG verisi ve omur açısal hareketleri ile karşılaştırılmıştır ve modelin doğrulaması yapılmıştır. Sonrasında, bir gönüllüye ait bilgisayarlı tomografi verisi kullanılarak lumbar bölge ve pelvis-sakrumun sonlu elemanlar modeli oluşturulmuştur. OpenSim modeli kullanılarak hesaplanan kas kuvvetleri sonlu elemanlar modeline yükleme koşulları olarak uygulanmış ve omurlar ile omurlararası disklerdeki gerilme-genleme dağılımı hesaplanmıştır. Bu modelin doğrulaması, modelden elde edilen omurların açısal hareket sonuçları ile deneysel ölçümlerle elde edilen sonuçların karşılaştırılması ile yapılmıştır.

Deneysel çalışma sonucunda gönüllülerin 0.5 ms^{-2} RMS genliği için ortalama 5.21±0.47 Hz, 1 ms^{-2} RMS genliği için 4.96±0.45 Hz ve 2 ms^{-2} RMS genliği için 4.65±0.38 Hz rezonans frekansına sahip olduğu bulunmuştur. Bu frekanslarda gönüllülerin özellikle lumbar multifidus kasında EMG kas aktivasyonu istatistiksel olarak anlamlı artış göstermiştir. Deneysel veriye dayalı çoklu-cisim modelinde yer alan kasların kuvvetleri statik optimizasyon yöntemi ile

hesaplanmıştır. Optimizasyon sonuçlarına göre, 2 ms^{-2} RMS genliğinde ve 4 Hz frekansındaki titreşimin özellikle lumbar multifidus kasında aktivasyon artışına neden olduğu belirlenmiştir. 2 ms^{-2} RMS genliğinde ve 4 Hz frekansı için hesaplanan kas kuvvetleri ve ölçülen koltuk tepki kuvvetinin yükleme şartı olarak kullanıldığı sonlu elemanlar analizi sonuçlarına göre, omurlararası disk gerilmesinin L5-Sakrum omurga seviyesinde 4.1 MPa ile deformasyona neden olabilecek şekilde akma gerilmesine eriştiği görülmüştür. Omurlararası disklerde görülen en yüksek genleme ise L5-Sakrum seviyesinde ve %0.24 ile akma genlemesinin altında hesaplanmıştır. Omurlarda görülen en yüksek gerilme L4 omurunda kortikal kemikte 29.2 MPa ve gözenekli kemikte 0.4 MPa değerine ulaşmaktadır ve bu değerler akma gerilmesi altında kalmaktadır. Omurlarda görülen en yüksek genleme değeri ise L1 omurunda kortikal kemikte %0.10 ve gözenekli kemikte %0.29 değerine ulaşmakta ve akma genlemesi altında yer almaktadır. Sonuç olarak tez kapsamında, insan vücudunun 2 ms^{-2} RMS genliğindeki ve 4 Hz frekansındaki düşey titreşimlere maruz kalmasının, L5-Sakrum omurga seviyesinde deformasyona neden olabileceği saptanmıştır.

Bu çalışma İstanbul Üniversitesi-Cerrahpaşa Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinasyon Birimi tarafından desteklenmiştir. Proje numarası: FDK-2016-21712.
Bu çalışma 2015 2. Dönem yarıyılı TÜBİTAK - BİDEB 2214-A Yurt Dışı Doktora Sırası Araştırma Burs Programı ile desteklenmiştir.
Şubat 2020, 168 sayfa.

Anahtar kelimeler: Tüm vücut titreşimi, Omurga, Kas-iskelet sistemi analizi, Sonlu elemanlar analizi

SUMMARY

Ph.D. THESIS

BIOMECHANICAL ANALYSIS OF THE SPINAL REGION OF HUMAN BODY EXPOSED TO VIBRATION

Suzan Cansel DOGRU

Istanbul University-Cerrahpasa

Institute of Graduate Studies

Department of Mechanical Engineering

Supervisor : Assoc. Prof. Dr. Yunus Ziya ARSLAN

During cruising in a vehicle, vibrations originating from the roughness of the road and the engine of the vehicle are transmitted to the human body through its each contact region to the vehicle, especially through the passenger seat. The vibration affecting the entire of body mentioned above is called “whole body vibration”. Whole body vibration (WBV) may adversely affects comfort and health of people exposed to vibration. Hence, the effect of vibration on human body is a considerable issue that needs to be During cruising in a vehicle, vibrations originating from the roughness of the road and the engine of the vehicle are transmitted to the human body through its each contact region to the vehicle, especially through the passenger seat. The vibration affecting the entire body mentioned above is called whole-body vibration (WBV). WBV may adversely affect the comfort and health of people exposed to vibration. Hence, the effect of vibration on the human body needs to be investigated comprehensively.

Once exposed to vibration, spinal muscles are activated to maintain the body stability. Instantaneous muscle activation or high exposure against muscle forces can lead to muscle

fatigue and spinal degeneration. WBV can cause a stress increase and pain in the intervertebral discs, especially in the lumbar spine.

The effects of vibration on the human body can be investigated by taking into consideration some physical parameters such as resonance frequency, transmissibility and apparent mass which are calculated by using experimental measurements such as acceleration, seat reaction force and muscle activation. Biomechanical evaluation of the degeneration on the human body can be carried out by quantifying the loads occurred in the spine. However, it is technically and ethically challenging to measure in vivo muscle forces or stresses in the spinal structures. Due to the difficulty in degeneration detection of the spinal region, mathematical models are needed to use.

In this thesis, we aimed to biomechanically evaluate the effect of vibration on the human spine. To do so, the vibration and electromyography (EMG) data were measured from 12 healthy volunteers. In the experiments, which were performed for generating input data for the established mathematical models and evaluating the output of the analysis, muscle activation was measured from the lumbar multifidus, iliocostalis lumborum, and longissimus thoracic spinal muscles by a surface EMG sensor. The acceleration data from the pelvis, lumbar and thoracic vertabrae and seat surface and the volunteer's seat reaction force were acquired by accelerometers and a force platform, respectively. Measurements were acquired from volunteers during seating in a straight position, who exposed vibrations with 0.5, 1.0 and 2.0 ms^{-2} root mean square (RMS) amplitudes and frequencies ranged between 0.5 and 20 Hz. EMG RMS, apparent mass and transmissibility values were calculated for each volunteer.

The activation and force of spinal muscles during vibration were predicted by using the static optimization approach available in OpenSim. Then the muscle activation, muscle force and joint angular motion as results of the analysis were compared to both experimental EMG and angular motion data and finally, the model was verified. Then, the finite element model of a volunteer's lumbar region and the pelvis-sacrum unit was acquired based on computed tomography data. The calculated muscle forces via the OpenSim model were introduced to the finite element model as loading conditions and the stress-strain distribution in the vertebrae and intervertebral discs were calculated. The finite element model was verified by comparing the angular motions of the vertebrae obtained from the model and the experimental measurement.

The experimental study pointed out that the volunteers had average resonance frequencies of 5.21±0.47 Hz, 4.96±0.45 Hz and 4.65±0.38 Hz for RMS amplitudes of 0.5, 1 and 2 ms^{-2}, respectively. EMG activation in the lumbar multifidus muscle indicated a significant statistical increase for the relevant resonance frequencies. We found from the experimental study that the highest risk of spinal degeneration occurred at the vibration level with an amplitude of 2 ms^{-2} RMS and frequency of 4 Hz. We conducted OpenSim and finite element simulations under this defined vibration characteristics. In the finite element analysis, we observed that the peak stress over L5-Sacrum vertebral level (4.1 MPa) exceeded the yielding stress. The maximum strain on the intervertebral discs at L5-Sacrum intervertebral disc level was %0.24, which is under the yielding strain value. The maximum vertebrae stress was calculated as 29.2 MPa at the cortical bone and as 0.4 MPa at the spongious bone of the L4 vertebrae. All of the stresses on the bone tissue were under the yielding stress limit. The maximum vertebrae strain was calculated as %0.1 MPa at L1 vertebrae cortical bone and as %0.29 at the spongious bone. All of the strain results on the bone were under the yielding stress value. In conclusion, according to the results of intervertebral disc stress, the WBV with an amplitude of 2 ms^{-2} RMS and frequency of 4 Hz in vertical direction could cause deformation at L5-Sacrum intervertebral disc level.

This study was funded by Scientific Research Projects Coordination Unit of Istanbul University-Cerrahpasa. Project number: FDK-2016-21712.
This study was funded by 2015 2nd term of TÜBİTAK - BİDEB 2214-A International Research Fellowship Programme for PhD Students .
February 2020, 168 pages.

Keywords: Whole body vibration, Spine, Muscoloskeletal system analysis, Finite Element Analysis

1. GİRİŞ

1.1. AMAÇ

Araç kullanılırken, yolun pürüzlülüğünden ve aracın motorundan kaynaklanan titreşimler başta koltuk olmak üzere araç ile temas edilen her bölge aracılığıyla insan vücuduna aktarılır. Tüm vücudu etkileyen bu tip titreşimlere tüm vücut titreşimi (whole body vibration) denir *(Griffin, 1990).* Tüm vücut titreşimi konforu, performansı ve titreşime maruz kalan insanın sağlığını çoğu zaman olumsuz biçimde etkiler. Bu nedenle, titreşimin insan vücudu üzerinde neden olduğu etkinin geniş kapsamlı olarak araştırılması önemli bir konudur.

Titreşime maruz kalındığında, omurga kas-iskelet sisteminde stabilitenin bozulmaması için kaslar aktifleşir ve dengeyi korumaya çalışır. Kasların ani aktifleşmesi ya da yüksek yüke maruz kalması yorulmaya ve omurgada dejenerasyona sebep olabilir. Tüm vücut titreşimi omurlarası disklerde baskının artmasına ve bu yüzden özellikle lumbar omurga bölgesinde ağrılara neden olabilir. Tüm bu olumsuz etkilerin objektif bir biçimde değerlendirilebilmesi için tüm vücut titreşiminin omurgada oluşturduğu etkilerin biyomekanik açıdan değerlendirilmesi gerekmektedir.

Bu tez çalışmasında titreşimin insan omurgası üzerindeki etkisinin biyomekanik açıdan değerlendirilmesi amaçlanmıştır. Bu kapsamda ilk önce tüm vücut titreşimi sırasında vücudun belirlenen duruşunu korumak için etkin olan kasların kasılma karakteristikleri belirlenmiş ve ardından, düşey doğrultudaki sinüzoidal titreşimin omurgada oluşturduğu biyomekanik etkiler analiz edilmiştir.

1.2. HİPOTEZ

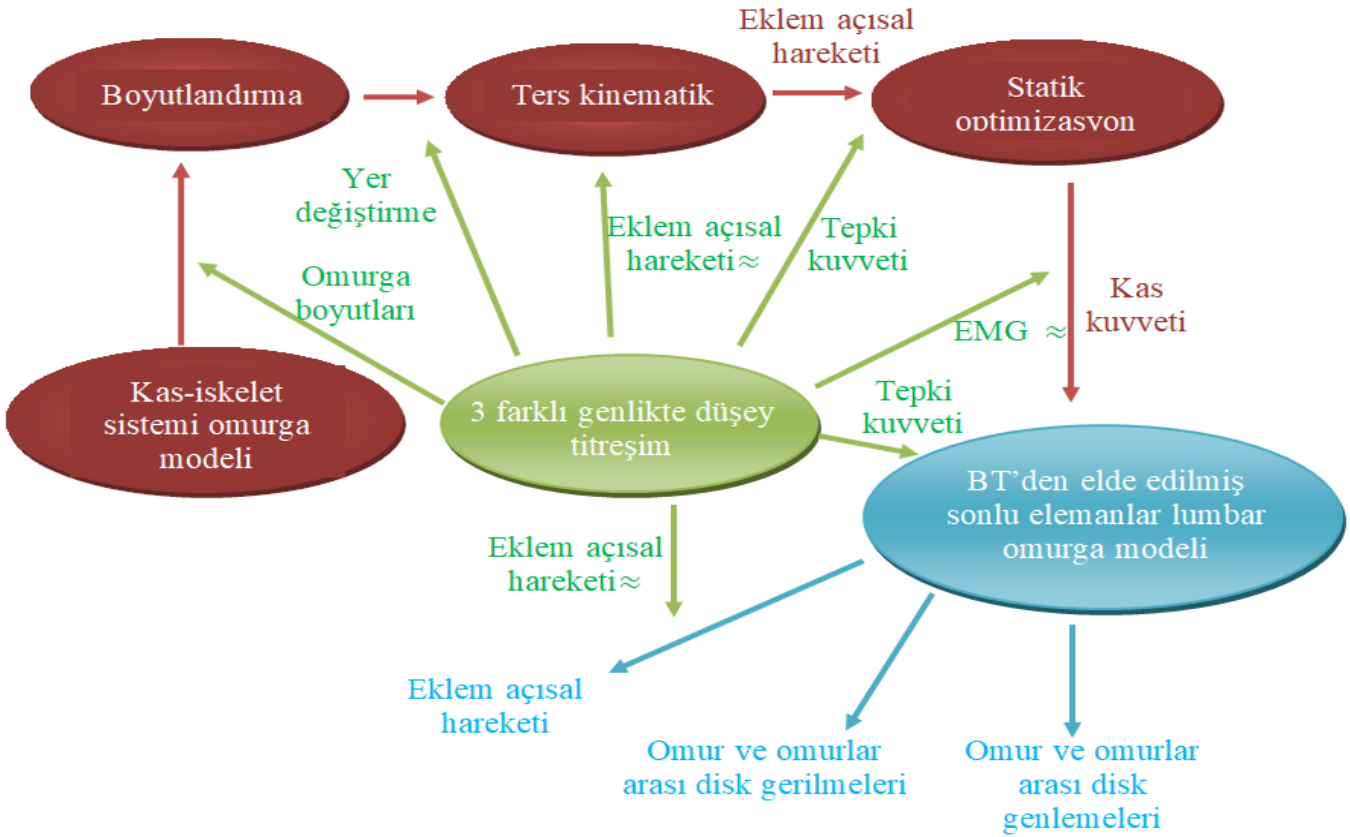
Omurgadaki genlemeler ve omurgayı saran kaslardaki aktivasyonlar, uygulanan titreşimin frekansı rezonans frekansına yaklaştıkça ve titreşim genliği arttıkça artış gösterecektir. Omurganın yumuşak doku ve kaslarındaki sönümleme etkisi nedeniyle omurgada lumbar bölgeden torakal bölgeye doğru kas aktivasyonlarında ve gerilmelerde azalma olacağı beklenmektedir. Uygulanan titreşim genliğinin artışı ile sönümlemenin azalarak görünür kütle genliğinde artışa neden olacağı beklenmektedir.

1.3. YÖNTEM

Bu tez çalışması üç aşamadan oluşmaktadır. Birinci aşamada, 12 tane sağlıklı gönüllüden titreşim ve elektromyografi (EMG) ölçümleri yapılmıştır. Deneylerde, matematik modellerde girdilerin oluşturulması ve çıktıların değerlendirilmesi için omurgayı saran lumbar multifidus, iliocostalis lumborum ve longissimus thoracic kaslarından yüzeyel elektromyografi (EMG) cihazı ile kas aktivasyonu, pelvis, lumbar ve torakal omurlarına yerleştirilen ivmeölçerler ile ivme, koltuk yüzeyine yerleştirilen ivmeölçer ve kuvvet platformu ile ivme ve gönüllünün koltuğa uyguladığı kuvvet ölçülmüştür. İnsan vücuduna dik oturma pozisyonu sırasında rijit koltuk aracılığı uygulanan düşey yönteki titreşimlerin genlikleri 0.5, 1.0 and 2.0 ms^{-2} RMS'dir. Titreşim sinyalinin frekansı ise 0.5 - 20 Hz arasında değişmektedir. Biyodinamik inceleme için EMG RMS, görünür kütle ve geçirgenlik değerleri hesaplanmıştır.

Tezin ikinci aşamasında omurga bölgesindeki kasların titreşim esnasındaki kuvvetleri, OpenSim yazılımı kullanarak *(Delp ve diğ., 2007)* üst vücut kas-iskelet sistemi modelinde statik optimizasyon yaklaşımı kullanılarak kestirilmiştir. Ardından bu model sonucu elde edilen kas aktivasyonları deneysel yolla elde edilen EMG verisi ile kullanırak karşılaştırılmış ve modelin doğrulaması gerçekleştirilmiştir.

Tezin üçüncü aşamasında, bir gönüllüye ait bilgisayarlı tomografi (BT) verisi kullanılarak lumbar bölgenin sonlu elemanlar modeli oluşturulmuştur. Bu modelin doğrulaması, modelden elde edilen omurların açısal hareket sonuçları ile deneysel ölçümlerle elde edilen sonuçların karşılaştırılması ile yapılmıştır. OpenSim modeli kullanılarak hesaplanan kas kuvvetleri sonlu elemanlar modeline yükleme koşulları olarak uygulanmış ve omurlar ile omurlararası disklerdeki gerilme dağılımı hesaplanmıştır. Tezin aşamaları Şekil 1.1'de yer alan blok diyagramda gösterilmiştir.



Şekil 1.1. Tez aşamalarını gösteren blok diyagram.

Tez kapsamında kullanılan analiz yazılımları, girdi, yöntem, çıktı ve doğrulama bilgileri Tablo 1.1'de yer almaktadır.

Tablo 1.1. Kullanılan yazılımlarda girdi, yöntem, çıktı ve doğrulama tekniği.

Mimics (Materialise Inc., MI USA)			
Girdi	Yöntem	Çıktı	Doğrulama
Tomografi görüntüsü	Ayrıştırma	Omur, pelvis, sakrum, omurlarası disk, ligament, fasetlerin ayrıştırılması	Literatür (omur dizilimi, ligament boyutları)
3 boyutlu model	Eleman ağı oluşturma	Üç boyutlu sonlu elemanlar modeli	En yüksek gerilme sonucu hata oranı ile eleman kalitesi (kenar boyutu, hacmi ve açıları) iyileştirme
Hounsfield skalası	Malzeme tanımlama	Hounsfield skalası ile omurga kemik dokusunun malzeme özellikleri	Literatür (malzeme özellikleri)
OpenSim (Stanford University, CA, USA)			
• Yazılım kütüphanesinden kas-iskelet sistemi modeli • İvmeölçer pozisyonlarının koltuğa göre mesafeleri • Ölçeklendirilmiş model	Ölçeklendirme	Kişiye özel kas-iskelet modeli	Gönüllünün boyu ile model boyunun karşılaştırılması
• Konum değişimi verisi (ivme verisinden hesaplanmış)	Ters kinematik	Eklem açısı	Deneysel eklem açısal hareketi

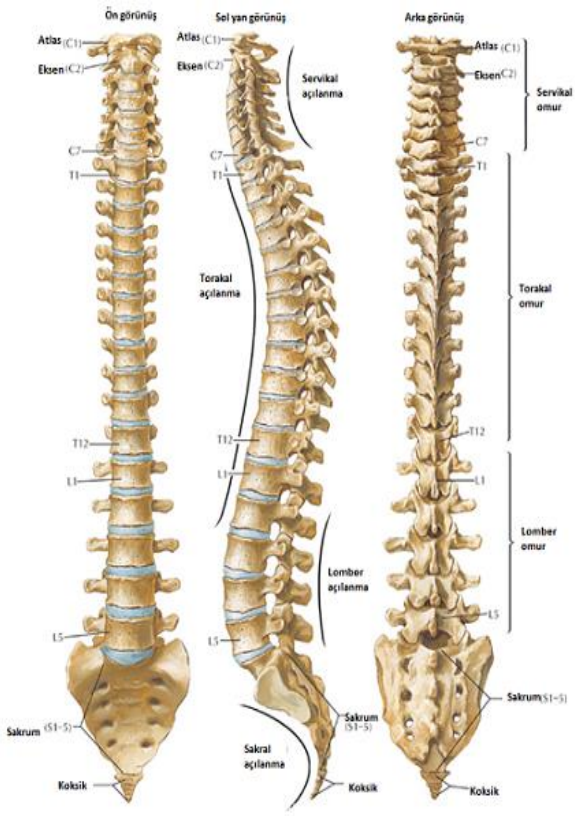
• Kuvvet (kuvvet platformundan) • Eklem açısı	Statik optimizasyon	Kas kuvvetleri ve aktivasyonu	EMG ile hesaplanan kas aktivasyonu karşılaştırması
Abaqus (Dassault Systèmes Simulia Corp., RI, USA)			
• Sonlu elemanlar modeli • Tomografi ve literatürden elde edilen malzeme modeli • Kas kuvvetleri ve temas kuvveti		Omurga yükleri	Deneysel eklem açısal hareketi

2. GENEL KISIMLAR

2.1. OMURGA

2.1.1. Omurga anatomisi

Omurga, yedi servikal, oniki torakal, beş lumbar omurdan ve sakrum-pelvis kemiklerinden oluşmaktadır. (Şekil 2.1) Omurlar birbirine omurlararası diskler ile bağlanır. Servikalden lumbar bölgeye doğru omurların hacmi artar. Sağlıklı omurgaya ön (frontal) düzlemden bakıldığında, düz ve simetrik bir görünümü vardır. Fakat torakal bölgede aort damarının yeri ve kasların düzensiz kullanımı ile simetrik durum bozulabilir. Yan (sagital) düzlemden bakıldığında omurga diziliminde servikal ve lumbar bölgede lordoz açı, torakal ve sakrum bölgesinde ise kifoz açılar gözlenir. Dik oturma pozisyonu sırasında lordoz açısı azaltmaktadır.



Şekil 2.1. Omurgaya ön, yan ve arka düzlemden genel bakış *(Putz vd. 1994)*.

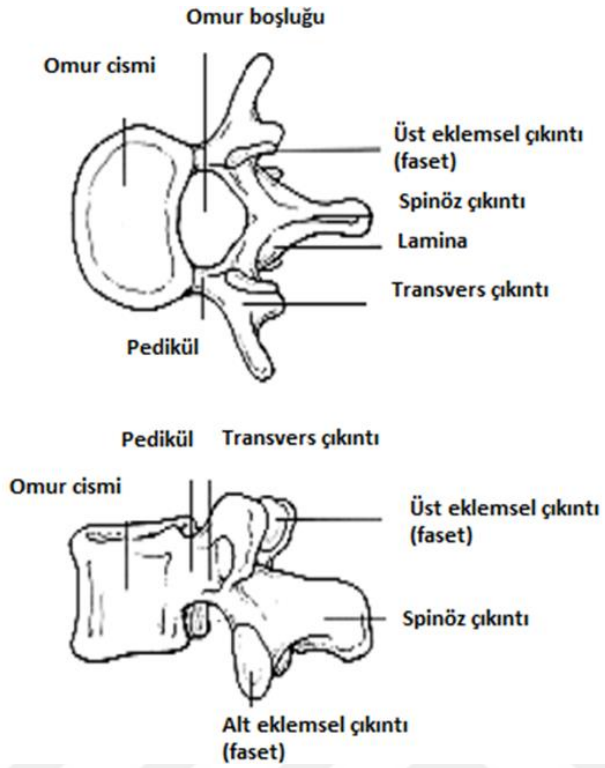
Omurganın en önemli görevlerinden biri içerisindeki omuriliği ve göğüs kafesi ile birlikte kalp ve akciğer gibi önemli organları korumaktır. Ayrıca omur eklemleri, bağlar, kaslar ve disklerin eşgüdümlü çalışması sayesinde vücut hareketlerinin gerçekleşmesi de sağlanır. Omurga gövde

iskeletini oluşturarak baş ile alt ekstremite arasında bağlantıyı sağlayarak ayakta durmamızı ve postürün korunmasını sağlar.

Omur (vertebra)

Omurlar, omurganın yapısal katılık sağlayan kemik yapılarıdır. Omur elemanı omur cismi (ön bölge) ve arka bölge olarak iki kısma ayrılır. Omur cismi silindirik şekildedir. Omur dış yapısı kortikal kemikten oluşur, sert kabuksu malzemedir. Kortikal kemik, gözenekli kemiği içine alır *(White ve Panjabi, 1990)*. Omurlar üzerine gelen yükü gözenekli kemik üzerinden ilerletir. Gözenekli kemik, ani yüklerde darbeyi emerek gerilmenin üst noktaya çıkmasını sınır *(White ve Panjabi, 1990)*. Omurlar, omurlararası diskin son plak olarak adlandırılan üst ve alt yapısı ile güçlü bağlantı ile birleşirler *(Shaw, 2005)*.

Şekil 2.2'de omurun, omur cismi ve arka kısmın elemanlarının özellikleri listelenmiştir. Arka kısımpedikül, lamina, transvers çıkıntı, spinöz çıkıntı ve eklemsel çıkıntı olarak 5 bölgeye ayrılır *(DeVries, 2011)*. Lumbar bölgede pediküle yük daha çok geldiğinden kortikal kemik yapı daha kalındır. Torakal bölgede pedikül kısma çok yük gelmediğinden daha çok gözenekli kemik yapıdadır *(Chadha vd.,2003)*. Lamina, pedikülden spinöz çıkıntıya doğru uzanır. Lumbar bölgede lamina yüksekliği azalarak genişliği artar *(Xu ve diğ., 1999)*. Spinöz çıkıntı, laminanın arka kısmından başlar alt kısmına kadar iner. Transvers çıkıntı, pedikül ve laminanın yan kısımlarıdır. Lumbar transvers çıkıntı, eklemsel çıkıntı üzerinden pedikülün arka kısmına ve intervertebral boşluğa kadar uzanır. Transvers çıkıntı kaburga yapısını oluşturan uzantıya sahiptir; üst lumbar bölgede kaburgaya bağlanırken alt lumbarda sakrumu oluşturmaya başlar. Üst ve alt eklemsel çıkıntı komşu omurların birleşme yeridir *(Cramer ve Darby, 1995)*. Omur kanalı omur cismi ve arka elemanlar arası boşluk yapıdır ve buradan omurilik, sinir kökleri, ve damarlar geçer.



Şekil 2.2. Omurun elemanları*(White ve Panjabi, 1990)*.

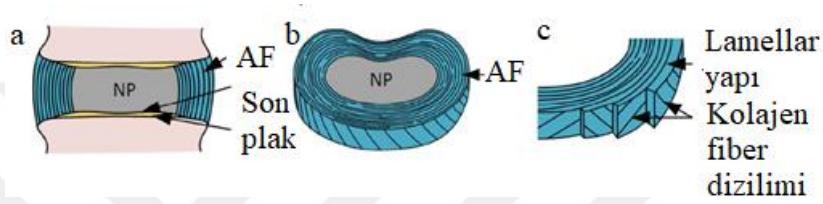
Omurların gözenekli kemik yapısının akma gerilmesi ve genlemesi literatürde çekme ve basma deneyleri ile elde edilmiştir *(Morgan ve Keaveny, 2001)*. Morgan ve Keaveny'ın yaptığı kadavra çalışmasında, ortalama 0.19 g/cm^3 yoğunluğa sahip 61 tane omur numunesi oluşturulmuştur. Numuneler ön yüklemeli çekme ve basma testine tabi tutulmuştur. Sonuçta gözenekli kemik yapının basma sırasında akma gerilmesi 2.02 MPa ve akma genlemesi %0.77 ve çekme sırasında akma gerilmesi 1.72 MPa ve akma genlemesi %0.70 olarak bulunmuştur *(Morgan ve Keaveny, 2001)*. Ayrıca Bayraktar ve diğ.'nin çalışmasında 34 insan kadavrasından alınan femur kortikal numunesi çekme testine tabi tutulmuştur *(Bayraktar ve diğ., 2004)*. 18 GPa elastisite modülüne sahip kortikal kemiğin 70 MPa akma gerilmesine ve %0.55 akma genlemesine sahip olduğu bildirilmiştir *(Bayraktar ve diğ., 2004)*.

Omurlararası disk

Omurlar arasında yer alan kıkırdak doku omurlararası disk olarak adlandırılır. Basma, çekme ve kesme kuvvetlerini sönümleyerek omurlara aktarılan kuvvetleri azaltır.. Disk yapı son plak, annulus fibrozus ve nucleus pulpozus yapılarından oluşur. Disk yapı omurga yüksekliğinin 1/3-1/5'ini oluşturur. Disk yapının yüksekliği servikal, torakal ve lumbar bölgede farklılık gösterir.

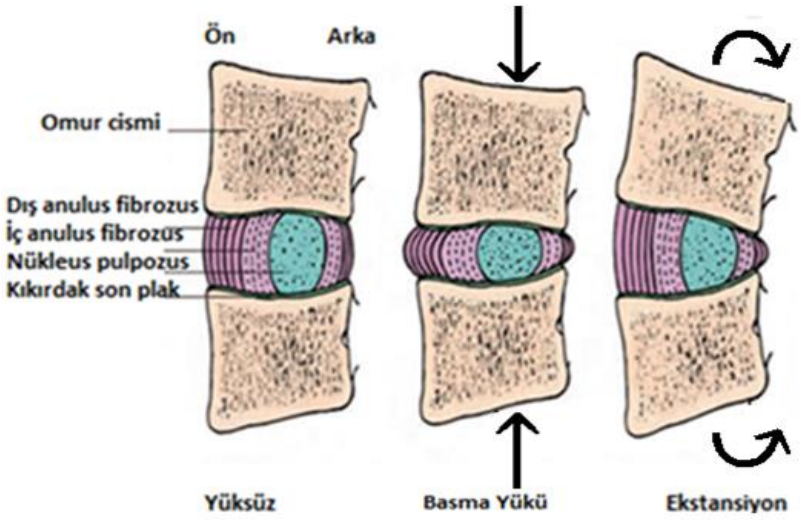
Disk yapısı yaşa bağlı olarak değiştiği için yüksekliğinde de azalma görülür *(Pooni ve diğ., 1986)*.

Son plak tabakası hiyalin kıkırdaktan oluşur. Disk ve omurun birleşim yeridir. Annulus yapı fibrokartilaj lamellerden ve lameller kolajen fiber dokudan oluşur. Dik eksene göre 25 derece dizilim gösteren fiber doku her lameller katman birbirine çapraz olacak şekilde Şekil 2.3'deki gibi dizilir *(Elliott ve Setton, 2001)*.Bu çapraz katmanlı fiberli yapı, annulusun her yönden gelen yükü iyi destekleyebilmesini sağlamaktadır *(Newell ve diğ., 2017)*.



Şekil 2.3. a. Omurlararası diskin genel görünümü, b. Annulus fibrozus ve nucleus pulpozus görünümü, c. Lameller katman yapı ve kolajen fiber dokunun katmanlar arası çapraz dizilimi *(Newell ve diğ., 2017)*. AF: annulus fibrozus, NP: nucleus pulpozus.

Annulus fibrozus ortasında yer alan nucleus pulpozus, lumbar bölgede omurlararası diskin %30-50'sini oluşturur *(White ve Panjabi, 1990)*. Düşük yüklerde nucleus pulpozus mekanik olarak sıkıştırılamaz sıvı-jel yapıya sahiptir *(Markolf ve Morris, 1974)*. Fakat yüksek yükler için bu yapının katı gibi davrandığı düşünülmektedir *(Iatridis ve diğ., 1996)*. Yaşa ve dejenerasyona bağlı olarak sıvı yapı katı gibi davranmaya başlar *(Oxland, 2016; Iatridis ve diğ., 1997)*. Omurgaya gelen yük arttıkça nucleus pulpozus içerisinde basınç artışı görülür, içerisindeki sıvı yapı son plaklara doğru ilerler ve yük azaldıkça sıvı geri çekilir *(Joshi, 2004)*. Bu dolaşım, sistemin rahat hareket etmesini sağlar. Literatüre göre, oturma pozisyonunda 0.1 ile 0.2 MPa olan iç basınç gelen yüke bağlı olarak 1 ile 3 MPa'a kadar çıkar *(Wilke ve diğ., 1999; Nachemson ve Morris, 1964)*. Şekil 2.4'de Nucleus pulpozus ve annulus fibrozusun yüklü ve yüksüz durumları gösterilmiştir *(Kurtz, 2006)*. Sıvı içerikli yapı yaşla beraber azalıp fibrozus yapının artmasına sebep olur.

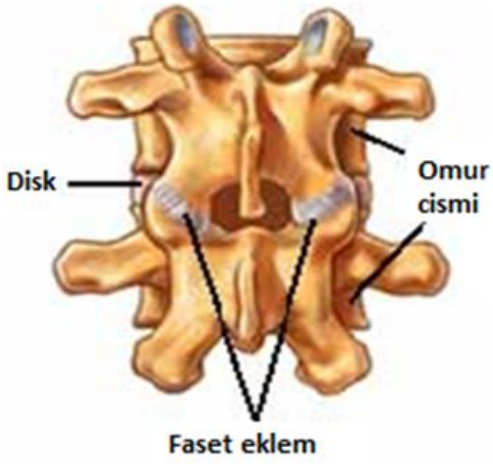


Şekil 2.4. Nucleus pulpozus ve annulus fibrozusun yüklü ve yüksüz görselleri *(Kurtz, 2006)*.

Annulus fibrozus yapısının iç ve dış bölgesinin akma gerilmesi ve genlemesi literatürde çekme deneyleri ile elde edilmiştir *(Stemper ve diğ., 2014).* Stemper ve diğ.'nin yaptığı çalışmada, otopsi sonrası lumbar bölgeden edinilen 25 omurlararası disk içinden 145 tane numune oluşturulmuştur. 0.005 mm/s hız ile numuneler çekilmiştir. Sonuç olarak iç bölge annulus fibrozus akma gerilmesi 2.4 MPa ve akma genlemesi %0.29 ve dış bölge annulus fibrozus akma gerilmesi 3.4 MPa ve akma genlemesi %0.23 olarak bulunmuştur *(Stemper ve diğ., 2014).*

Faset eklem

İki komşu omurun arka kısmındaki bağlantı yeridir. (Şekil 2.5) Üst omur ve alt omur ikişer faset ile bağlıdır. Fasetlerin dış kısmı kapsül ile kaplıdır ve fibroelastik dokular ile sağlamlık kazanmaktadır. Kapsülün içerisinde sinoviyal sıvı bulunur *(Cramer ve Darby, 1995)*.



Şekil 2.5. Fasetlerin görünümü *(Cramer ve Darby, 1995)*.

Fasetler, omurlar arası yükü ilettikleri ve özellikle omurga stabilitesine katkı sağladıkları için sıkça klinik incelemelerde yer almaktadır *(Spine ve diğ., 2009)*. Sekizinci torakal omurundan dördüncü lumbar omuruna kadar rotasyon hareketinde omurgaya katılık sağlar. Rotasyon hareketin getirdiği kesme etkisine dayanıklıdır. Eksenel hareket sırasında yük taşıyamazlar. Lumbar bölgede özellikle ekstansiyon hareketi sırasında yükün artmasıyla omurların disk boyu azalmakta ve fasetlerde gerilme artmaktadır. Bu da dengenin bozulup fasetlerin zarar görmesine neden olmaktadır *(Dunlop ve Adams, 1984)***.** Lumbar bölge dışında rotasyon hareketinin sınırlanması daha çok ligamentlerle sağlanır.

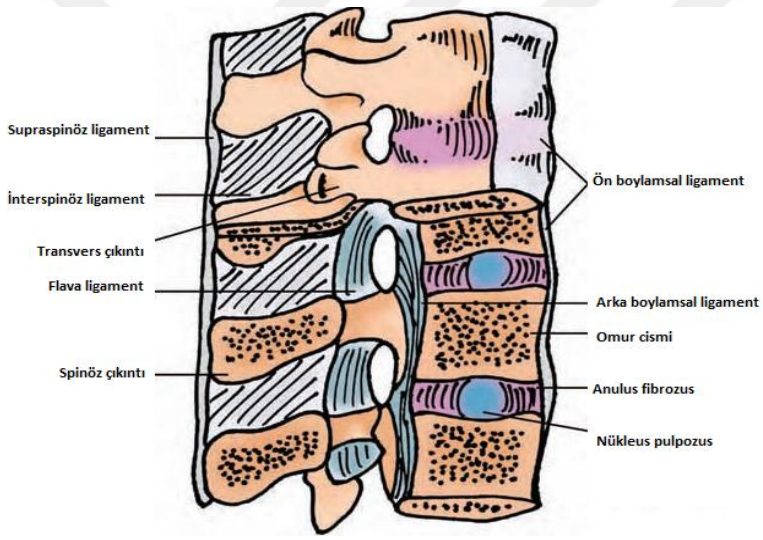
Ligament (Bağ doku)

Ligamentlerin mekanik anlamda en önemli özelliği tek eksenli yük taşıma kapasitesine sahip olmalarıdır *(Chazal ve diğ., 1985)*. Fiberleri doğrusal ve paralel dizilime sahip oldukları için fiber doğrultusunda yükleri taşırlar. Basma gerilmesi uygulanamaz.

Ligamentler, omurganın hareket aralığını sınırlar *(Sharma ve diğ., 1995)*. Omurganın fizyolojik hareket aralığını belirler. Kaslarla birlikte çalışarak stabiliteyi sağlar. Hareket aralığını belirleyen ligamentler omurganın stabilitesini sağlar, travma ve ani hareket sırasında zarar verici olan yüksek orandaki enerjiyi emer ve omurga ve omuriliğin zarar görmesine engel olur.

Ön boylamsal ligament, ön kısımda omurganın atlasından başlayarak koksik bölgesine kadar uzanan her omur ve diskten geçen fibroz yapılı ligamenttir ve ekstansiyon hareketini sınırlar (Şekil 2.6) *(Cramer ve Darby, 1995).* Arka boylamsal ligament, arka kısımda her omuru

kaplayarak koksike kadar iner, fleksiyon hareketini sınırlar *(Cramer ve Darby, 1995)*. İntertransvers ligamentler, transvers çıkıntılarını birleştirir *(Cramer ve Darby, 1995)* ve yana eğilme ile rotasyonu sınırlar. Ligamentum flavum, laminanın üstünden başlayarak ön tarafından geçer. Arka boylamsal ligament gibi fleksiyon sırasında hareketi sınırlar fakat aynı fleksiyon kuvvetinde arka boylamsal ligamentten daha fazla uzama gerçekleştiği için işlevini yitirir. Bunun nedeni ise söz konusu ligamentin hareket eksenine uzaklığı, elastik yapısı ve yüksek şekil değişimine sahip olmasıdır *(White ve Panjabi, 1990; Kurtz, 2006)*. İnterspinöz ligamentler, spinöz kısımlar arasında yer alır. İşlevi araştırma konusudur. Hareket iletimine yardımcı olduğu düşünülmektedir. Supraspinöz ligament, atlastan başlar ve lumbar bölgenin beşinci (L5) omuruna kadar ilerler, omurgayı destekler *(Kurtz, 2006)*.

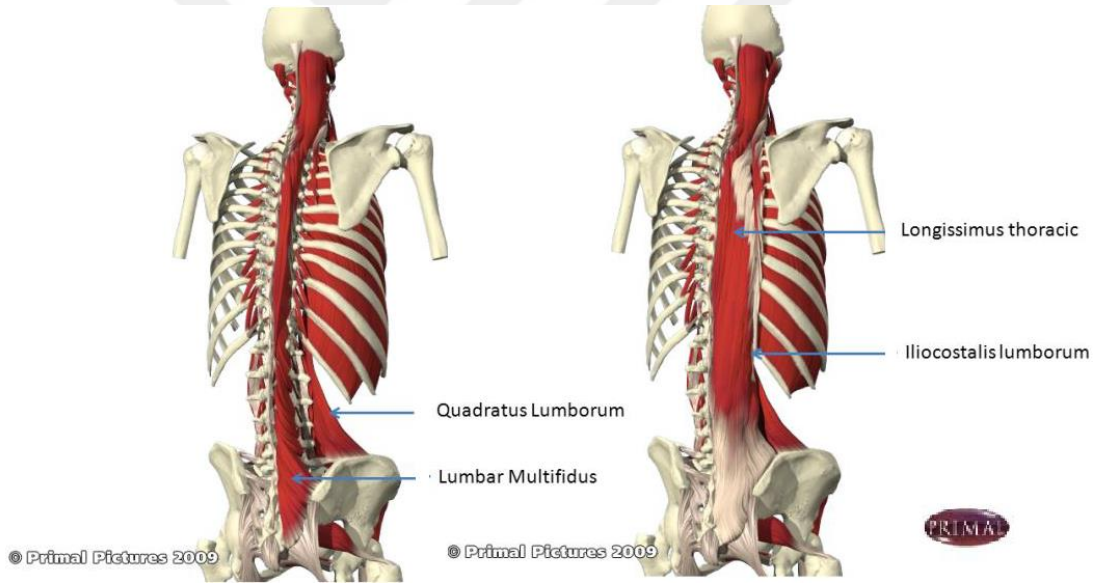


Şekil 2.6. Ligamentin anatomik yapısı *(Kurtz, 2006)*.

Kas

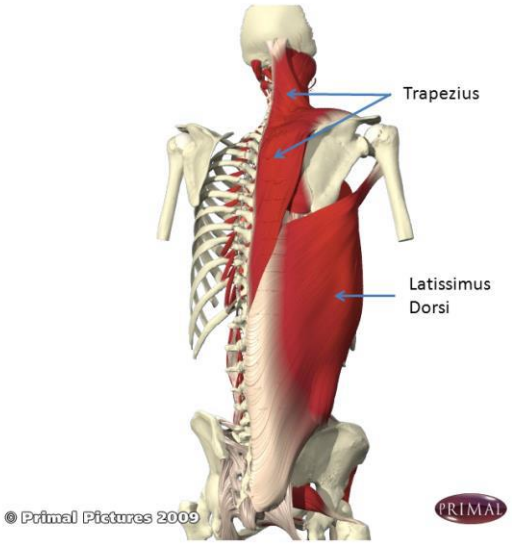
Kaslar, omurgayı kaldıran ve hareketlendiren en önemli dokudur. Lif yapıdan oluşurlar ve bu yapılar yavaş ve hızlı kasılma lifleri olarak ikiye ayrılırlar. Hızlı kasılma lifleri, hızlı dinamik hareketleri yapmak için uygundur fakat yorulma direnci düşüktür. Yavaş kasılma lifleri yüksek dayanımı sağlayan kasları oluşturur ve yorulma direnci yüksektir. Torakal bölgede yavaş kasılma lifi %75 oranına ulaşırken lumbar bölgede yavaş ve hızlı kasılma lifleri eşit dağılım göstermektedir *(Sirca ve Kostevic, 1985)*. Longissimus kasının yavaş kasılma lifi %70'e ulaşırken Multifidus kası için bu oran %55 seviyesindedir *(Jorgensen ve diğ., 1993)*.

Erektör Spina grup kasları, Longissimus, Iliocostalis ve Multifidus kaslarını içerir ve mekanik kontrol ve lumbar omurga desteğini sağlar *(Kapandji, 2008).* Longissimus Thoracic ve Iliocostalis Lumborum daha yüzeyel kaslardır. Bu kas grubunun Multifidus, Longissimus Thoracis pars Lumborum ve Iliocostalis Lumborum pars Lumborum kasları daha derinlere ulaşmaktadır. Multifidus kasları iç yan bölgeye en yakın kaslardır. Lumbar bölgede omurların lamina ve spinöz çıkıntılarından geçerek sakruma kadar uzanır. Yana eğilme hareketini omurgaya sağlar *(Bogduk, 2005).* Bu grup kaslar, ürettiği kuvveti uzak bağlantı ucu olan lumbar bölgeye aktarır. Quadratus Lumborum kasları torakal bölgenin son omurundan başlayarak lumbar 1-4 omurlarının dış yan bölgelerinde transvers çıkıntılarına yapışır ve pelvisin ilyak krest bölgesine doğru uzanır. Quadratus Lumborum, ekstansiyon hareketini sağlar ve lumbar bölge stabilizasyonunda etkindir (Şekil 2.7). Ayrıca, Torakal 7–10 omurları arasında omurlar arası stabilizasyonu sağlamak için Levatores Costarum Longi kasları da bulunmaktadır.



Şekil 2.7. Multifidus, Quadratus lumborum, Longissimis thoracic, Iliocostalis lumborum kasları *(Collier, 2014).*

Yüzeyel kaslardan en büyüğü Latissimus Dorsi, torakalumbar bölgeden başlayarak omurganın üst dış yanına doğru uzayarak humerus kol kemiğine yapışır. Bir başka büyük yüzeyel kaslardan biri Trapezius kasıdır. (Şekil 2.8) Arka kafatasından başlar, köprücük kemiği (clavicle) üzerine de yapışır ve servikal ve torakal boyunca spinöz çıkıntılarına uzanır *(Collier, 2014).*



Şekil 2.8. Latissimus Dorsi ve Trapezius kasları *(Collier, 2014)*.

Psoas Major ve Minör kasları lumbar omurların ön yüzeyini kaplar ve düşük kuvvetle kalça fleksörü hareketini sağlar. Intertransversarii Laterales ve Medialis ve Rotatores kasların rolü deneysel açıdan tanımlanamamıştır. Kas duyu lifi olarak merkezi sinir sistemine hareket kontrolü için veri sağladığı düşünülmektedir *(Bogduk, 2005; McGill, 2002)*.

Gluteus Maximus, Biceps Femoris, Semimembranosus ve Semitendinosus kalça eklemi kasları olmasına rağmen lumbar omurga bölgesi stabilizasyonuna katkısı olduğu sanılmaktadır *(Collier, 2014)*.

2.1.2. Lumbar bölge kinematiği

Basma, yer çekimi ivmesi etkisi ve arka omurga kaslarının çekme hareketi omurlararası disk yüzeyinde eksenel yüke sebep olur ve fazla yük disk yapıya zarar verir. Omurlararası disklerin basma yönünde hareket kabiliyeti azdır; çünkü içerisindeki hidrostatik basınç hareketi sınırlar. Fasetler basma yükü sırasında kuvvet taşımaz fakat disklere çok yük gelmesi durumunda sıkışırlar ve fasetin konumunda açılanma olur. Bu durumda fasetler de basma yükünün bir kısmını taşımaya başlar. Omurgada basma yönündeki hareketin katılığı, yumuşak doku sağlığı, omurga seviyesi, omurun boyutu ve omurun kemik yoğunluğu ile ilişkilidir *(White ve Panjabi, 1990; Shaw, 2005)*. Lumbar bölgede basma yönündeki hareketin katılığı, çekme yönündeki harekete göre 2.6 kat daha fazladır. Basma yönündeki hareket serbestliği az olduğu için daha

çok gerilmeye sebebiyet vermektedir. Lumbar bölgede, yatay eksendeki hareket, basma ve çekmeye göre daha serbesttir *(White ve Panjabi, 1990)*.

Fleksiyon veya ekstansiyon sırasında lumbar bölgede hareket aralığı fazladır. Büyük hareket aralığı omurlararası diskin üzerinde baskı oluşturarak omurlararası disk dejerenasyonlarına sebep olabilir. Ekstansiyon hareketinde oluşan eğilme açısı, fleksiyon hareketindekinden daha azdır. Ekstansiyon yönünde omurganın esnekliğinin az olmasının nedeni omurun arka elemanlarıdır ve özellikle fasetlerdir *(Markolf ve diğ., 1972)*. Omurganın yana eğilme serbestliği fazladır. Ekstansiyona göre daha esnektir. Yana eğilmeyi sınırlayan etkenler intertransvers ligamentler, fasetler ve annulusun fibrozusdur. Lumbar bölgede rotasyon serbestliği azdır. Fleksiyon serbestliğinin %27'si kadardır *(White ve Panjabi, 1990)*. Özellikle lumbar bölgede arka elemanlar rotasyon hareketini kısıtlar. Bağlar, kaslar, kıkırdak, kemiğin elastik durumu omurganın katılığını etkiler. Bunların yanında anatomik faktörler, dejenere olmuş yapılar, boyutlar tamamen etkilidir.

Lumbar bölgenin açısal hareketinin aralığı ile ilgili çalışmanın sonuçları Tablo 2.1'de verilmiştir. Çalışmada, lumbar omurların fleksiyon ve ekstansiyon toplamı, tek tarafa yana eğilme ve rotasyon hareketlerinin limitleri belirlenmiştir.

Tablo 2.1. Lumbar bölge omurlarındaki hareket aralığı *(White ve Panjabi, 1990)*.

	Fleksiyon ve ekstansiyon	Yana eğilme (tek yön)	Rotasyon (tek yön)
Seviye	Hareket aralığı	Hareket aralığı	Hareket aralığı
L1-L2	5-16	3-8	1-3
L2-L3	8-18	3-10	1-3
L3-L4	6-17	4-12	1-3
L4-L5	9-21	3-9	1-3
L5-S1	10-24	2-6	0-2

Sonuçlar derece cinsindendir.

Deney şartları, yük koşulları ve omurların boyut farklılıkları sonuçları etkilemektedir. Fleksiyon ve ekstansiyon açısal hareketi torakal bölgeden sakrum bölgesine doğru ilerledikçe artar. Yana eğilme hareketinde lumbar bölgedeki omurların açısal hareket aralıkları yakındır fakat lumbosakral bölgede açı değişimi çok küçüktür. Rotasyon açısı miktarı lumbosakral bölgede az diğer lumbar omurlarında aynıdır. Epidemiyolojik çalışmalarda, L4-L5 ve L5-S1 omurları arasındaki disklerde daha sık dejenerasyon ve rahatsızlıklar görülmektedir

(Brinckmann ve diğ., 1998). Nedeninin bu bölgede taşınan vücut ağırlığı ve hareket serbestliğini sınırlayan yapıların olması olduğu düşünülmektedir.

2.1.3. Omurganın stabilizasyon sistemi

Omurga stabilizasyonu sağlayan yapılar Panjabi'nin çalışmasında 3 alt gruba ayrılmıştır *(Panjabi, 1992a)*. Bu çalışmaya göre, pasif alt-sistemde, omurlar, omurlararası diskler ve ligamentler yer almaktadır. Aktif alt-sistemde, kaslar ve tendonlar yer almaktadır. Sinirsel alt-sistemde ise merkezi sinir sistemi yer almaktadır *(Panjabi, 1992a; Panjabi 1992b)*. Panjabi, stabiliteye en önemli etkiyi omurga kas sisteminin sağladığını vurgulamaktadır. Omurga kontrolü ve stabilitesi sağlayan modelinde yer alan yapılardan birine zarar geldiğinde omurgada instabilite oluşacağını, diğer yapıların stabiliteyi tekrar sağlayabilmek için adapte olmaya çalışacağını ve zarar görebileceğini belirtmiştir. İnstabilite durumunda omurganın fizyolojik limitlerini sağlayamamasının ağrı ve dejenerasyona sebep olacağını vurgulamıştır. Longissimus Thoracic, Iliocostalis Lumborum, ve Quadratus Lumborum kaslarının global eksende omurganın stabilizasyonunu sağladığını belirtmiş ve lokal yani sadece omurganın belirli bölümlerinin stabilizasyonunu Multifidus kasının sağladığını çalışmalarında göstermiştir *(Panjabi, 1992a; Panjabi 1992b)*.

2.2. YÜZEYEL EMG

EMG, kasların elektriksel göstergesidir *(De Luca, 2006)*. EMG sinyali kasların aktivitesini yansıtır *(Collier, 2014)*. Kinesiyolojik EMG, duruş ve hareketin incelendiği çalışmalarda istemli kas kasılmasının karakterini belirlemek için kullanılır. Tüm vücut titreşimi altındaki kasların davranışı EMG sinyali ile değerlendirilebilir.

Bir motor nöron ve onun innerve ettiği kas lifleri motor ünite olarak adlandırılır. Kasılma sırasında motor ünite içinde depolarizasyon-repolarizasyon kimyasal döngüsü meydana gelir. Bu elektriksel döngü aksiyon potansiyeline neden olur ve kas fiberleri üzerinden aktarılır. Ölçülen bu düşük elektriksel sinyal, yükseltme (amplifikasyon) uygulanan cihazlarla yüksek genliğe ulaştırılır. Elektrotlarla kaydedilen bu düşük genlikli elektriksel gerilimlerin toplamıkas aktivasyonunu oluşturur *(Konrad, 2005)*.

Kas aktivasyonlarının güç spekturumu yoğunluğuna bakıldığında, kasların 10-250 Hz frekans arasında aktif oldukları görülür. Bu nedenle SENIAM gibi bilimsel ölçüm protokolleri 10-500

Hz arası EMG verisinin dikkate alınmasının uygun olacağını belirtir *(Hermens ve diğ., 1999; Merletti ve Di Torino, 1999)*. Nyquist teoremine gore, maksimum 500 Hz'lik sinyal bileşenin örneklenebilmesi için EMG sinyalinin en düşük örnekleme frekansının 1000 Hz olması gerekmektedir *(Konrad, 2005)*.

Genellikle EMG ölçüm cihazlarında analog filtre bulunur ve sonrasında veri sayısallaştırılır. Cihazdan elde edilen veriye cihaz içerisinde filtre uygulansa da sayısal veri de uygun filtrelerden geçirilmelidir. Cihazdan elde edilen EMG verisinin temel hattının sıfır ekseni üzerine oturduğuna emin olmak gerekir. Bu sinyal ortalamasının sıfıra denk olması gerekliliği anlamına gelir *(Konrad, 2005)*. Elektrikli cihazlardan kaynaklanan olası gürültüyü (50 veya 60 Hz ve harmonikleri) önlemek için bir çentik (notch) filtresi uygulanır *(Collier, 2014; Santos ve diğ., 2008)*. Deri hareketi, vücudun hareketi, elektrokardiyografik sinyal vb. gibi EMG sinyallerinde gürültü oluşturabilen etkileri ortadan kaldırmak için yüksek-geçirgen filtre uygulanmalıdır *(Balasubramanian ve diğ., 2011; Fratini ve diğ., 2009; Santos ve diğ., 2008;De Luca ve diğ., 2010;Collier, 2014; Karabulut ve diğ., 2017)*. 0-20 Hz arası gürültü enerjisinin yüksek olacağı söylenerek yüksek-geçirgen fitrenin 20 Hz olması tavsiye edilir *(De Luca, 2002)*. Ritzmann ve diğ. (2010) tüm vücut titreşimi sırasında alınan EMG sinyaline titreşimin etkisinin karışmasından dolayı filtre uygulamanın uygun olmadığını çünkü titreşimin yarattığı yapay sinyallerin EMG sinyali içerisinde önemsiz kaldığını raporlamıştır *(Ritzmann ve diğ., 2010)*. Uygulanan titreşim frekansı ve onun harmoniklerine karşılık gelen tepe noktaları filtrelenirse, EMG sinyalinin önemli ölçüde değişeceğini açıklamışlardır *(Ritzmann ve diğ., 2010)*. Cilt iletkenliği ya da kas özellikleri gibi kişiye özgü faktörlerin EMG sinyalleri üzerindeki etkilerini minimize etmek için EMG sinyalini, her bir gönüllü için aynı kastan maksimum izometrik kasılma sırasında alınan EMG sinyali ile normalize etmek gerekir.

2.3. TİTREŞİM

Tüm vücut titreşimi (whole body vibration-WBV), titreşimli yüzeyle temas ettiğinde düşük frekanslı çevresel titreşimin insan vücuduna iletilmesidir. *(Griffin, 1990)*. Tüm vücut titreşiminin insan omurgası üzerindeki dejeneratif etkileri rehabilitasyon ve iş hastalıkları alanında yoğun olarak incelenmiştir. Uzun süreli tüm vücut titreşimine maruz kalan kişilerde titreşimin, insanların performans ve rahatlığında azalmaya ve özellikle lumbar bölgesinde sağlığını olumsuz yönde etkileyen omurga dejenerasyonuna neden olduğu gösterilmiştir *(Griffin, 1990; Dupuis ve Zerlett, 1987)*. Tüm vücut titreşimi omurlararası disklerde baskıyı

arttırır ve bu nedenle bel ağrısının tüm vücut titreşimi ile güçlü bir şekilde ilişkili olduğu kabul edilir *(Luoma ve diğ., 2000)*. Biyolojik dokular üzerindeki olumsuz etkiyi değerlendirmek için görünür kütle, vücut geçirgenliği, omurga yükleri gibi bazı ölçütler dikkate alınır.

Uluslararası standartlara göre tüm vücut titreşiminin şiddetini ve insan vücudunun maruz kaldığı titreşimin büyüklüğünü incelemek için ortalama karesel kök (RMS) ivme değeri ve titreşim dozu değeri hesaplamaları yapılmaktadır *(BS 6841, 1987; ISO 2631-1,1997)*. Titreşimin genliğini ifade etmek için yaygın olarak kullanılan birim RMS'dir. Titreşim dinamik olduğu için büyüklüğü zamanla değişmektedir. Titreşimin RMS değeri, zaman içindeki titreşimin sadece genliğinin ortalamasının değerlendirilmesini sağlar *(Griffin, 2007)*. RMS titreşim süresinin önemini yansıtmaz. Ortalamalar yerine biriken sonucu göstermek için titreşimin şiddeti, titreşim dozu değeri ile hesaplanabilir. 15 $ms^{-1.75}$ üzerinde titreşim dozu değeri üreten ivme genliği ve süresi genellikle ciddi rahatsızlıklara neden olur *(BS 6841, 1987)*.

Rezonans frekansı, bir sistemin katılık katsayısı ile kütle oranın karekökü'dür. Ulaşılan rezonans frekansı değeri, bölgenin katılık kat sayısı ve kütlesine bağlı değişir. Doğrusal olmayan sistem olan insan vücudunun katılık katsayısı, dokuların dinamik yük altında doğrusal olmayan malzeme özelliği taşımasından ötürü yüke, frekansa, yorulmaya, dokulara ve daha birçok nedene bağlı olarak değişmektedir *(Matsumoto ve Griffin, 2002)*. Rastgele titreşime maruz iken vücudun rezonans frekansıını tespit etmek için frekans alanında güç sprekturum analizi yapmak gerekir. Güç spekturumu sinyalin sahip olduğu enerjiyi frekans bölgesinde göstermek için kullanılır. Hızlı Fourier transformunda elde edilen genliğin karesi güç spekturumun genliği olacaktır ve sinyalin her bir frekanstaki büyüklüğünü gösterir. Hesap için çeşitli yöntemler vardır. Welch's metodu en sık kullanılandır *(Cifrek ve diğ., 2009)*. İki ayrı titreşim kaynağının güç spekturumuna çapraz güç spektrumu denilmektedir. Koltuk üzerinden alınan kuvvet ve ivme verisi arasındaki çapraz güç spektrumu ile ivmenin güç spektrumu arasındaki transfer fonksiyonunun genlik artışı rezonans frekansını gösterir. Ayrıca transfer fonksiyonunun faz eğrisi değişimin en yüksek olduğu bölge rezonans frekansını işaret eder. *(Griffin, 1990)*. Omurgaya 3-6 Hz rezonans frekansı aralığında uygulanan titreşime maruz kalmasının dokularda yüksek gerilmeye ve yorulmaya ve doku fonksiyonlarında ve dayanımlarında düşüş olmasına neden olacağı literatürde belirtilmektedir *(Dupuis ve Zerlett, 1987)*.

Görünür kütle (apparent mass), vücudun aynı noktasından alınan farklı birim ölçümlerin transfer fonksiyonudur. Örneğin, tüm vücut titreşimine maruz kalacak şekilde bir koltukta

oturan bir kişinin vücudunun koltuğa uyguladığı tepki kuvveti ile aynı noktadan elde edilen vücut ivmesinin frekans bölgesindeki oranı, görünür kütledir. *(Mansfield, 2005)*. Görünür kütle, vücudun rezonans frekansını ve insan vücudu üzerindeki şiddetini gösterir. Genlikteki ani artış olan bölge, uygulanan titreşimin tüm vücudun rezonans frekansına ulaştığını ve vücudun rezonansa girdiğini gösterir *(Mansfield, 2005)*. Aynı zamanda faz eğrisinde değişimin en yüksek olduğu frekans olarak tanımlanır. Aynı noktadan ölçülen değerler ile hesaplanabildiği için vücuttaki başka herhangi bir nokta hakkında bilgi sağlayamazlar. Tüm vücudun tepkisini gösterirler.

Tüm vücut titreşiminin etkisinde olan vücudun belirlenen noktalarının biyomekanik cevabını değerlendirmek için görünür kütle hesabı yeterli değildir. Tüm vücut titreşimi sırasında, titreşim kaynağından alınan ölçümlerle vücudun farklı konumlarından alınan ölçümlerin transfer fonksiyonu, o bölgelerin titreşim aktarımını ve biyodinamik cevabını incelemek için değerlendirilebilir. Transfer fonksiyonu, aynı birim ölçümlerin farklı noktalara aktarımı kabiliyetini ifade eder. Örneğin koltuk-kafa ivme geçirgenliği, aynı titreşim frekansı sırasında koltuk ve kafadan ölçülen ivmenin oranıdır. İvmeölçerin vücuda bağlandığı herhangi bir nokta ile insan vücudunun titreşim kaynağına temas yüzeyi, örneğin koltuk arasındaki ivmelenme geçirgenliği, vücudun biyodinamik tepkisini değerlendirmek için hesaplanabilir *(Mansfield, 2005)*. Geçirgenlik, uygulanan titreşimin modlarının ve özelliklerinin etkilerini, koltuk mekanik özelliklerini ve tasarımını, cinsiyet, antropometrik, duruş ve kas gerginliği değişkenliğinin vücut üzerinde incelenmek istenen herhangi bir noktada etkisini anlamaya yardımcı olur. Geçirgenlik genliğinin seviyesi incelenen bölgenin sönümleme katsayısına bağlıdır. Faz eğrisi değişiminin en yüksek olduğu ve geçirgenlik genliğinin en yüksek olduğu frekans, incelenen bölgenin rezonans frekansı olarak verilir *(Kitazaki ve Griffin, 1995)*.

2.4. LİTERATÜR ÖZETİ

Tüm vücut titreşimi altında, omurganın stabilitesi bozulur ve nöromasküler sistem titreşimin yarattığı rahatsızlığı telafi etmek için tepki verir *(David ve diğ., 1996)*. Böyle bir durumda, pozisyon stabilitesi bozulan eklem etrafındaki kaslar eklemlerdeki mekanik direnci (mekanik empedans) arttırmak için kasılır. Artan kas kasılma seviyesi, çevredeki dokular arası yüksek temas kuvvetlerine neden olan ana etkenlerden biridir ve eklemlerin temas yüzeyleri üzerinde yüksek gerilmeler oluşturur *(David ve diğ., 1996)*. Dolayısıyla, tüm vücut titreşiminin omurga üzerindeki etkilerini incelemek için uygulanan titreşimin özelliklerini, uygulanan titreşimin

dokular arası geçişini, eklemlerin kinematiği ve kinetiğini, kasların aktivasyonunu, dokular üzerinde oluşan gerilmeleri, dokuların mekanik özelliklerinin nasıl değiştiğini deneysel ve sayısal analiz yoluyla araştırmak gerekmektedir.

2.4.1. Titreşimin omurga üzerindeki etkisinin deneysel yollarla incelenmesi

Omurganın tüm vücut titreşimi altındaki biyodinamik tepkisini anlamak için biyomekanik verilerin ölçülmesinde EMG, ivmeölçer ve kuvvet platformu gibi bazı veri toplama sistemleri kullanılmaktadır.

EMG ölçümleri

Titreşim sırasında omurganın denge pozisyonuna geri dönme kabiliyeti yani gövde stabilitesi kasların aktivasyonun artışı ile sağlanabilir. Pasif kas bileşenlerinin mekanik özelliklerinden ve kas aktivasyon seviyesinden etkilenen kasların katılığı, omurga stabilizasyonu için diğer bir ifadeyle omurgada ani hareketin oluşmaması için önemli bir faktördür *(Panjabi, 1992a; Stokes ve diğ., 2000)*. Kaslar, aktif stabilizasyon kontrolünü sağladıkları için titreşim sırasında aktivasyonunun ölçümü gereklidir.

Duruş stabilitesini kontrol eden ana kas grubu olan erektörspina torakal omurgadan pelvise kadar uzanır *(Zimmermann ve diğ., 1993)*. Lumbar omurganın transvers çıkıntısına bağlı Quadratus lumborum, lumbar omurganın ekstansör ve stabilizatörüdür *(Collier, 2014)*. Literatürde, lumbar bölgenin stabilizasyonunda gluteus maximus, biseps femoris, semimembranosus ve semitendinosus'un da etkisi olduğu tartışılmaktadır *(Collier, 2014)*.

Literatürde bazı çalışmalar, titreşim sırasında omurgadan alınan EMG ölçümlerini incelemiştir *(Doğru ve diğ., 2018a; Zimmermann ve diğ., 1993)*. Aström (2008) oturma pozisyonundayken farklı frekanslardaki tüm vücut titreşimi maruziyetinin, erektörspina kasında EMG RMS'i olarak ifade edilen EMG genliğini arttırdığını bildirmiştir *(Åström, 2008)*. Zimmermann ve diğ. (1993) 4.5 Hz 6.21 ms^{-2} RMS genlikli düşey titreşime maruz kalan gönüllülerde oturma pozisyonu sırasında L4 seviyesinde erektörspina üzerinden EMG ölçümleri yapmıştır. Öne doğru eğik duruşun, arkaya yaslanma veya normal oturma pozisyonuna göre EMG genliğini arttırdığı sonucuna varmışlardır *(Zimmermann ve diğ., 1993)*.

Helikopterlerin içindeki düşey yöndeki titreşim ivmesinin RMS değerleri diğer araçlara, binalara, mobil makinelere ve gemilere kıyasla daha yüksektir *(Dupuis ve Zerlett, 2012)*.

Örneğin, ivmenin RMS değeri bir arabada 0.2 ile 0.75 ms^{-2} arasındadır, ancak bir helikopterde 0.1 ile 1.5 ms^{-2} arasında gözlenir *(Dupuis ve Zerlett, 1987)*. RMS ivmenin yüksek olması nedeniyle, helikopter kullanıcılarının sırt kaslarının EMG verisinin analizi birçok kez çalışılmıştır *(Lopez-Lopez ve diğ., 2001; De Oliveira ve diğ., 2001; Balasubramanian ve diğ., 2011;* Thuresson *ve diğ., 2005).* Oliveira ve diğ. (2001) helikopter kullanıcılarından titreşimin erektörspina kasları üzerindeki etkisini değerlendirmek içinyüzeyel EMG cihazı ile veri almıştır. Pilotların sağ ve sol erektörspina omurga kaslarından 15 dakikalık bir uçuş boyunca EMG verisi kaydedilmiştir. Normalleştirilmiş EMG sonucunu hesaplamak için uçuştan önce maksimum kas aktivasyonu tespiti yapılmıştır. Titreşimin erektör spina kas aktivitesini anlamlı şekilde etkilemediğini bildirmişlerdir. EMG'nin genliği, submaksimal seviyenin %20'sinden az olmasından dolayı titreşimin helikopter pilotlarının lumbar bölge deformasyonuna önemli bir nedensel faktör olmadığını belirtmişlerdir *(De Oliveira ve diğ., 2001).*

Kinematik ölçümler

Titreşimin etkisi, insan vücudunun farklı konumlarından kaydedilen yer değiştirme, hız ve ivme gibi kinematik veri ile değerlendirilebilir. Hareket algılama yöntemleri elektrogoniyometre, ivmeölçer ve jiroskop, elektromanyotemetre, ataletsel ölçüm sistemi ve kamera tabanlı sistem olarak sınıflandırılır *(Zhou ve* HU*, 2008).* Elektrogoniyometre açısal değişimi ölçer. Dolan ve Green (2006) elektrogoniyometre kullanarak lumbar bölgenin ilk omuru L1 ile sakrumun ilk omuru S1'in arasındaki lumbar fleksiyon/ekstansiyon açısal hareketleri ölçmüştür. Sonuç olarak, elektrogoniyometre ölçümlerinin klinik incelemeler için uygun olduğunu bildirmişlerdir *(Dolan ve Green, 2006)*. Optik hareket algılama sistemleri üç serbestlik dereceli doğrusal yer değiştirmeleri ölçer. Bu sistemlerin ana dezavantajlarından biri insan vücudunun anatomik referans noktalarına bağlı pasif işaretleyicilerin kamera sistemi tarafından uzaysal konumunun kaybedilerek yakalanamamasıdır. Bu problem, kameraların ve işaretleyicilerin sayılarına ve yerleşimlerine, gönüllünün hareketine ve hızına bağlıdır. Örneğin, koltuk sırtı içeren deneylerde omurganın hareketlerini izlemek için kullanılamaz. Rahmatalla ve diğ. (2008) tüm vücut titreşimine maruz kalan gönüllülerin omurganının alt torakal ve lumbar omurga bölgelerinin üç boyutlu hareketini kaydetmek için yansıtıcı işaretlere sahip bir hareket algılama sistemi kullanmışlardır *(Rahmatalla ve diğ., 2008).* Araştırmacılar kamera tabanlı hareket izleme sisteminin laboratuvar ortamı ile sınırlı olduğunu, pratik ve verimli bir şekilde kullanılamadığını ve çok pahalı olduğunu belirtmektedirler. Bir diğer optik ölçüm sistemi,

düşük maliyetli, geniş kullanım alanlı ve insan vücudu üzerindeki eklem merkezlerinin anatomik işaretlerinin gerçek zamanlı konumunun belirlenmesi için kullanıllan Microsoft Kinect (Kinect, Microsoft Corporation, Redmond, WA, ABD) sensörüdür *(Xu ve McGorry, 2015; HUber ve diğ., 2015; Zhang, 2012).* Kinect omurga tabanı, omurga ortası, boyun, kafa gibi 20 eklemi otomatik olarak algılar ve bu eklemlerin üç boyutlu yer değiştirme verisini sağlar *(Xu ve McGorry, 2015)*. İnsan vücudunun eklem pozisyonları, 30 Hz örnekleme frekansında kaydedilir *(Huber ve diğ., 2015).* Hermus ve diğ. (2015) titreşime maruz kalan gönüllülerin farklı vücut bölgelerindeki hareketini izlemek için Microsoft Kinect ve ivmeölçerile eklem açılarını kaydetmiştir *(Hermus ve diğ., 2015)*. Yazarlar belirli bir ivme aralığında Kinect'in sonuç verebildiğini bildirmişlerdir *(Hermus ve diğ., 2015).* Kinect'in net bir belirleyici nokta olmadığı halde omurga, boyun ve kalça gibi eklem yerlerini belirlemesinin hataya neden olacağı düşünülmektedir *(Xu ve McGorry, 2015)*. Elektromanyetik ölçüm, titreşime maruz kalan insan vücudunun eklem yapılarının açısal yer değiştirmesinin izlenmesi için kullanılan bir yöntemdir *(Bull ve McGregor, 2000; Bazzarelli ve diğ., 2003).* Elektromanyetik sensörle ölçüm, dönme hareketini doğru ölçmenin pratik bir yoludur. Ancak hem gönüllü hem de ortamdaki herhangi bir metalik parça ölçümlerin doğruluğunu olumsuz yönde etkileyebilir *(Roetenberg ve diğ., 2005).* Jiroskop titreşen bir cismin Coriolis Etkisi ölçümüne dayanan üç boyutlu açısal hız ölçüm sensörüdür *(Lee ve diğ., 2003)*. Lee ve diğ. (2003) manyetometre içermeyen jiroskopik sistemin ölçümünün doğruluğunu değerlendirmişlerdir. Literatürde, jiroskopun entegrasyon sürüklenmesi sorununun magnotemetre verisi olmadan çözülemeyeceği ve Kalman filtre algoritması kullanma zorunluluğu olduğu belirtilmektedir *(Roetenberg ve diğ., 2005).* Kalman filtre, ivmeölçerden elde edilen veriyi kullanmak zorundadır. Lee ve ekibi literatürün aksine, jiroskopların bir saatlik süre boyunca sabit bir pozisyonda bırakıldıklarında sensörlerin sinyallerinde önemsiz değişiklikler olduğunu bildirmişlerdir. Sonuç olarak, jiroskopun fleksiyon hareketi sırasındaki verilerinin diğer hareketlerden daha güvenilir şekilde ölçtüğünü belirtmişlerdir. Cilt ve yumuşak dokuların fleksiyon sırasında daha gergin olmasından dolayı jiroskopun fleksiyon hareketi sırasında omurga takibinin daha güvenilir olduğu düşünülmüştür *(Lee ve diğ., 2003)*.

İvme analizi titreşimin insan üzerindeki etkilerinin değerlendirilmesinde en sık kullanılan yaklaşımdır *(Doğru ve diğ., 2018a; Yang, 2016)*. Tüm vücut titreşim frekansının insan vücudu üzerindeki etkisini değerlendirebilmek için kullanılan ivmeölçer, pozisyon sensörüne göre daha yüksek örnekleme hızına sahip olması nedeniyle daha güvenilir bir ölçüm yöntemidir *(ISO*

*2631-1,1997).*İvme verisi ayrıca özel olarak kuvvetle bağıntı içermektedir. Bu nedenlerden dolayı ölçüm tekniklerinin ve değerlendirme standartlarının çoğu ivme ölçüm ve hesaplarına dayanmaktadır *(ISO 2631-1,1997)*. İvmeölçerler her bir doğrusal eksen boyunca ivmeyi ölçmek için sıklıkla kullanılır. İnsan vücudunun belirli bölgelerine yerleştirilebilir. İvmenin standart ve karşılaştırılabilir şekilde kaydedilmesi için, ölçümler ISO 2631 veya BS 6841'de tanımlanan kriterlere göre gerçekleştirilir *(BS 6841, 1987; ISO 2631-1,1997)*. İvmeölçerler cilt yüzeyine bantlama veya başka yollarla yapıştırılır. Bununla birlikte, cilt yüzeyine ivmeölçerler yerleştirildiğinde, cildin ve deri altı dokuların rijit olmayan özelliklerinden dolayı, ivmeölçerin yerleştirildiği dokunun ivme ölçümü ile omurganın ivmesi arasında bir fark yaratabilir *(Kitazaki ve Griffin, 1995)*. Bu nedenle, cildin etkisini ortadan kaldırabilen ve cilt üzeri ivme ölçümlerinden omurganın ivme değerini hesaplayabilen cilt dokusu düzeltme bağıntısı kurulmuştur *(Kitazaki ve Griffin, 1995)*. Yapılan çalışmalar, özellikle 10 Hz altında korelasyon kat sayısının etkisinin olmadığı ve dolayısıyla sistem rezonans frekansı sırasında da cilt dokusunun etkisinin görülmediği yönündedir *(Mansfield ve Griffin, 2000; Yang, 2016)*.

Omurga içine yerleştirilen pimlere (Kirschner teli veya K-teli) monte edilmiş ivmeölçerler kullanılarak ivme ölçümü yapılabilir. Fakat bu yöntem invazif karakteri nedeniyle nadiren kullanılır. Bu ölçme tekniğinin, düşük genlikli ve yüksek frekanslı titreşimin omurga üzerindeki geçirgenliğini belirlemek için en doğru yöntem olduğu düşünülmektedir. Rubin ve diğ. (2003) stabilizasyon pimlerine yerleştirilen ivmeölçerler kullanarak tüm vücut titreşimine maruz omurga üzerinden ivme verisi ölçtüler *(Rubin ve diğ., 2003)*. Steril koşullar ve lokal anestezi altında altı gönüllünün dördüncü lumbar (L4) omurunun spinöz çıkıntısına ve kalçalarının büyük torakanter kısmına deri-altı pini yerleştirildi. L4 omuru seviyesinden yaklaşık olarak 10 mm'lik içeriye spinöz çıkıntıya 2.3 mm'lik K-teli yerleştirildi. Pimin yerini, derinliğini ve yönünü doğrulamak için floroskopik görüntüleme kullanıldı.Gönüllüler, titreşim platformundan 15 - 35 Hz arası seçilmiş frekanslarda ve 1 g genliğinde sinüzoidal titreşime maruz kaldı. Araştırmacılar, yüksek frekanslı ivmelerin omurga üzerinde geçirgenliğinin, pimli ivmeölçerler kullanılarak ölçülebileceğini bildirdiler. Fakat, ölçüm yönteminin zorluğu ve omurgaya zarar verici etkisinin olabileceğinden dolayı bu yaklaşım etik açıdan sorunludur *(Rubin ve diğ., 2003)*.

Atalet ölçüm sistemi tabanlı hareket algılama sönsörleri doğrusal ve açısal yer değiştirmeleri ölçmek için çok kullanılan, güvenilir ve kullanışlı sistemlerdir (*Schelldorfer ve diğ., 2015).*

Laboratuvar ortamı gerektirmediğinden kamera ile hareket yakalama sistemine göre pratiktir. Cilde yerleştirilen atalet sensörleri ivmeölçer ve jiroskop içerir *(Zhou ve* Hu*, 2008).* Ek olarak, güvenilirliği artırmak için bazı sensörler, dünyanın manyetik alan vektörlerini ölçen bir araç olan manyetometreyi içerir *(Madgwick ve diğ., 2011; Zhao ve Wang, 2012; Roetenberg ve diğ., 2005).* Morgado Ramirez ve diğ. (2013) düz zeminde yürüme ve merdiven çıkma-inme gibi günlük yaşam aktiviteleri sırasında insan omurgasının dinamik özelliklerini titreşim geçirgenliği ile değerlendirmişlerdir *(Morgado Ramirez ve diğ., 2013).* Bunun için gönüllülerin ilk torakal kemiğine (T1) iki adet ve ilk sakrum kemiğine (S1) bir adet atalet sensörü takılmıştır. İvme sinyalinin T1 ve S1 arasında güç spektral yoğunluğu hesaplanmış ve 0.5-12 Hz frekans aralığında düşey titreşimin geçirgenliği incelenmiştir. Sonuç olarak aynı konumdaki iki farklı sensörün hata analizi yapılmış ve omurga yoluyla titreşim geçirgenliği hesabına göre kullanılan ölçüm yönteminin güvenilir olduğunu bulmuşlardır *(Morgado Ramirez ve diğ., 2013).* Atalet ölçüm birimi sistemlerinde bulunan doğrusal ivme, açısal hız ve manyetik sensörlerin teknolojisinin gelişerek akıllı telefonlarla hareket takibi ölçümlerini ucuz ve ulaşılabilir hale getirmiştir *(del Rosario ve diğ., 2015; Kok ve diğ., 2017; Pei ve diğ., 2013; Su ve diğ., 2014).*

Kinetik ölçümler

Tüm vücut titreşiminin omurga üzerindeki etkisini değerlendirebilmek için omurga yükleri ölçülmeli veya tahmin edilmelidir. Omurgaya etki eden omurga yüklerini elde edebilmek için en güvenilir yöntem, omurga içine yerleştirilebilen kuvvet sensörleri vasıtasıyla in vivo kuvvet ölçümü yapmaktır. Teknik zorluklar ve etik kısıtlar nedeniyle in vivo deneysel ölçümlerin yer aldığı çalışmalar yaygın değildir. Rohlmann ve diğ. (2010) dört hastanın L1 ve bir hastanın L3 seviyelerine altı yük sensörü ve telemetri ünitesi içeren bir vertebral vücut protezi yerleştirmiştir *(Rohlmann ve diğ., 2010).* İlk olarak hastaları, omurgasına implante edilen dahili spinal fiksasyon cihazı ile tedavi ettiler. Ardından, ikinci bir ameliyatta kırık omur gövdesinin parçası ve bitişik omurlararası diskler çıkarıldı ve vertebral protez korpektomi defektine yerleştirildi. Ölçümler sırasında hastalardan sürücü koltuğunda üç farklı pozisyonda rahat, dik ve 25° eğimli sırtlığa yaslanarak oturmaları istendi. Hastalar tek ve çok yönlü, frekansları 0.3 ile 30 Hz frekans arasında değişen ve 0.25, 0.5 ve 1 ms^{-2} RMS değerlerine sahip genlikte rastgele titreşime maruz kaldılar. Tüm vücut titreşimi sırasında omurga içi yükler elde etmek için protez içerisindeki ölçüm sisteminde kuvvet verisini ölçtüler. Titreşim deneyleri sırasında hastalardan üst vücutlarını dengede tutmaları istendi. Bu durum ilave kas kuvveti gerektirdiği için implant

üzerinde daha yüksek yüklere neden oldu. Yazarlar farklı oturma duruşlarını karşılaştırmış ve farklı titreşim özelliklerinin etkisini değerlendirmişlerdir. İmplant üzerindeki maksimum kuvvet, rahat oturma pozisyonunda ivmenin genliğinin ve geldiği yön sayısının artmasıyla %89 artış göstermiştir. Yürümek, sırtlığa yaslanarak oturmaktan oldukça az implant yükünün artmasına neden olur. Bundan ötürü ameliyattan kısa bir süre sonra hastaya yürüyüş izni vermişlerdir *(Rohlmann ve diğ., 2010)*.

Tüm vücut titreşiminin kinetik verilerle etkisini değerlendirmek için kullanılan metriklerden biri görünür kütledir. Görünüt kütle koltuk-insan vücudu temas yüzeyindeki ivmeölçerden elde edilen ivme ve koltuktaki kuvvet platformundan elde edilen kuvvet verisi kullanılarak hesaplanır. Kuvvet platformu, her yöndeki kuvveti ölçebilen ve yüzeye uygulanan tek bir eşdeğer kuvveti verebilen kuvvet transdüserlerinden oluşur *(Yang, 2016)*. Literatürde bir çok çalışmada, kuvvet platformundan sağlanan ölçümler ile titreşimin insan vücuduna etkisi araştırılmıştır. Özellikle titreşime maruz iken vücuttan alınan sonuçların doğrusal olmamasının nedenleri araştırılmıştır. Mansfield ve Griffin, titreşime maruz iken görünür kütle, geçirgenlik ve kas aktivitesi üzerindeki doğrusal olmayan vücut tepkisinin nedenini araştırmışlardır *(Mansfield ve Griffin, 2000; Mansfield ve Griffin, 2002)*. Doğrusal olmayan tepki, farklı oturma pozisyonlarında, farklı titreşim genliğinde omurganın geçirgenlik genliğinin ve vücudun rezonans frekansının değişmesi olarak tanımlanır. Örneğin, maruz kalınan titreşimin genliği artarken vücudun rezonans frekansındaki azalma doğrusal olmayan tepkidir *(Doğru ve diğ., 2018a)*. Mansfield ve Griffin, görünür kütlenin doğrusal olmama sebebinin titreşim sırasında koltuk geçirgenliğinin değişmesi olarak açıkladılar *(Mansfield ve Griffin, 2002; Zheng ve diğ., 2012)*. Ayrıca, doğrusal olmayan tepki, uygulanan titreşim genliği iki katına çıkarken EMG aktivitesinin iki katına çıkmaması ile de ilişkilendirilebilir *(Doğru ve diğ., 2018a)*. Mansfield ve Griffin'e göre bunun nedeni omurga kaslarının vücut üzerinde yumuşatıcı etki gösterebilmesidir. Mansfield ve Griffin'e göre, tüm vücut titreşiminin artan genliği ile rezonans frekansının azalmasının bir nedeni de kasların etkisidir *(Mansfield ve Griffin, 2000)*. Literatürde iç organların doğrusal olmayan görünür kütle üzerine etkisi de araştırılmıştır *(Mansfield ve Griffin, 2000; Matsumoto ve Griffin, 2002)*. Görünür kütle ve omurga geçirgenliğinin, tepe noktalarının aynı frekansa işaret ettiğini göstermişlerdir. Ancak, koltuktan iç organlara geçirgenliğin tepe noktasının daha yüksek frekansta olduğunu belirtmişlerdir. Bu nedenle, iç organların doğrusal olmayan görünür kütlenin temel nedeni olmadığı sonucuna varmışlardır. Ayrıca Matsumoto ve Griffin (2002) karın ve kalçadaki kasların sertliğinin değişmesinin

görünür kütleye etkisini incelemişlerdir. Farklı kas sertliklerinin incelendiği deney sonucunda görünür kütlenin doğrusal olmaması üzerinde kas sertliğinin bir etkisi olmadığını bulmuşlardır *(Matsumoto ve Griffin, 2002)*. Günümüzde, tüm vücut titreşimine maruz insan vücudunun doğrusal olmayan tepkilerinin nedeni halen net bir şekilde anlaşılamamıştır.

Ayrıca görünür kütle bir yapıdaki iç rezonansı belirtmek için kullanılabilir. Bu yapı insan vücudu ise görünür kütle, mekanik olarak vücudun en hassas olduğu titreşim frekansını gösterir *(Mansfield, 2005)*. Tüm vücut titreşimine maruz kişinin mekanik ölçülebilen tepkisi görünür kütle, fizyolojik ölçülebilen tepkisi ise EMG aktivitesi ile ilişkilidir. Doğru ve diğ. (2018) yaptıkları deneysel çalışmada EMG sensörleri aracılığıyla elde edilen kas aktivitesinin görünür kütle eğrisi ile benzer olduğunu bildirmişlerdir *(Doğru ve diğ., 2018a)*. Doğru ve diğ. (2018) rezonans frekansın özellikle lumbar bölge Multifidus kasında yüksek kas aktivitelerine neden olduğunu bulmuşlardır. Iliocostalis ve Longissimus gibi üst omurga üzerindeki kaslarda, titreşim kaynağından uzakta olması nedeniyle düşük aktiviteler kaydedildiğini belirtmişlerdir. Deneysel veriler titreşimin lumbar bölgede sönümlendiğini göstermektedir *(Doğru ve diğ., 2018a)*.

Tüm vücut titreşiminin etkisini ölçmek için diğer bir yöntem, basınç algılayıcı mat kullanarak koltuk ve/veya sırtlıktaki basınç dağılımını ölçmektir. Bu sistemle tüm vücut titreşimine maruz kişilerde, denge pozisyonu değişikliklerinin değerlendirilmesine ilişkin öngörü sağlayabilen basınç merkezi tespit edilebilir *(Wu ve diğ., 1999; Hinz ve diğ., 2006)*. Mani ve diğ. (2010) tüm vücut titreşimine maruz kalınmasından kaynaklanan kinestetik ve denge bozulmasının, sürücülerde mesleki bel ağrısının nedeni olabileceğini bildirmiştir *(Mani ve diğ., 2010)*. Dik duruşta dengenin korunması, yerçekimi, atalet, dış (bozucu etkiler) ve iç (kas) kuvvetlerinin kontrolünü gerektirir. Uzun süreli tüm vücut titreşimine maruz kalmak görsel, vestibüler, somato sensorlerin değişmesine neden olabilir ve kaslar dengeyi koruma yeteneğini kaybedebilir. Bu nedenle Mani ve diğ. (2010) fonksiyonel duruşun, kinestetik ve denge taleplerinin bu tür bir maruziyetten hemen sonra olumsuz yönde değişebileceğini ve sürücünün düşme nedeniyle olası bir yaralanma riski altında kalabileceğini varsayar *(Mani ve diğ., 2010)*. Basınç merkezini ölçmek ve omurganın duruş dengesi adaptasyonlarını araştırmak için pratikte Nintendo Wii Denge Tahtası (WBB, Nintendo Incorporation, Kyoto, Japonya) adı verilen düşük maliyetli bir sistem kullanılabilir *(Schelldorfer ve diğ., 2015; Huumink ve diğ., 2013)*. Bu sistem dört basınç sensörüne sahiptir ve kolayca kalibre edilebilir. Kişinin ağırlık merkezi

bu cihaz aracılığıyla belirlenebilir.. Schelldorfer ve diğ. (2015) spesifik olmayan bel ağrısı hastalarının ve sağlıklı gönüllülerin basınç merkezlerini Wii denge tahtası kullanarak ölçmüşlerdir *(Schelldorfer ve diğ., 2015)*. Ayrıca bel ağrısı, tahta üzerindeki basınç merkezindeki değişim oranı ve pozisyon-denge kaybı ilişkisini araştırmışlardır. Vücudun hareketi, omurga ve kalçadaki atalet ölçüm sistemleri kullanılarak da izlenmiştir. Gözler açık şekilde sert yüzey üzerinde durmak, gözler kapalı yumuşak yüzey ve sert yüzey üzerinde durmak gibi farklı zorluklardaki denemelerde basınç merkezinin, kalça ve omurga hareketinden etkilendiğini belirtmişlerdir *(Schelldorfer ve diğ., 2015)*.

Omurlararası disk yapının çıkartılması ve vücuttan in vivo basınç ölçümü sağlanması da mümkündür. Tüm vücut titreşiminin etkisini değerlendirmek için yapılan basınç ölçümü çalışmasında Wilke ve diğ. (2001) omurlararası disk içi basıncın bir önceki aktivitenin türüne, duruşa, dış yüklere ve kas aktivitesine bağlı olduğunu bildirmiştir *(Wilke ve diğ., 2001)*. El-Khatib ve Guillon (2001) tüm vücut titreşimine maruz kadavralardaki tüm lumbar disklerde eş zamanlı olarak ölçülen omurlararası disk içi basıncı ve lumbar bölge omur ivmesinin geçirgenliğini araştırmıştır. Farklı oturma pozisyonlarındaki yedi kadavra 5 dakika boyunca 0.8-25 Hz arasında rastgele titreşime maruz bırakılmıştır. Her seviyede lumbar omurlardan güç spektral yoğunluk fonksiyonları basınç ve ivme için tahmin edilmiştir. Rezonans frekans belirlenmiştir *(El-Khatib ve Guillon, 2001)*. El-Khatib ve Guillon, omurlararası disk içi basıncın omurganın seviyesine ve vücudun duruşuna bağlı olduğunu bildirmişlerdir. Ek olarak, basınç ve ivmenin güç spektrum yoğunluğu grafiklerinin 10 Hz'e kadar benzer eğilim gösterdiğini açıklamışlardır. Omurlararası disk içi basınç güç spektrumu yoğunluğu 10 Hz'in üzerinde sıfıra giderken, omurların ivmesinin güç spektrumu yoğunluğunun 25 Hz'e kadar tepki verdiğini bildirmişlerdir *(El-Khatib ve Guillon, 2001)*.

2.4.2. Omurgada titreşimin sayısal analiz ile incelenmesi

Tüm vücut titreşiminin omurgaya etkilerini değerlendirebilmek ve oluşabilecek dejenerasyonun objektif ve güvenilir tahmini için omurgada oluşan yüklerin tespit edilmesi gerekir. Fakat doğrudan ölçüm ile kaslarda kas kuvvetlerinin veya omurga yapılarında oluşan gerilme-genlemelerin ölçülmesi teknik ve etik açıdan zordur. Omurga bölgesinde oluşabilecek dejenerasyon tespitinin zorluğundan ötürü matematik modellere başvurulmaktadır.

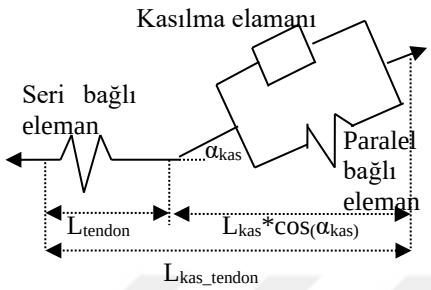
Tüm vücut titreşimine maruz kalındığında vücutta oluşan etkiler, kaslar tarafından omurgada iletilen iç kuvvetlerin kas-iskelet modeli tarafından gerçekçi bir şekilde tahmin edilebildiği durumda değerlendirilebilir. Omurga bölgesinde yer alan kaslarda iterasyonla kuvvet dağılımının yaklaşık hesabı yapılabilmektedir. Omurgada oluşan gerilme-genleme dağılımı çeşitli matematiksel modellerle (toplu parametreli model, çoklu-cisim modeli, sonlu elemanlar modeli) hesaplanabilmektedir. Toplu parametreli (lumped-parameter) model, vücudun anatomik yapılarını temsil eden toplu kütleleri, yaylar ve sönüm elemenları ile bağlayarak analiz eder. Dolayısıyla bu model, insan vücudunun anatomik yapısının özelliklerini gerçekci bir biçimde temsil edemez. Bu yöntemin avantajı, kompleks yapıyı basit şekilde modelleyip insan biyodinamik cevabını değerlendirebilmek için koltuk-insan ara yüzündeki kuvvet hız verisi ile hesaplanan mekanik empedansı, görünür kütleyi ve ivme transfer fonksiyonların hesabını yapabilmesidir *(Liang ve Chiang, 2006; Taşkın ve diğ., 2018; Arslan 2015; Yang, 2016; Rützel ve diğ., 2006).* Toplu parametreli model ile insan anatomisine dayanan çoklu-cisim modeli (multi-body model) ve sonlu elemanlar modelleri arasındaki temel fark, toplu parametreli modelin deneysel yöntemle elde edilebilen veri dışında bilgi sağlayamamasıdır. Çoklu-cisim ve sonlu elemanlar gibi anatomik modeller, omurga yükü ve kas kuvvetleri gibi in vivo olarak elde edilmesi çok zor olan verilerin kestirilmesi için kullanılabilirler *(Pankoke ve diğ., 2001)*. Öte yandan, bu model çıktılarının ilgili deneysel sonuçlarla doğrulanması gerekmektedir *(Granata ve Orishimo, 2001).* Çoklu-cisim modeli, vücudu modellerken vücudun her bir kısmını eklemler ve kuvvet elemanları ile birbirine bağlanan rijit yapılar olarak tanımlar. Hill tipi kas-tendon birim modelleri içeren çoklu-cisim kas-iskelet modelleri, kas ve kemik-kemik temas kuvvetlerinin hesaplanmasını sağlar, ancak dokuların her bir noktasındaki gerilme-genleme bilgisini sağlamaz *(Yoshimura ve diğ., 2005; Huynh ve diğ., 2015; Wang ve Rahmatalla, 2013; Bruno ve diğ., 2015; Christophy ve diğ., 2012).* Anatomik olarak gerçekçi sonlu elemanlar modeli, vücut iskeleti ve yumuşak dokuları içerir ve araştırmacıların, omurga üzerindeki gerilme-genleme dağılımlarını hesaplayabilmelerini sağlar *(Cheung ve diğ., 2003; Pankoke ve diğ., 2001; Wang ve diğ., 2010; Bazrgari ve diğ., 2008a; Bazrgari ve diğ., 2008b; Seidel ve diğ., 2001; Seidel ve diğ., 2005; Ayari ve diğ., 2009; Guo ve diğ., 2007).* Dahası, sonlu elemanlar modelleri ile tanımlı her dokunun hareketinin ve yük dağılımları tahmin edilebilir *(Grujicic ve diğ., 2009).*

Liang ve Chiang (2006) insan vücudunun düşey titreşime verdiği tepkileri yansıtmak için geliştirilen ve yaygın olarak kullanılan toplu parametre insan vücudu modellerinin karakteristik

özelliklerini değerlendirmiştir *(Liang ve Chiang, 2006)*. Bir serbestlik dereceli (SD) *(Coermann, 1962; Wei ve Griffin, 1998),* iki SD'li *(Allen, 1978; Muksian ve Nash, 1976; Wei ve Griffin, 1998),* üç SD'li *(Suggs ve diğ., 1969)*, dört SD'li *(Wan ve Schimmels, 1995; Boileau ve Rakheja, 1998; Liu ve diğ., 1998),* altı SD'li *(Muksian ve Nash, 1974*), yedi SD'li *(Patil ve Palanichamy, 1988)* ve 11 SD'li *(Qassem, 1996)* olmak üzere toplamda 12 modeli karşılaştırdılar. Deneysel verilerle karşılaştırıldığında Wan ve Schimmels (1995) tarafından önerilen modelin koltuk-kafa ivme geçirgenlik ve görünür kütle değerlerinin % 91 ve % 86.8 doğruluk gösterdiğini ve Wei ve Griffin (1998) tarafından önerilen iki SD'li modelin mekanik empedans değerinin % 86.9 doğruluk gösterdiğini belirtmiş ve düşey titreşime maruz kalınan durum için bu modellerin en iyi korelasyonu sağladıkları sonucuna varmışlardır *(Liang ve Chiang, 2006)*.

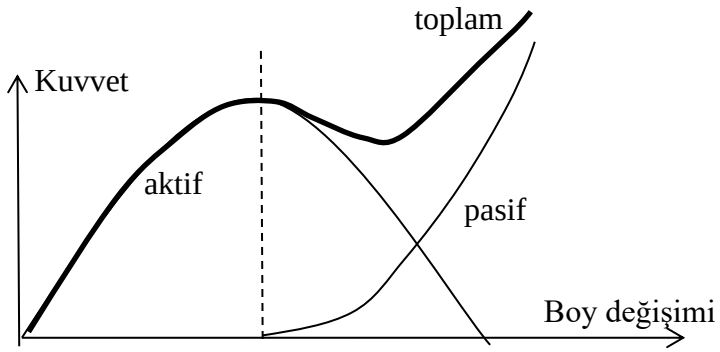
Tüm vücut titreşimi sırasında vücut cevabını doğru yansıtabilmek için anatomik yapıları içeren çoklu-cisim modeli kullanılması uygun olacaktır. Çoklu-cisim modeli, tüm vücut titreşiminden kaynaklanan kararsızlığı önlemek ve vücudun stabilizasyonunu sağlamak için kuvvet oluşturan kas yapısını iç aktüatörler olarak içerir *(Li ve diğ., 2015; Fritz, 1998)*. Tendon veya ligament gibi pasif dokular kuvvet üretmese de, eklemlerin etrafında pasif elastik kuvvetler sağlayarak eklemlerin mekanik empedansını değiştirebilirler. Bu nedenle, oluşturulan kas-tendon birim modelleri, pasif yapıların viskoelastik özelliklerini dikkate almalıdır. Kas-iskelet sistem modelleri, optimizasyon yöntemiyle kas aktivasyonunu ve ona bağlı hesaplanan kuvvet dağılımını tespit etmek için kullanılırlar. Statik optimizasyon, en çok tercih edilen optimizasyon yöntemlerinden biridir. Statik optimizasyonda en sık kullanılan amaç fonksiyonu, tüm kasaktivasyonlarının iki veya daha yüksek dereceden kuvvetlerinin toplamının minimizasyonu üzerine inşa edilmektedir. Başka bir ifadeyle, merkezi sinir sisteminin bir hareketin yapılması sırasında tüm kasların toplam aktivasyonunu minimum olacak şekilde bir davranış gösterdiği kabulü yapılmaktadır. Kasların çalışma prensibine göre amaç fonksiyonu en basit şekilde "minimal kas kuvvetiyle hareket etme" olarak tanımlanabilir *(Delp ve diğ., 2007)*. Ancak bu yaklaşım yalnızca belli hareket paternlerini (yürüme hareketi gibi periyodik ve uzun süreli) karakterize edebilecek bir yaklaşımdır. OpenSim açık kaynak kodlu yazılım ile kaslar arasındaki kuvvet dağılımı statik optimizasyon veya başka iterasyon yöntemleriyle tahmin edilebilir. OpenSim yazılım kütüphanesi birçok kas modeline sahiptir ve kullanıcının yeni kas modelleri geliştirmesine de olanak tanır. Genellikle kas-tendon ünitesi kuvvetini daha gerçekçi ve kolay şekilde üretebildiği için Hill tipi kas modeli kullanılmaktadır *(Hill, 1938; Zajac, 1989)*.

Hill tipi kas tendon modeli, Şekil 2.9'da görülen üç elementten oluşur; kasılma elemanı, paralel ve seri bağlı elemanlar. Kas kuvveti ile aktivasyon arası bağıntı, kas–tendon birim uzunluğuna ve kasılma hızına bağlıdır. Tendon boyu L_{tendon}, kas boyu L_{kas}, kas ve tendon toplam boyu L_{kas_tendon}, pennasyon açısı α_{kas} olarak tanımlanmıştır.



Şekil 2.9 Hill kas ve tendon modeli.

Şekil 2.10'da kas tendon ünitesinin kuvvet-boy değişimi grafiği verilmiştir. Kasılma elemanı, kasların aktif kasılma kuvvetini sağlar, aktivasyon sinyali ve pasif viskoelastik özellikler (kuvvet-boy-uzama ilişkisi) ile kuvvet üretir. Aktif kasılma mekanizması, sarkomer seviyesinde aktin ve miyozinlerin çapraz köprü kurması ile sağlanır. Paralel bağlı eleman (fasya, epimiysium, perimysium ve endomysium), bağlantı elemanlarının viskoelastik özelliğini yansıtır ve pasif uzamaya neden olur. Seri bağlı eleman, miyofilament, tendon ve aponevrozun pasif uzamaya etkisini yansıtır ve pasif uzamaya neden olur. OpenSim yazılım kütüphanesindeki Hill kas ve tendon modeli Thelen tarafından uyarlanmıştır ve Thelen2003 modeli olarak adlandırılmıştır *(Thelen, 2003)*. Thelen tarafından geliştirilmiş modelin kapsamında fasikül sayısı, kemiğe bağlantı noktası, maksimum izometrik kuvvet, optimal fiber uzunluğu, tendon serbest uzunluğu, pennasyon açısı, aktivasyon ve deaktivasyon zamanı kullanılmıştır *(Thelen, 2003)*.



Şekil 2.10. Kas-tendon ünitesi kuvvet-boy değişimi grafiği.

Li ve diğ. (2015) AnyBody Modelleme Sistemi (Anybody Group, Aalborg, Danimarka) ile geliştirilen kas-iskelet sistemi modeli kullanarak tüm vücut titreşimine maruz kalmış bir sürücüyü incelemişlerdir *(Li ve diğ., 2015)*. Amaçları, farklı sırtlık eğimi ve 1.5 mm sabit genliğe sahip titreşim frekansının kas aktivesi üzerindeki etkisini analiz etmektir. Tam vücut kas-iskelet modeli, dört kas grubuna (bel, sağ bacak, sol bacak, karın kasları) ait kas elemanlarını ve bel ve sırt desteğini, koltuk, direksiyon ve pedal rijit elemanlarını içermektedir. Dış yükü dengelemek için gerekli kuvveti sağlayan kas kuvvet dağılımı tahmini, tüm kaslar için en düşük/en yüksek optimizasyon kriteri (min-max optimization criterion) ile çözülmüştür. En düşük/en yüksek optimizasyon kriteri, sistemdeki kasların maksimum anlık kuvvetini mümkün olduğunca küçük hale getirmeyi amaçlamaktadır. Kas-iskelet modelini, deneyden elde edilen ivme geçirgenliği ve kas oksijenasyon verisi ile doğrulamışlardır. Deneyler sırasında araç koltuğu, düşey bir titreşim platformu tarafından titreşime maruz bırakılmıştır. Üç boyutlu hareketleri izlemek için optik bir sistemle hareket takibi yapılmış ve koltuk-kafa ivme geçirgenliği hesaplanmıştır. Lumbar bölge üçüncü omuru hizasındaki kas oksijeni, dokuların oksijenlenmesi değişimini ölçen kızılötesi spektroskopi ile kaydedilmiştir. Kas oksijenasyon yaklaşımında, oksijenin azalmasının kas aktivitesinde bir artıştan kaynaklandığı ifade edilir *(Yamada ve diğ., 2005)*. Sonuç olarak Li ve diğ. (2015) titreşim frekansının artmasının yüksek kas aktivitelerine neden olduğunu bildirmişlerdir. Ayrıca Li ve diğ. (2015) kas-iskelet modelinden elde ettikleri kas aktivitesi ile görünür kütle eğrisinin benzer olduğunu bildirmişlerdir *(Li ve diğ., 2015)*.

Fritz (1998) tüm vücut titreşimine maruz kalan vücudu, rijit gövde, kafa, boyun ve kol gibi eklemlerle birbirine bağlanan 16 rijit gövde parçası olarak çoklu-cisim modeli yaklaşımı ile modellemiştir. Amacı, 1-32 Hz frekans arasında sinüzoidal titreşime maruz kalan lumbar omurga üzerindeki kuvvetlerin dağılımını öngörmektir. Lumbar bölge omurga kasları 56 iç kuvvet elemanı ile modellenmiştir. Model, literatürden alınan ivme geçirgenlik verisiyle doğrulanmıştır. Bel ağrısı ve rahatsızlık risklerinin değerlendirilmesinin, hesaplanan omurga kuvvetlerinin omurganın dayanıklılık limitinin karşılaştırılması ile mümkün olduğunu belirtmiştir *(Fritz, 1998)*. Yang (2016) oturma pozisyonunun ve farklı eğim açılarındaki koltuk arkalığının insan vücudunun biyodinamik tepkisi üzerindeki etkilerini karşılaştırmalı olarak değerlendirmiştir *(Yang, 2016)*. Bunun için, oturan insan vücudunun yedi serbestlik dereceli çoklu-cisim modeli kullanarak L5 ve birinci sakrum (S1) omuru seviyesindeki omurga yüklerini tahmin etmiştir. Model, kafadan L2'ye üst vücut, L3'ten L5'e kadar üç ayrı bel

omurları, pelvis, uyluklar ve karın içindeki iç organlar olmak üzere yedi rijit parça içermektedir. Her duruşa ait model geometrisi literatürden belirlenmiştir ve model kişilerin antropometrik ölçümlerine göre ölçeklendirilmiştir. Vücuttaki kasların toplam etkisini simule edebilmek için doğrusal bir yay T7 spinöz çıkıntıdan sakruma bağlanmıştır. Koltuk sırtlığını modellemek için doğrusal yay ve damper kullanılmıştır. Modeli doğrulamak için deneysel olarak elde edilen ivme geçirgenliği ve görünür kütle verileri kullanılmıştır *(Yang, 2016)*. Yang (2016) oturma pozisyonunun ve farklı eğimli sırtlıklarla temasın, titreşime maruz insan vücudunda biyodinamik tepkileri değiştirdiği sonucuna varmıştır. Vücut kütlesinin bir kısmını destekleyen sırt dayama, kas aktivitesindeki ve vücuttaki titreşim modlarındaki değişiklikler gibi çeşitli mekanizmaların vücudun biyodinamik tepkisinin değişmesine neden olduğunu bildirmiştir. Bu mekanizmalar düşey tüm vücut titreşimi sırasında omurga yüklerinde de değişikliğe neden olacaktır. Çalışmanın bazı kısıtları vardır; örneğin, katılık ve sönümleme özellikleri doğrusal olarak belirlenmiştir, böylece model, özellikle yüksek genliklerdeki doğrusal olmayan etkiyi yansıtamamıştır. Ayrıca, antagonist kasların etkileri ihmal edilmiştir ve tüm sırt kasları tek bir yapı ile modellenmiştir, böylece gerçekçi omurga kuvvetleri analize yansıtılamamıştır.

Tüm vücut titreşiminin omurga üzerindeki etkilerini incelemek için omurga gerilme-genlemesi değerlendirilmelidir. Etik nedenlerden dolayı, omurga yükleri deneysel çalışma ile doğrudan ölçülemez. Diğer taraftan, toplu parametre ve çoklu-cisim modellerinin kabiliyeti omurgadaki gerilme-genleme dağılımını hesaplamak için yeterli değildir, bu nedenle sonlu elemanlar analizi kullanılır. Sonlu elemanlar modelinde, dokuların fizyolojik özelliklerini yansıtmak için gerçekçi malzeme özellikleri tanımlanırsa analiz doğru biyodinamik tepkileri sağlayabilir. Modellerin omurga yüklerini öngörmedeki doğruluğu, modelin doğruluğuna bağlıdır. Doğru modelleme için dokuların mekanik özellikleri belirlenmelidir. Bilgisayarlı tomografi (BT) görüntüleri ve biyomekanik doku deneyleri, modelleme için gerekli mekanik parametreleri sağlayabilir *(Schileo ve diğ., 2007)*. Hounsfield Birim (HU) değeri sayesinde bilgisayarlı tomografi üzerinde dokular farklı radyo yoğunluğu (radiodensity) ile tespit edilerek ayırt edilebilir *(Doğru ve diğ., 2018b)*. Bilgisayarlı tomografi görüntüsündeki her bir vokselin HU değeri ile elastik modülü hesaplanabilir. Bu sayede, bilgisayarlı tomografi verisi ile dokuya özgü malzeme özelliklerine sahip daha ayrıntılı üç boyutlu modeller elde edilebilir *(Gupta ve Dan, 2004)*. Doğru (2018) bilgisayarlı tomografi ile servikal omurga bölgesi sonlu elemanlar modelini oluşturmuş ve HU değerini kullanarak omurların birçok bölgesinin ayrı ayrı elastik modülünü tanımlamıştır *(Doğru, 2018)*. Yazarın amacı, fleksiyon, yana eğilme ve eksenel

rotasyon gibi farklı yönlerdeki hareketlerin, servikal bölgenin sağlıklı veya hafif, orta ve ciddi derecede dejenere olmuş omurlararası disklerin üzerindeki etkisini karşılaştırmaktır. Dejenere olmuş omurlararası diski simüle etmek için, annulus diskin Mooney-Rivlin hiperelastik materyali katsayısı ve nucleusun esneklik modülü literatürden tanımlanmıştır *(Rohlmann ve diğ., 2006(a); Ruberté ve diğ., 2009; Mustafy ve diğ., 2014).* Modelde sağlıklı fasetler, annulus diski ve nucleus diski sırasıyla boşluk eleman, üç boyutlu elastik model ve sıvı dolu boşluk eleman olarak tanımlamıştır. Nucleus diskindeki iç basıncı, literatür bilgisiyle karşılaştırarak sonlu eleman modelini doğrulamıştır *(Yoganandan ve diğ., 2001).* Omurga elemanlarına doğru malzeme tanımı sayesinde literatürle uyumlu sonuçlar elde edilmiştir. Çalışmada, annulus katmanında oluşan gerilmenin dejenerasyon arttıkça tüm hareket yönleri için arttığı ve özellikle fleksiyon hareketi sırasında neredeyse on kat arttığı sonucuna varılmıştır. Nucleus disk normalde bir miktar yüklenmeyi taşır ve annulus diski destekler. Yazar, dejenerasyon nedeniyle nucleus diskin yüklenmeyi destekleyemediğini ve bunun sonucunda dejenerasyon ilerledikçe annulus diskteki gerilmenin arttığını bildirdi *(Shirazi, 1992).* Ek olarak, artan dejenerasyonla nucleus diskteki azalan yüklenmenin fleksiyon momenti altında en fazla olduğu ve sağlıklı omurlararası disk ile karşılaştırıldığında azalmanın % 20'ye ulaştığı sonucuna varmıştır. Yazar, dejenerasyon ilerledikçe, omurlararası diskin yüksekliğinin azaldığını bildirmiştir *(Doğru, 2018).* Omurlararası disk yapının, gerçek yapıya uygun modellenmesi sonlu elemenlar analizi sonuçlarını önemli derecede etkilemektedir *(Kurutz, 2010).* Rohlmann ve diğ., tomografi görüntüsünden elde ettikleri lumbosakral omurgada annulus diskini içerisinde 30º açıyla dizilmiş lif bulunduran hiperelastik kompozit (neo-Hookean, $C10$ = 0.3448, $D1$ = 0.3) bir yapı olarak modellemişlerdir *(Rohlmann ve diğ., 2007; Eberlen ve diğ., 2001).* Liflerin katılık değeri merkezden dışa doğru artmaktadır *(Shirazi ve diğ., 1986;Argoubi ve Shirazi, 1996).* Nucleus diskini ise sıkıştırılamaz sıvı yapı olarak modellemiştir. Kullandıkları modelin doğrulaması için literatürden elde ettikleri farklı yönde ve genlikteki yükler altında düşük seviyede dejenerasyona sahip omurganın deneysel kinematik ölçümlerini kullanmışlardır *(Rohlmann ve diğ., 2001; Heuer ve diğ., 2007).* Kullanılan malzeme özellikleri ile elde edilen model sonucunun çok iyi seviyede doğruluk verdiğini belirtmişlerdir *(Rohlmann ve diğ., 2006(a); Rohlmann ve diğ., 2006(b); Rohlmann ve diğ., 2007).*

Sonlu elemanlar yöntemiyle vücudun tüm vücut titreşimine karşı biyodinamik cevabını inceleyen çalışma literatürde az sayıda yer almaktadır. Barzgari ve diğ. (2008) çalışmasında, L5-S1 omurlararası diskte moment, kesme ve basma kuvvetini ve iç-dış oblik, rektus

abdominus, iliocostalis ve longissimus üzerindeki toplam elli altı kas kuvvetini kinematik güdümlü iteratif yaklaşımla tahmin etmişlerdir *(Bazrgari ve diğ., 2008a)*. Bunun için, omurganın kas-iskelet yapısının üç boyutlu sonlu elemanlar modelini yöne bağlı malzeme özellikleri ile tanımlamışlar ve doğrusal olmayan yükleme altında analiz etmişlerdir. Kafa-gövde-pelvis modelinde, pelvis, lumbar L1-L5 omurları ayrı ayrı eleman ve kafa-T12 tek bir gövde olarak toplamda yedi rijit eleman yer almaktadır. T12-S1 omurlararası diskleri temsil etmek için doğrusal olmayan ve deforme olabilen kiriş eleman kullanılmıştır. Kalçayı ve omurganın sönümleme özelliğini temsil etmek için konnektör eleman kullanılmıştır. Hidrolik ekskavatörün titrettiği koltuk ile sürücü arayüzündeki düşey ivme analizde girdi olarak kullanılmak üzere ölçülmüştür.

Bilinmeyen kas kuvveti sayısının, sistemin hareket denklemi sayısından fazla olması durumu kinetik artıklık problemi olarak izah edilir. Kinetik artıklık problemini çözmek için, her omurga seviyesinde ek denklemler üretmek gerekir. Bunun için deney sırasında farklı omur seviyelerine ait yana eğilme açısı kinematik veri olarak kaydedilmiştir. Artıklık problemini çözmek için statik optimizasyon yaklaşımı kullanılmıştır. Optimizasyon, Lagrange Multiplier yöntemine dayanarak analitik olarak çözülmüştür *(Babuška, 1973)*. Model, L3 ve kafadaki düşey ivme ve koltuk-sürücü arayüzündeki reaksiyon kuvveti ile doğrulanmıştır. Yazarlar, kasların gövde biyodinamiğinde ve buna bağlı sırt yaralanma riskinde önemli bir rol oynadığını bildirmişlerdir. Ayrıca, omurganın denge taleplerine cevap olarak yüksek genlikteki koltuk titreşimi sırasında kas aktivitelerini arttırdığı ve bunun da büyük omurga yüklerine ve yüksek yaralanma riskine neden olduğu sonucuna vardılar *(Bazrgari ve diğ., 2008a)*. Literatürde yer aldığı üzere tüm vücut titreşiminin sebep olduğu dejenerasyon, omurlar, omurlararası diskler, bağlar ve kaslar dahil olmak üzere omurganın yumuşak ve sert dokularındaki gerilme dağılımının değerlendirilmesiyle tahmin edilebilmektedir. Fakat, dejenerasyon sadece uygulanan yüke bağlı değil, omurga yapılarının mekanik dayanımınada bağlıdır. Dayanım, omurga yapılarının büyüklüklerine, mineral içeriğine ve kişinin yaşına bağlıdır *(Seidel, 2005; Dupuis ve Zerlett, 1987)*.

2.5. YÖNTEM VE AMACIN ÖZGÜNLÜĞÜ

Tez kapsamında kullanılan deneysel yöntemlerin tümü literatürde yer almaktadır. Fakat eş zamanlı alınan ölçümler literatüre özgün katkı sağlamaktadır. Deneyler sırasında frekansı ve genliği bilinen tüm vücut titreşimine maruz gönüllülerden eş zamanlı kuvvet, ivme ve EMG

verisi alınmıştır. Eş zamanlı toplanan bu veri, kas-iskelet sistemi analizi için bir gerekliliktir. Bu deneysel çalışma sayesinde kas-iskelet modelinde farklı omurga seviyelerinden ölçülen ivme ve yer tepki kuvveti girdi olarak kullanılabilmiştir. Ayrıca farklı omurga seviyelerinden ölçülen ivme verisi sayesinde, ters kinematik sonucu elde edilen omur açısal hareketi deneysel ivmeden elde edilen açısal hareket verisi ile doğrulanabilmiştir. Deneysel çalışmada ayrıca eş zamanlı alınan EMG verisi ile statik optimizasyon sonucu elde edilen kas kuvveti doğrulanabilmiştir.

Literatürde sonlu elemanlar omurga modellerinde, BT verisinden sonlu elemanlar modelinin oluşturulması, annulus fibrozusun lif yapısının ve sıvı yapısının modellenmesi, ligamentlerin üç boyutlu modellenmesi gibi detaylı modelleme teknikleri farklı farklı çalışmalarda yer almaktadır. Tez çalışması kapsamında tüm bu detaylı modelleme teknikleri aynı modelde yer almıştır. Tez kapsamında tüm vücut titreşimi sırasında oluşan kas ve yer tepki kuvvetlerinin omurga dokuları üzerine etkisinin rijit olmayan sonlu elemanlar modeli ile incelenmesi, literatürde özgün değer olarak yer almaktadır.

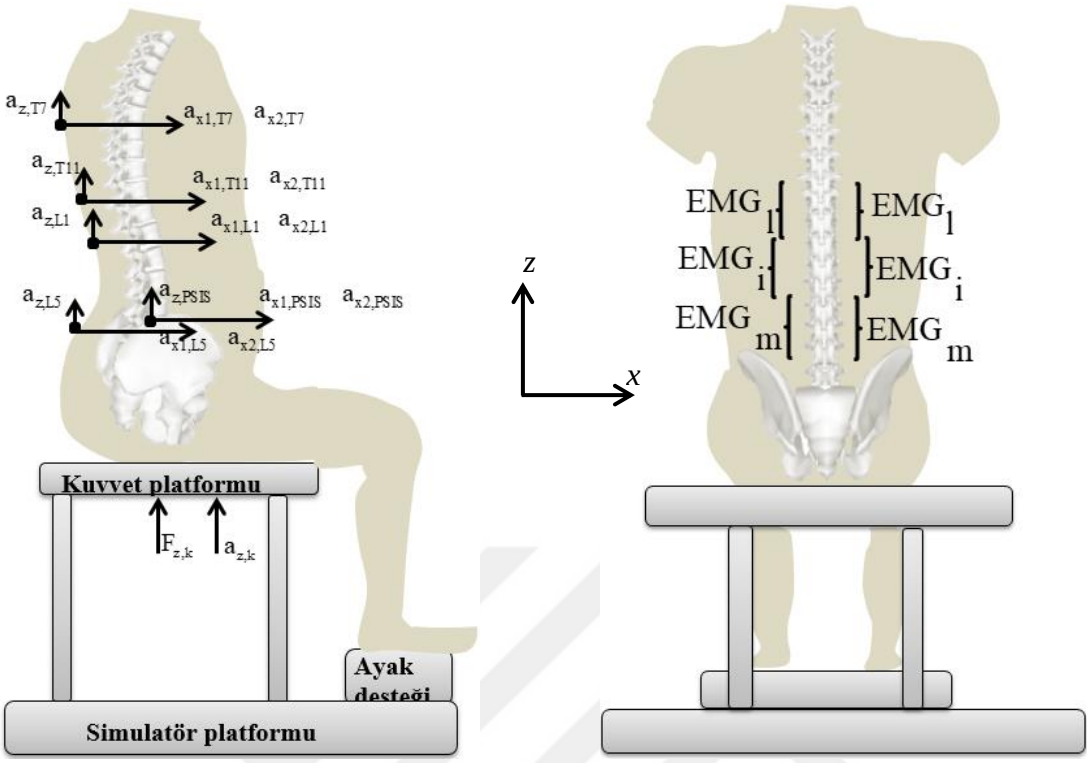
Bu tez kapsamında sinuzoidal titreşim sırasında omurgada oluşan yükleri gerçekçi bir sonlu elemanlar modeliyle ve ölçüme dayalı tahmin edilen kas kuvvetleri ile analiz etmek literatüre özgün katkı sunmaktadır.

3. MALZEME VE YÖNTEM

3.1.DENEYSEL ÇALIŞMA

Koltuk aracılığıyla gelen düşey titreşimin, dik oturma pozisyonundaki insan vücuduna etkisini değerlendirebilmek için İngiltere'nin Southampton Üniversitesi ISVR (Ses ve Titreşim Araştırmaları Enstitüsü) laboratuvarlarında ivmeölçer, kuvvetölçer ve EMG verisiyle deneyler yapılmıştır. Titreşime maruz iken koltuk yüzeyinden düşey ve omurganın belirli seviyelerinden düşey ve yatay ivme, oturma yüzeyine yerleştirilen kuvvet platformu ile düşey (longitudinal), yatay (mediolateral) ve ön-arka (anteriposterior) kuvvet ve yüzeyel sırt kaslarından yüzey elektrotlu EMG cihazı ile kasların aktivasyonları kaydedilmiştir.

Deneysel çalışmanın insan vücudunda gerçekleştirilecek olması, ön araştırma yapmayı ve etik kurul onayı gerektirmektedir. Yapılan ön çalışma ile tez kapsamında yapılacak deneysel çalışmada omurgada ölçüm yapılacak konumların tespiti amaçlanmıştır. Bunun için, kas kuvveti tahmini ön çalışması yapılmıştır. Southampton Üniversitesi Laboratuvarı'ndaki önceki çalışmalardan alınmış biyodinamik ölçüm verisi omurga kas-iskelet sistemi modelinde kullanılmış ve kaslarda oluşan kuvvet dağılımı analizi yapılmıştır. Analizden elde edilen sonuç ile titreşim sırasında hangi kasların aktivasyonunun daha yüksek olduğuna karar verilmiş ve deneysel çalışmada aktivasyon değeri ölçülecek kaslar belirlenmiştir. Pozisyon verisinin elde edilmesi için kullanılan ivmeölçerlerin, omurga üzerindeki konumuna karar verilmiştir. Çalışmanın etik kurul izni Southampton Üniversitesi'nden alınmıştır (Etik kurul onay numarası: 29946). Ön çalışma sonrasında deneylerde yapılacak ölçümlere karar verilmiş ve ölçüm noktaları Şekil 3.1'de gösterilmiştir.



(a) (b)

Şekil 3.1. (a) Deneylerde yer alan ivme ve kuvvet sensörlerinin pozisyonları, yan görünüş (b) EMG sensörlerinin pozisyonları, arka görünüş. *z* yönündeki ivme a_z, *x* yönündeki ivme a_x, *z* yönündeki kuvvet F_z, torakal 7 omuru T7, torakal 11 omuru T11, lumbar 1 omuru L1, lumbar 5 omuru L5, arka üst ilyak omurga PSIS, koltuk k, EMG longissimus EMG_l, EMG iliocostalis EMG_i, EMG multifidus EMG_m olarak kısaltılmıştır.

Deney koşulları Tablo 3.1'de özetlenmiştir.

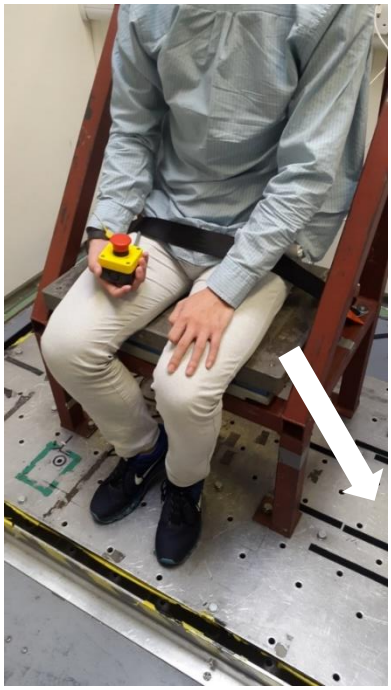
Tablo 3.1. Deneysel çalışmanın özeti

Durum	Kaydedilen veri
Statik	EMG: Sağ ve sol Longissimus Thoracic, Iliocostalis Lumborum, Lumbar Multifidus
Sinuzoidal	İvme: Pelvis, L5, L1, T11 ve T7 omurga seviyesi ve koltuk Kuvvet: Koltuk EMG: Sağ ve sol Longissimus Thoracic, Iliocostalis Lumborum, Lumbar Multifidus
Rastgele	İvme: Pelvis, L5, L1, T11 ve T7 omurga seviyesi ve koltuk Kuvvet: Koltuk EMG: Sağ ve sol Longissimus Thoracic, Iliocostalis Lumborum, Lumbar Multifidus

3.1.1. Deney odası

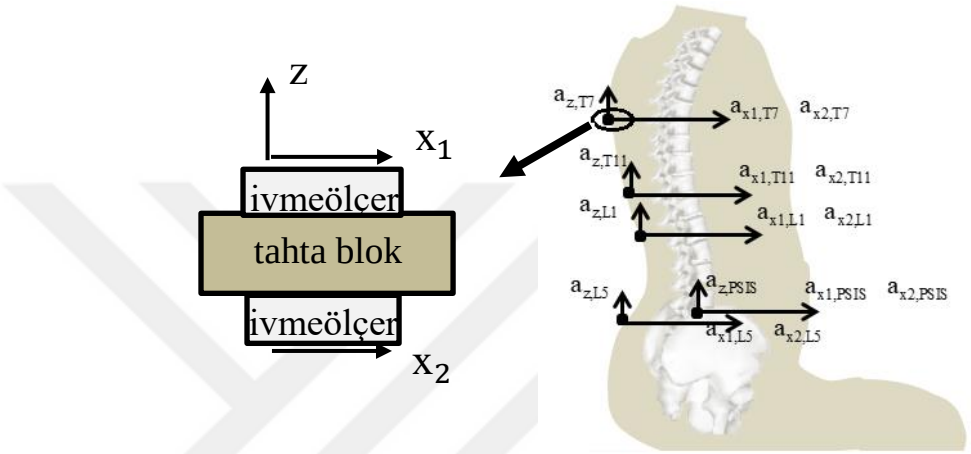
Ekipmanlar

1 metre hareket aralığı olan düşey bir simulator platformuna rijit bir dikdörtgen çelik çerçeve monte edilmiştir. Dikdörtgen çelik çerçevenin (600 mm x 400 mm) dört köşesinde birer tane üç eksenli kuvars transdüserden oluşan bir kuvvet plakası (Kistler 9281 B) çerçeveye sabitlenmiştir. Böylece, Şekil 3.2'deki gibi kuvvet ölçümü yapabilen koltuk oluşturulmuştur. Koltuk ile gönüllü arasındaki düşey, yatay ve ön-arka yönlerde temas kuvvetleri ölçülmüştür. Kistler 5073 şarj amplifikatörü kullanılarak kuvvet platformundan elde edilen eletrik sinyali yükseltilmiştir. Kuvvet transdüseri, düşey kuvvet ölçüm aralığı -10 ila 20 kN (aşırı yük -10 / 25kN) ve yatay ve ön-arka kuvvet ölçüm aralığı -10 ila 10 kN'dur (aşırı yük -15 / 15kN). Rijitlik kontrolü için, koltuğun altında ve üstünde birer ivmeölçer yerleştirilerek koltuk titreşime maruz bırakılmıştır. İki ivmeölçer arası düşey transfer fonksiyonu ve faz eğrisi hesaplanmıştır. Titreşim boyunca transfer fonksiyonu hep sabit 1 değerinde, faz açısı da 0 değerinde bulunmuştur. Böylece koltuğun rijitliği ve çalışılacak frekanslarda rezonansa girmediği kontrol edilmiştir. Bacaklar ve kuvvet platformu arasında teması sağlamak için ayarlanabilir ayak dayama sistemi kullanılmıştır.



Şekil 3.2. Kuvvet platforumunu içeren rijit koltuk.

Kuvvet platformun merkezinde düşey yöndeki ivme, bir ivmeölçer (Silicon Designs 2260-005) ile ölçülmüştür. İvmeölçer, ± 5 g ölçüm aralığında yaklaşık 800 mV / g hassasiyete sahiptir. Üç eksenli ölçüm yapabilen 10 adet mini ivmeölçer (Kionix KXD94-2802) beş adet dikdörtgen prizma tahta bloğuna Şekil 3.3'deki gibi yapıştırılmıştır. Her bir bloğun üst yüzeyinden düşey ve ön-arka ve alt yüzeyinden ön-arka yöndeki ivme verisi kaydedilmiştir. Omurga ivmesini ölçmek için kullanılan ivmeölçerler, 200 mV / g hassasiyete ve ± 10 g ölçüm aralığına sahiptir.



Şekil 3.3. İvme ölçerli tahta blok ve cilde göre tanımlanan yönler.

Kullanılan EMG cihazı (LISIN, OT Bioelectronica, Italy) 128 kanallı veri toplama kanalına sahiptir. 4th dereceden Bessel Bent geçirgen iç filtre (10-500 Hz) ile filtreleme yapmaktadır. Kas aktivitesini ölçmek için 16 kanal dizisine sahip altı elektrot kullanılmıştır. EMG'nin ayrıca yardımcı ölçüm kanalı vardır. Bilgisayar ortamından üretilip gönderilen elektrik sinyali, yardımcı kanal üzerinden alınmış ve senkronizasyon için kullanılmıştır. Tek diferansiyel modunda veri toplanmıştır. Deney düzeneğinin genel görünümü Şekil 3.4'de yer almaktadır.



Şekil 3.4. Deney düzeneği.

Aygıt listesi

• Ayarlanabilir ayak destekli rijit koltuk; 1 m'lik düşey platform

• Koltutaki 3 eksenli dinamik temas kuvveti ölçen kuvvet plakası (Kistler 9281 B, 12 kanallı kuvvet platformu, dikdörtgen kaynaklı çelik çerçevenin dört köşesinde (600 (genişlik) x mm (genişlik) x mm (uzunluk) mm olmak üzere dört adet üç eksenli kuvars transdüseri içerir.) Sinyal Kistler 5073 şarj amplifikatörü kullanılarak yükseltilmiştir.

• Koltuk ivmesi (a_z) ölçümü için bir ivmeölçer. Tek eksenli ivmeölçer (Silicon Designs 2260-005) koltuk yüzeyinde düşey ivmeyi ölçmek için kullanılmıştır.

• 10 mikro ivmeölçer (Kionix KXD94-2802): pelvis, L5, L3, L1, T5'de düşey ve ön-arka hareket;

• İvmeölçerleri bağlamak için 5 ahşap blok

•EMG dizi elektrotları: L1'de Longissimus Thoracic, L3'te Iliocostalis Lumborum, L5 seviyesinde Lumbar Multifidus, bunların her biri sol ve sağ taraftadır.

• Antropometriyi ölçmek için gerekli ekipmanlar.

• 2 veri toplama sistemi, kutu başına 16 kanal (NI-USB6211 16 bit)

• 16 kanallı dizi elektrotlu, toplam 128 kanallı EMG cihazı (LISIN, OT Bioelectronica, Italy)

Veri toplama sistemi ve senkronizasyon

HVLab veri toplama cihazı (versiyon 2.0) 16 kanallıdır ve 512 veri/saniye örnekleme frekansına sahiptir. İvme ve kuvvet verisi, iki adet NI-USB6211 veri toplama cihazı kullanılarak elde edilmiştir. Veri toplama cihazlarına tetikleyici buton paralel bağlanmıştır. Hazırlanan veri toplama koduna göre butona basıldıktan sonra eş zamanlı veri akışı başlar. Böylece iki veri toplama kutusunun senkronizasyonu, tetikleme butonu ile sağlanmıştır. Ek olarak, 2048 örnek / saniye örnekleme frekansına sahip LISIN yüzey EMG veri toplama sistemi kullanılmıştır. Üçüncü veri toplama kutusunun senkronizasyonu için, bilgisayar ortamında sanal olarak şok sinyali üretilmiştir. Üretilen sinyal aynı anda paralel bağlı veri toplama

sistemine ve senkronizasyon için EMG cihazına gönderilmiştir. Üretilen sinyalin her veri toplama cihazında görüldüğü anlar eş zamanlı olarak kabul edilmiştir.

Kuvvetölçer kalibrasyonu

Kuvvet plakasının kalibrasyonu, hem düşey hem de ön ve arka yönlerde gerçekleştirilmiştir. Düşey yönde, kütle değerleri bilinen 10 kg'lık kum torbaları (yaklaşık 98 N kuvvet) kuvvet plakasının üstüne yerleştirilmiştir. Ön ve arka yönlerin kalibrasyonu için ise bir kasnak sistemi ile kuvvet plakasına 49 N değerinde kuvvet uygulanmıştır. Bilinen kuvvetler ile plakanın kalibrasyonu yapılmıştır. Yükseltici kazanç parametreleri, veri toplama sisteminde düşey yön için ± 2100 N ve ön-arka yön için ± 635 N ölçüm aralığı olacak şekilde ayarlanmıştır. Belirlenen ölçüm aralıkları, ölçüm sırasında düşey ve ön ve arka yönlerde oluşan maksimum kuvvetlerin yaklaşık 1.5 katıdır.

İvmeölçer kalibrasyonu

Koltuk üzerinde duran ivmeölçer yatay bir yüzeye bağlandığında 0 ve ters olarak yerleştirildiğinde +2 g yer çekimi ivmesi değeri vermek üzere kalibre edilmiştir. Koltuk üzerinde duran ivmeölçerin düşey eksen ölçüm aralığı yaklaşık ± 24 m / s^2'dir. Omurgaya yerleştirilen üç eksenli ivmeölçerlerin, yatay ve düşey yönlerindeki ivmeleri ayrı ayrı kalibre edilmiştir. Yatay bir yüzeye iki eksenli ölçüm yapan ivmeölçer yukarı bakacak şekilde yerleştirildiğinde hem düşey hem de yatay ivmeler 0 değeri verecek şekilde kalibre edilmişlerdir. Ters çevrildiğinde düşey ivme +2 g değeri vermek üzere kalibre edilmiştir. Tahta blok yan yerleştirildiğinde yatay ivmeler + 1 g değeri vermek üzere kalibre edilmiştir. Bu ivmeölçerler için yatay ve düşey yönlerde belirlenen ölçüm aralıkları ± 24 m / s^2'dir.

Gönüllüler

Çalışmaya dâhil edilmesi gerekli minimum gönüllü sayısının tespiti için Güç Analizi yapılmıştır *(Sauro ve Lewis, 2016)*. Güç analizi çözümü için önerilen formüle göre, problem oluşma ihtimalinin p=0.15, problemi gözlemleyebilme şansının P=0.15 olduğu araştırmalarda en az 12 gönüllü bulundurmak gereklidir. Bu sebeple çalışmaya 12 gönüllü dâhil edilmiştir.

Deneylerde emniyet şartı olarak, gönüllülerin elleri kucağında beklemeleri ve dik oturuş sırasında gevşek bir kemer bağlamaları uygun bulunmuştur. Gönüllülerin herhangi bir

rahatsızlıkta kullanması için deneyler sırasında hem araştırmacıda hem de gönüllüde acil durdurma düğmeleri kullanılmıştır.

Gönüllülerin çalışmaya dâhil edilme kriterlerine göre, Southampton Üniversitesi öğrencisi veya çalışanı, 18-50 yaş arası, 52-98 kg arası sağlıklı erkek olmaları belirtilmiştir. Çalışmadan dışlanma kriteri ise omurga ağrısı ve ya omurga sağlığı bozukluğu başta olmak üzere sağlık sorunu olması, deney sonuçlarının kullanılması konusunda gönülsüz olmadır. Deney öncesi tüm deney şartları gönüllülere anlatılmıştır. Gönüllülerden, deneylere katılma onay formlarını ve sağlık anketlerini imzalamaları istenmiştir ve örnekleri ektedir. Herhangi bir anda deneye katılma isteğinden vazgeçebilecekleri iletilmiştir.

Bütün deney bir oturumda gerçekleştirilmiştir. Gönüllüden hareket sırasında dik oturma duruşunu korumaları istenmiştir. Kuvvet platformu ile her gönüllünün hareketsiz otururken ağırlıkları statik kuvvet olarak kaydedilmiştir. Titreşime maruz kalmadan önce gönüllülerin boyu, kilosu, yaşı, üst vücut boyu, tüm ölçüm noktaları arasındaki düşey yöndeki mesafesi, pelviste bulunan ivmeölçerlerin yatay mesafesi, ivme ölçümü yapılan omurga seviyelerinin düşey eksenle yaptığı açı kaydedilmiştir. Titreşim etkisinde vücudun verdiği biyodinamik cevapta cinsiyetin de etken olduğu belirtilir. *(Griffin, 1990)* Bu yüzden bağımsız değişken olabilmesi için gönüllüler sadece erkeklerden seçilmiştir. Gönüllüere ait özellikler Tablo 3.2'de yer almıştır.

Tablo 3.2. Gönüllülere ait özellikler

Yaş	Cinsiyet	Kilo	Boy
28±4	Erkek	74±10kg	176±6 cm

3.1.2. Uygulanacak titreşimin karakteristiği ve üretimi

Araçtan insan vücuduna gelen titreşimin genliğinin, araba için 0.2-0.75 ms^{-2} ve forklift için 0.4-2 ms^{-2} olduğu literatürde yer almaktadır *(Dupuis ve Zerlett, 1987)*. Omurga dokularının zarar görebileceği rezonans frekansının ise 3-6 Hz arası olduğu literatürde yer almaktadır *(Dupuis ve Zerlett, 1987)*.

ISO standartlarında ivmenin genliği RMS cinsinden tanımlanmaktadır (Denklem 3.1)

$$RMS = \left\{ \frac{1}{T} \int_{T}^{0} \left[a_w(t) \right]^2 dt \right\}^{1/2} \qquad \text{(Denklem 3.1)}$$

T ölçümün süresi, a_w ise zamanın bir fonksiyonu olarak anlık frekans ağırlıklı ivmelenmedir *(ISO 2631-1,1997)*. Ağırlıklı ivmelenme, bir ya da daha fazla vücutla temas noktasından ulaşan ivmenin şiddetini genlik, frekans ve titreşim yönünü kapsayabilecek bir değerde ifade etmeyi sağlar *(Griffin, 2007)*.

Tez çalışmasında düşey yönde 0.5 ms^{-2}, 1 ms^{-2} ve 2 ms^{-2} RMS genlikli ve 20 Hz altı sinüzoidal ve rastgele frekanslı titreşimler gönüllülere rijit koltuk aracılığıyla iletilmiştir.. Sinüzoidal ve yaklaşık olarak ivme güç spektrumunda düz sabit bant genişliğine sahip rastgele titreşimin karakteristikleri Tablo 3.3'de yer almaktadır.

Tablo 3.3. Uygulanan titreşimin özellikleri.

	Süre (saniye)	Frekans (Hz)	Titreşim genliği (ms^{-2} RMS)
Sinüzoidal	30 s	0.5, 1, 2, 3.15, 4, 5, 6.3, 8, 10, 12.5, 16, 20	0.5 1.0 2.0
Rastgele	60 s	0.5 - 20	0.5 1.0 2.0

İnsan Deneyleri Güvenliği ve Etik Kurulu Kurallarında tanımına göre, insan vücudunun günlük maruz kaldığı titreşim dozunun 15 $ms^{-1.75}$ değerini aşmamasını sağlamak büyük önem taşımaktadır. Bu nedenle gönüllülerin tüm oturumlar sırasında maruz kaldığı toplam titreşim dozu düzeyinin (TDD) etik kurallarda "olağan" çalışmalar için tanımlanan sınır değerleri olan 15 $ms^{-1.75}$'ten düşük olması gerekmektedir. Gönüllüler normal dik sırt pozisyonunda, eller diz üstünde, sırt desteği olmadan, ayaklar sabit zeminle temes içerisinde olacak şekilde ve gevşek bir kucak kemeri takarak rijit oturma yüzeyine oturtulmuştur. 0.5, 1.0 ve 2.0 ms^{-2} RMS genliğe sahip. 0.5, 1, 2, 3.15, 4, 5, 6.3, 8, 10, 12.5, 16 ve 20 Hz frekanslarda 35 saniyelik düşey yöndeki sinüzoidal titreşim ve yaklaşık olarak ivme güç spektrumunda düz sabit bant genişliğine sahip

ve 0.5 ila 20 Hz frekans aralığında 60 saniyelik düşey yöndeki rastgele titreşim gönüllülere uygulanmıştır. Her bir sinüzoidal sinyalin uygulanması arasında 30 saniye ara verilmiştir. Tüm sinüzoidal sinyaller uygulandıktan sonra yorulmayı önlemek için on dakika ara verilmiştir. Her rastgele sinyal uygulaması arasında 60 saniye ara verilmiştir. Sert bir koltukta oturan bir kişinin, yukarıda açıklanan her bir sinüzoidal ve rastgele titreşim genliği koşulu sırasında maruz kalacağı TDD Denklem 3.2 ile hesaplanmıştır. TDD hesaplamak için ağırlıklı ivme kullanılmıştır. Koltuğun ve ayağın düşey titreşimi için karşılık gelen frekans ağırlıklandırma faktörleri ISO 2631-1: 1997'de tanımlandığı gibi 'W_k'dir. a_w ağırlıklı ivme için uygulanan ivme genliği, koltuk ve ayağın düşey eksen titreşimi ağırlıklandırma faktörleri olan 1.0 ve 0.4 katsayıları ile çarpılmıştır. Denklem 3.3 kullanılarak her koşul için toplam titreşim dozu değeri hesaplanmıştır.

$$TDD = \left\{ \int_T^0 \left[a_w(t) \right]^4 dt \right\}^{1/4} \qquad \text{(Denklem 3.2)}$$

$$TDD = \left(\sum TDD_i^{\,4} \right)^{0.25} \qquad \text{(Denklem 3.3)}$$

Tüm oturum için toplam TDD, etik kılavuzlarda "olağan" çalışmalar için tanımlanan 15 $ms^{-1.75}$ sınır değerinden daha düşük değerde 8.63 $ms^{-1.75}$ olarak hesaplanmıştır. Tablo 3.4'de, deney sırasında bir gönüllünün maruz kaldığı tüm titreşim koşulları için detaylı TDD'ler yer almaktadır.

Tablo 3.4. Deney süresince bir gönüllüye uygulanan titreşim dozu düzeyi (*TDD*).

			Hesaplanan TDD ($ms^{-1.75}$)		
Durum	Titreşim (ms^{-2} RMS)	Yön	Koltuk	Ayak	Her genlik için alt toplam
Sinuzoidal	0.5	*z*	1.76	0.70	1.77
	1	*z*	3.52	1.41	3.54
	2	*z*	7.04	2.82	7.08
Rastgele	0.5	*z*	1.79	0.72	1.81
	1	*z*	3.59	1.44	3.61
	2	*z*	7.16	2.86	7.2

Sinuzoidal için alt toplam	7.20
Rastgele için alt toplam	7.32
Toplam Hesaplanan TDD ($ms^{-1.75}$)	8.63

Belirlenen karakteristiğe sahip uygulanan ivme, deney düzeneği yazılımı ile elde edilmiştir. 1-m düşey vibratör tarafından uygulamak için üretilen sinyaller, Southampton Üniversitesi'nde kurum içi çalışan Matlab (R2009b) tabanlı HVLab araç kutusu kullanılarak üretilmiştir. Sürüş sinyali, bilgisayarda uygulanacak titreşim üretildikten sonra simülatöre gönderilir. 1 m'lik düşey simülatörün Pulsar kontrol yazılımında tanımlanan bir eşitleme prosedürünü takiben belirlenir. Bunun için, benzer bir frekans içeriğine ve istenen sinyale sahip $a_2(t)$ büyüklüğünde ivmenin üretimi için önce $a_1(t)$ rastgele büyüklükte giriş sinyali üretilmiş ve ivme bilgisayardan simülatöre gönderilmiştir. Yanıt sinyali, diğer bir ifadeyle kuvvet plakasının yüzeyinin merkezinde $a_3(t)$ ivmeölçer ile ölçülmüştür. Giriş sinyalden $a_1(t)$ yanıt sinyaline $a_3(t)$ transfer fonksiyonu *T*(*f*) olarak Denklem 3.3 ile hesaplanmıştır.

$$T(f) = \frac{a_3(t)}{a_1(t)} \qquad \text{(Denklem 3.3)}$$

Bu transfer fonksiyonunun tersi, telafi edilen giriş sinyalini $a_4(t)$ hesaplamak için, konvolüsyon vasıtasıyla istenen sinyale $a_2(t)$ uygulanmıştır. Genellikle, eşitleme, yukarıdaki işlemin birkaç kere tekrarlanmasını içerir. Sonuç olarak, $a_1(t)$ giriş sinyali RMS'i, istenen sinyal ile arasındaki hata % 5'nin altında bulunmuştur. Platformun rastgele ve sinuzoidal titreşim içeren giriş sinyalleri, Matlab'da (R2013a, MathWorks, Massachussets, ABD) HVLab araç kutusu (versiyon 2.0) kullanılarak, 100 Hz'lik düşük geçişli filtrelemeden sonra 512 Hz örnekleme frekansıyla üretilmiştir.

3.1.3. Veri kaydı ve işleme

İvme ölçümü

Omurga üzerinde torakal bölge yedinci omuru (T7), torakal bölge on birinci omuru (T11), lumbar bölge birinci omuru (L1), lumbar bölge beşinci omuru (L5), ve pelvisin arka üst iliak bölümü (PSIS) palpasyon yoluyla tespit edilmiştir. Tahta blok ivmeölçeri içeren yüzeyi yukarı

bakacak şekilde omurgaya yerleştirilmiştir. Her bir ivmeölçerden 512 Hz örnekleme frekansı ile veri sağlanmıştır. Sinüzoidal titreşim 35 saniye, rastgele titreşim 60 saniye boyunca kaydedilmiştir. Sinyal işlemede 20 Hz üçüncü dereceden düşük geçirgen Butterworth ve 0.5 Hz üçüncü dereceden yüksek geçirgen Butterworth filtresi kullanılmıştır.

Açı düzeltme

Dik oturma pozisyonunda duran gönüllülerden, ivme ölçümü yapılan omurga seviyelerinin düşey eksenle yaptığı açı gonyometre ile ölçülüp kaydedilmiştir. Ölçülen düşey ve yatay ivmeler, ivmeölçerlerin duruş açısına göre düzeltme uygulanarak hesaplanmıştır. Düşey eksen ivmesi hesaplanırken Denklem 3.4 kullanılmıştır. Yatay eksen ivmesi hesaplanırken Denklem 3.5 kullanılmıştır. θ , ivmeölçer konumunun düşey eksenle yaptığı açıdır.

$$düşey\ ivme_{hesaplanan} = düşey\ ivme_{ölçülen} \times \cos\theta + yatay\ ivme_{ölçülen} \times \sin\theta \qquad \text{(Denklem 3.4)}$$

$$yatay\ ivme_{hesaplanan} = yatay\ ivme_{ölçülen} \times \cos\theta - dikey\ ivme_{ölçülen} \times \sin\theta \qquad \text{(Denklem 3.5)}$$

Kuvvet ölçümü

Kuvvet platfomu üzerinde dik oturma pozisyonuyla oturan gönüllülerden düşey, yan (mediolateral) ve yatay (anteroposterior) yönlerdeki kuvvetler kaydedilmiştir. 512 Hz örnekleme frekansı ile veri sağlanmıştır. Sinüzoidal titreşim 35 saniye, rastgele titreşim 60 saniye boyunca kaydedilmiştir. Sinyal işlemede 20 Hz üçüncü dereceden düşük geçirgen Butterworth ve 0.5 Hz üçüncü dereceden yüksek geçirgen Butterworth filtresi kullanılmıştır.

Kuvvet platformu kütlesinin etkisini ölçme

Koltuk boş iken titreşime maruz bırakılarak kuvvet platformunun kütlesinin ölçümü yapılmıştır. Bu sayede, kuvvet platformu kütlesinin titreşim sırasında görünür kütleye etkisi hesaplanmıştır. 0.5 Hz'deki görünür kütle değeri statik kütlesi olarak alınmıştır. Platformun statik kütlesi, deneyler sırasında kaydedilen koltuk ivmesi değeri ile çarpılarak $F_{platform}$ kuvvet değeri elde edilmiştir. Denklem 3.6'da, gönüllünün koltuk yüzeyine uyguladığı kuvvet $F_{gönüllü}$, kuvvet platformundan ölçülen kuvvet $F_{ölçülen}$ 'dir.

$$F_{gönüllü} = F_{ölçülen} - F_{platform} \quad \text{(Denklem 3.6)}$$

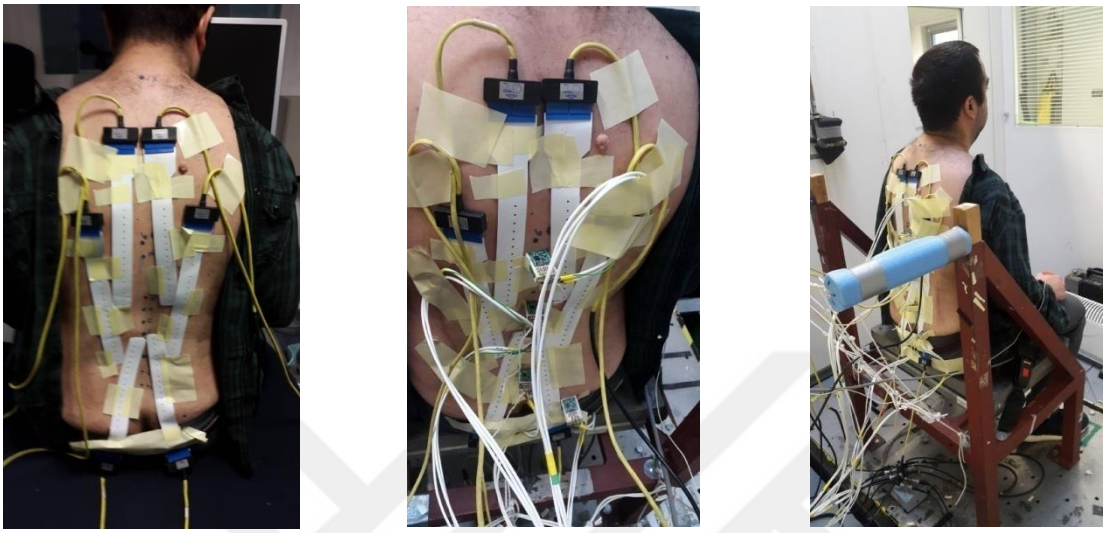
EMG kas aktivasyonu ölçümü

Kas aktivasyonu sol ve sağ taraflardan L1-L5 seviyesinde Multifidus, T12-L2 seviyesinde Iliocostalis Lumborum ve T6-T10 seviyesinde Longissimus Thoracic kaslarından ölçülmüştür. Richard Collier tarafından yapılan post-mortem çalışmaya dayanarak, ölçülen kasların konumsal bilgileri Tablo 3.5'de verilmiştir *(Collier, 2014)*.

Tablo 3.5. Kas lokasyonları *(Collier, 2014)*.

	Anatomik çalışma temelli Multifidus'un ilgili omura yatay konumu (mm)	
İlgili omur	Hesaplanmış konum	Tavsiye edilen konum
S2	36.39	36
L5	34.85	35
L4	27.71	28
L3	21.24	21
L2	17.10	17
L1	18.43	18
	Anatomik çalışma temelli olarak Iliocostalis kaslarının ortasından kemik işaretlerine kadar olan yatay konum (mm)	
T11'deki orta nokta üst	60.29	60
L2/3'teki orta nokta alt	49.72	50
	Anatomik çalışma temelli olarak Longissimus kaslarının ortasından kemik işaretlerine kadar olan yatay konum (mm)	
Mid-point superior at T6	33.62	34
Mid-point inferior at T10	39.52	40

Yüzeyel EMG elektrotları kasların en belirgin yerlerine gelecek şekilde deri yüzeyüne yerleştirilmiştir (Şekil 3.5). EMG elektrotları, cilt tıraş edilip alkolle silindikten sonra cilde yapıştırılmıştır.



(a) (b) (c)

Şekil 3.5. Gönüllünün (a) EMG şeritlerinin yapıştırılması, (b) ivmeölçerlerinin yapıştırılması, (c) platforma oturtulması.

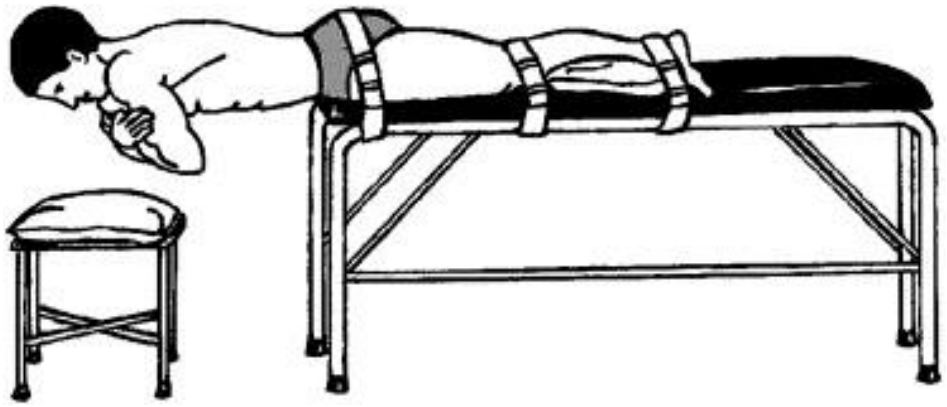
10-500 Hz, 4'üncü dereceden Bessel Bent geçirgen iç filtreye sahip EMG cihazından alınan veri, el bileğinden diğer bir ifadeyle kasın aktif olmayacağı bölgeye takılan elektrottan alınan sinyal ile filtrelenmiştir. Bu elektrottan alınan sinyal, cilt dokusunun titreşime gösterdiği etkidir. MATLAB R2018b versiyonunda senkronizasyon sinyalinin çakıştırılması için cihazlar arası gecikme süresi çıkartılmıştır. 16 ölçüm noktalı dizi elektrotlarda kasların konumlarına oturan kanallar ayrılarak işleme alınmıştır. Alınan sinyaller, 500 Hz üçüncü dereceden düşük geçirgen Butterworth ve 20 Hz üçüncü dereceden yüksek geçirgen Butterworth ile filtrelenmiştir. 50 Hz ve katlarında çentik filtresi uygulanmıştır. Kasların konumlarına oturan kanallar deneyler sırasında not edilmiştir. 16 ölçüm noktalı dizi elektrotların kullanılacağı kanallar ayırt edilmiştir.

Kaslarda, EMG medyan frekansında bir düşüş ve EMG aktivasyon genliğinde bir artış gözlenmesi yorgunluk kriteri olarak kullanılabilir *(Enoka ve Duchateau, 2008)*. Ölçümler sonrasında yorgunluk kontrolü için her kasın aktivasyonlarının ortalama frekans değerleri hesaplanmıştır. Frekans alanında yapılan bu inceleme için güç sprekturum analizi kullanılır.

Güç yoğunluğu spekturumu frekansların enerjisini göstermek için kullanılır. Hızlı Fourier transformunda elde edilen genliğin karesi güç spekturumunun genliği olacaktır. Güç yoğunluğu spekturumu sinyalin her bir frekanstaki büyüklüğünü gösterir. Hesap için çeşitli yöntemler vardır. Welch's metodu en sık kullanılanıdır *(Cifrek ve diğ., 2009)*. Güç yoğunluğu spektrumunu aynı güce sahip iki bölgeye ayıran frekans ise ortalama frekans analizi ile bulunur ve yorgunluk tespiti için kullanılır. Ortalama frekans değeri grafiği eğrisinde azalma olmadığı için kaslarda yorulma gözlemlenmemiştir.

EMG'nin normalizasyonu

Sırt kaslarının maksimum istemli kasılmasını elde etmek için, katılımcıya Biering Sorensen testi uygulanmıştır *(Biering-Sorensen, 1984)*. Bir başlangıç ısınma dizisinden sonra (germe, 5 dakika düşük aerobik egzersizler) gönüllüden Şekil 3.6'daki pozisyonu alması istenmiştir. Gönüllülerin bu pozisyonu alma konusunda zorlandıkları görülmüş ve pozisyonu almaları için yardım edilmiştir. Pozisyon sırasında, L1-L5 seviyesinde Multifidus, T12-L2 seviyesinde Iliocostalis Lumborum ve T6-T10 seviyesinde Longissimus Thoracic kaslarından EMG verisi kaydedilmiştir. Üç ölçüm tekrarı yapılmıştır ve her ölçümün ardından 60 saniye dinlenilmiştir. Alınan sinyaller, 500 Hz üçüncü dereceden düşük ve 20 Hz üçüncü dereceden yüksek geçirgen Butterworth ile filtrelenmiştir. 50 Hz ve katlarında çentik filtresi uygulanmıştır. 16 ölçüm noktalı dizi elektrotlarda kasların konumlarına oturan kanallar ayrılarak işleme alınmıştır. RMS değeri, 0.1 saniye pencere aralıkları ile hesaplanmıştır. Her bir gönüllünün üç ölçümü içerisindeki en yüksek RMS değeri, gönüllünün kendi EMG ölçümlerinin normalizasyonu için kullanılmıştır.



Şekil 3.6. Omurga kaslarından en yüksek serbest kasılma elde edebilmesi için uygulanan hareket *(Conway ve diğ., 2016)*.

3.1.4. Tez kapsamında dikkate alınan metrikler

Tez kapsamında yapılan deneysel çalışma sonucunda elde edilen ölçümler kullanılarak çeşitli hesaplamalar yapılmıştır. Rezonans frekansı, görünür kütle, ivme geçirgenliği ve EMG RMS'i insan vücudunun tüm vücut titreşimine verdiği cevabı değerlendirmek için kullanılmıştır. Bunun dışında deneysel yollarla elde edilen verinin kullanımıyla elde edilen düşey konum değişimi, kas-iskelet modelinde analizin girdisi olarak kullanılmak üzere hesaplanmıştır. Ayrıca, EMG RMS'i ve omurların açısal hareketi hesabı, kas-iskelet analizinin sonuçlarını doğrulamak için kullanılmıştır.

Rezonans frekansı

Sistemin rezonans frekansını hesaplamak için, rastgele titreşim sırasında elde edilen verinin frekans alanında incelenmesi gerekmektedir. Bunun için, yaklaşık olarak ivme güç spektrumunda düz sabit bant genişliğine sahip 0.5. 1.0 ve 2.0 ms^{-2} RMS genliğinde ve 0.5-20 Hz frekans aralığında 60 saniyelik düşey yöndeki rastgele titreşim, koltuk aracılığıyla gönüllülere uygulanmıştır. Her gönüllünün üç farklı genlikteki rezonans frekansı, görünür kütle hesabından elde edilmiştir. Rastgele titreşim sırasında elde edilen veri sadece rezonans frekansı tespiti için kullanılmıştır. Rezonans frekansı, Denklem 3.7 ve Denklem 3.8 ile hesaplanmıştır. %50 çakışan Hamming pencereli Welch yöntemi ile güç spektrumu hesabı yapılmıştır. G_{xy} kuvvet ve ivme arasındaki çapraz güç spektrum yoğunluğu, G_{xx} ivmenin güç spektrumu yoğunluğu ve G_{yy} kuvvetin güç spektrumu yoğunluğudur. P_{yx} çapraz spektrum yoğunluğundan, P_{yy} ise güç spektrumu yoğunluğundan elde edilen transfer fonksiyonudur. P_{yx} ve P_{yy} genliği görünür kütleyi verir; fakat genliğin yanı sıra faz sonucunu veren çapraz güç spektrumudur *(Griffin, 1990)*.

$$P_{yx}(f) = \frac{G_{xy}(f)}{G_{xx}(f)} \qquad \text{(Denklem 3.7)}$$

$$P_{yy}(f) = \left(\frac{G_{yy}(f)}{G_{xx}(f)} \right)^{0.5} \qquad \text{(Denklem 3.8)}$$

Görünür kütle

Görünür kütle, frekans alanında hesaplanır ve uygulanan titreşimin genliği ve frekansına bağlı değişir *(Griffin, 1990)*. Görünür kütle sadece sinüzoidal titreşim için hesaplanmıştır. Mansfield'in önerisine göre (2015) sinuziodal titreşime maruz kalan gönüllünün görünür kütlesi ($m_{görünür}$) aynı frekansa sahip düşey yöndeki kuvvet ve ivme verisinin tek pencereli RMS'sinin orantısıdır ve Denklem 3.9 ile hesaplanır *(Mansfield ve Maeda, 2005; Matsumoto ve Griffin, 2002).* F_{RMS} ve a_{RMS} sırasıyla koltuktan ölçülen kuvvet ve ivmedir. Görünür kütle, omurgaya ilk titreşimin geldiği bozucu etki kontrol edildikten sonraki 4.saniye ile titreşimin vücut biyodinamik sonuçlarının sabit titreşim genlik ve frekansına ulaştığı 10.saniyeye kadar kadar olan kuvvet ve ivmenin tek pencereli RMS'lerinin oranıdır. Her bir gönüllünün 0.5 ve 1 ms^{-2} RMS genlikteki frekansa bağlı görünür kütlesi, ilgili genliğin statik hal olarak değerlendirilebilecek 0.5 Hz frekansındaki gönüllüye özgü görünür kütlesi ile normalize edilmiştir. Ayrıca, her bir gönüllünün 2 ms^{-2} RMS genlikteki frekansa bağlı görünür kütlesi, yine ilgili genliğin statik hal olarak değerlendirilebilecek 1 Hz frekansındaki gönüllüye özgü görünür kütlesi ile normalize edilmiştir.

$$m_{görünür} = \frac{F_{RMS}}{a_{RMS}} \qquad \text{(Denklem 3.9)}$$

İvme geçirgenliği

Sinuziodal titreşime maruz kalan gönüllünün ivme geçirgenliği, görünür kütle hesabı ile benzer şekilde hesaplanır. İvme geçirgenliği koltuk ve omurga üzerindeki iki aynı frekansa sahip ivme değerinin RMS'lerinin orantısıdır ve Denklem 3.10 ile hesaplanır *(Mansfield ve Maeda, 2005)*. İvme geçirgenliği sadece sinüzoidal titreşim için hesaplanmıştır. $RMS(a_{koltuk})$ ve $RMS(a_{omurga})$ sırasıyla koltuk ve omurga düzeyindeki düşey yöndeki 4 ile 10 saniyeleri arasındaki iki ivmenin tek pencerede hesaplanan RMS'leridir. Görünür kütle hesabında olduğu gibi ivme geçirgenliğinde de 4 ile 10 saniye arası biyodinamik ölçümün hesabı yeterli görülmüştür. Her bir gönüllünün 0.5 ve 1 ms^{-2} RMS genlikteki frekansa bağlı ivme geçirgenliği, ilgili genliğin statik hal olarak değerlendirilebilecek 0.5 Hz frekansındaki gönüllüye özgü ivme geçirgenliği ile normalize edilmiştir. Ayrıca, her bir gönüllünün 2 ms^{-2} RMS genlikteki frekansa

bağlı ivme geçirgenliği, yine ilgili genliğin statik hal olarak değerlendirilebilecek 1 Hz frekansındaki gönüllüye özgü ivme geçirgenliği ile normalize edilmiştir.

$$Geçirgenlik_{ivme} = \frac{RMS(a_{omurga})}{RMS(a_{koltuk})} \qquad \text{(Denklem 3.10)}$$

EMG RMS

Tez kapsamında uygulanan titreşimin frekans ve genlik değerleri ile ilgili kaslardan elde edilen EMG sinyalleri arasındaki ilişkiyi ortaya koyabilmek için EMG sinyallerinin RMS'i hesaplanmıştır. 35 saniye süresince kaydedilen EMG sinyallerinin 4 ile 10 saniyeleri arasındaki EMG verisi dikkate alınmış ve bu pencere aralığında kalan sinyal için Denklem 3.11 kullanılarak sinyale ait tek bir RMS değeri bulunmuştur. Titreşim ilk bozucu etkisi kontrol altına alındıktan sonra (4.saniye) titreşimin etkisinin sabit EMG genlik ve frekansına ulaştığı (10.saniye) zamana kadar bölgede hesaplar yapılmıştır. EMG kas aktivasyonu verisinin OpenSim kas aktivasyonu verisi ile karşılaştırılabilmesi için ise 0.008 saniye aralıklı pencere ile RMS değeri hesaplanmıştır. Her gönüllünün farklı genlik ve frekans için hesaplanan EMG RMS'i, gönüllünün her bir kasına özgü maksimum istemli kasılma değeri ile normalize edilmiştir.

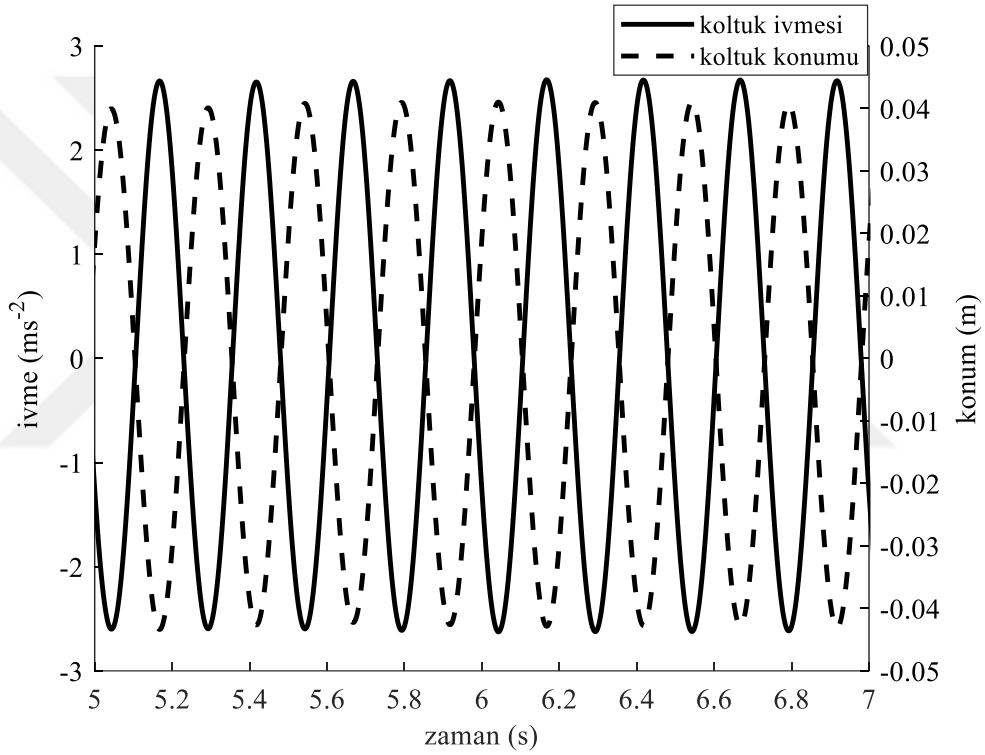
$$\text{RMS} = \left\{ \frac{1}{T} \int_0^T \left[\text{EMG}(i) \right]^2 dt \right\}^{1/2} \qquad \text{(Denklem 3.11)}$$

Düşey konum değişimi

Konum, ivmenin zaman alanında iki defa integralinin hesaplanması ile elde edilebilir. İvme-zaman grafiğinin altında kalan alan hızdır ve küçük alanlara ayrılarak trapezoidal metod ile hesaplanabilir. Her hesaplanan küçük alanın değerinin ilk koşul olduğu ve hesaplanacak yeni alanların bu toplama eklenmesi yöntemine kümülatif integral denir. Hız elde edildikten sonra sonuçların ortalamasının sıfır eksenine tekrar oturulması sağlanır. Aynı işlemler hızdan konumu elde etmek için tekrarlanır. İntegral alma yöntemiyle hesaplanan konumun doğruluğunu kontrol etmek için analizlerde kullanılan 4 Hz ve 2 ms^{-2} RMS genlikteki koltuk titreşiminin en yüksek-en düşük tepe konum değeri ayrıca Denklem 3.12 kullanılarak hesaplanmıştır. En yüksek-en

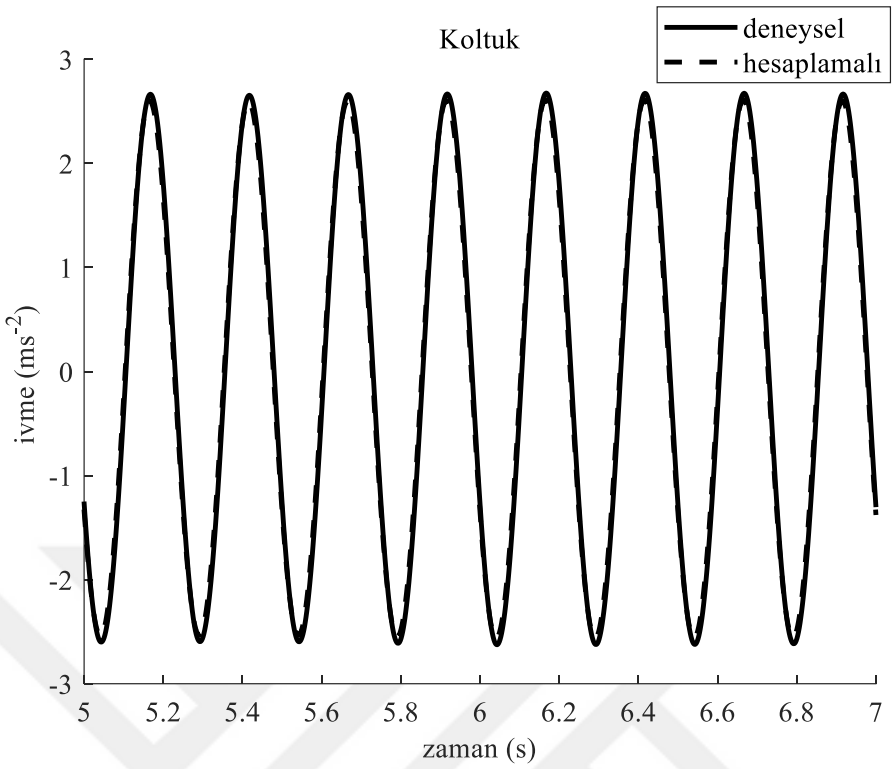
düşük tepe konum değerleri, integralden elde edilen hesap ile aynı bulunmuştur. Denklem içerisinde f Hz biriminde frekans, a ms^{-2} biriminde ivme genliği ve D m biriminde konumdur. Şekil 3.7'de yer alan ivme eğrisi düz çizgi ve konum verisi kesikli ile gösterilmiştir. Genlik ivme için ms^{-2} ve konum için mm'dir. Hesaplanan omurga konumundan koltuk konumu çıkartılarak, hareketli sistemde koltuğa göre bağıl konum hesaplanmış ve kas-iskelet analizinde kullanılmıştır.

$$D = \frac{a}{-4\pi^2 f^2} \qquad \text{(Denklem 3.12)}$$



Şekil 3.7. Koltuğun ivme ve konum grafiği.

Ayrıca Matlab 2018b ile elde edilen koltuk konumunun iki kere türevi alınarak yazılımın verifikasyonu yapılmıştır. Şekil 3.8'de deneysel koltuk ivmesi sonucu ile koltuk konumundan hesaplanan ivme sonucunun karşılaştırması yapılmıştır.



Şekil 3.8. Deneysel ve hesaplamalı yöntemle elde edilen koltuk ivmesi sonuçları.

Omurların açısal hareketi

Ölçüm yapılan her omur seviyesinde ivmeölçerler, tahta blok ile omurga üzerine sabitlenmiştir. Bloğun üstünde ve altında yer alan ivmeölçerlerden yatay ivme kaydedilmiştir. Her bir ölçüm noktasından alınan x_1 ve x_2 yönlerindeki yatay ivmeler (Şekil 3.3) yapıştırıldığı hizadaki omurun yaptığı fleksiyon-ekstansiyon açısını hesaplamak için kullanılmıştır. Denklem 3.13'de dx_1 ve dx_2, yatay ivmeden hesaplanan yatay konumlardır. Tahta bloğun yatay eksendeki yüksekliği l her bir tahta blok için sabit ve 10 mm'dir. θ ilgili omurun fleksiyon/ekstansiyon açısıdır.

$$\theta = \arctan\left(\frac{(dx_1 - dx_2)}{l}\right) \qquad \text{(Denklem 3.13)}$$

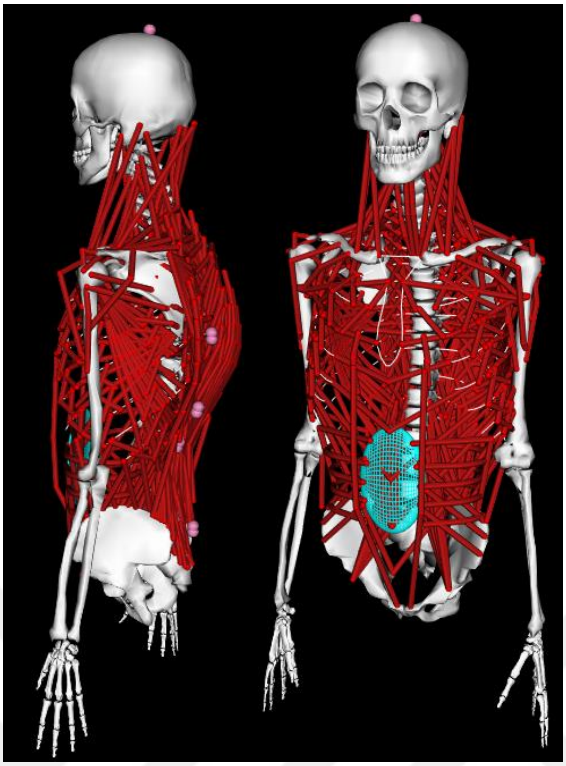
3.2.KAS İSKELET MODELİ

Titreşimin insan omurgasındaki olumsuz etkilerini belirlemek için kasların ürettiği kuvvet bilinmelidir. Bunun için biyodinamik kas-iskelet modeli geliştirilmiş ve kaslar arası kuvvet

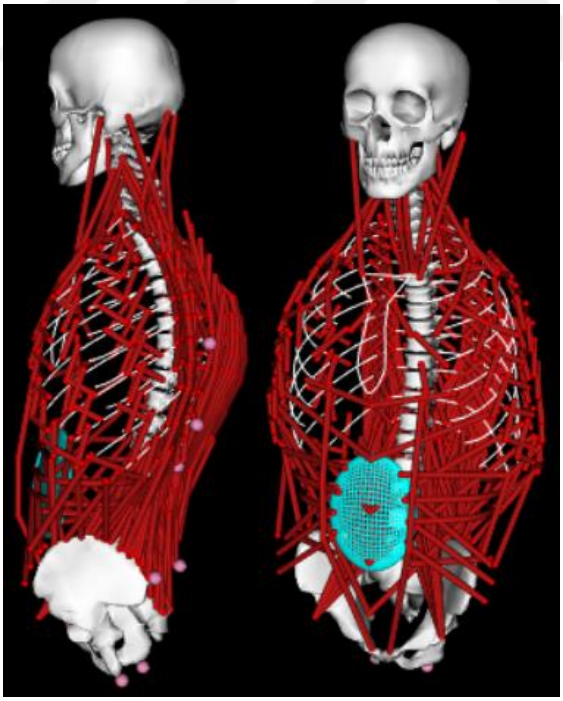
paylaşımını öngörmek için iteratif olarak analiz edilmiştir. Deneylerdeki 5-7 saniye arasındaki durum için analizler gerçekleştirilmiştir. Tüm frekans ve genlikteki ölçümlerin, ortalama ölçümlere yakın sonuç verdiği gönüllünün modeli üzerinde analizler yapılmıştır. Seçilen gönüllünün en yüksek EMG ve görünür kütle değerine ulaştığı genlik ve frekans değeri ($2\ ms^{-2}$ RMS genlik, 4 Hz frekans) için kas-iskelet sistemi ve sonlu elemanlar analizleri gerçekleştirilmiştir.

3.2.1. Hibrid modelin oluşturulması

Tez kapsamında, OpenSim kütüphanesinde yer alan ve Bruno ve diğ. tarafından oluşturulmuş tam torakolumbar omurga ve göğüs kafesi (kafa, gövde, göğüs kafesi ve üst ekstremite) modeli kullanılmıştır *(Bruno ve diğ., 2015).* Bruno ve diğ., OpenSim kütüphanesinde yer alan modelleri montajlayarak hibrid bir model elde etmiştir. Modelde pelvis-sacrum, tüm torakal ve lumbar bölge omurları ayrı elemanlar olarak modellenmiştir. Fakat, kafa ile servikal bölge omurları ve sakrum ile pelvis rijit bağlantı içeren birleşik elemanlar olarak modellenmiştir. Şekil 3.9 (a)'da yer alan Bruno ve diğ.'in bir araya getirdiği hibrid modelde köprücük kemiği (clavicle), kürek kemiği (scapula), kol kemikleri (humerus, ulna ve radius) ve el kemikleri yer almaktadır. Fakat bu kemiklerin ilgili hareket tanımı olmadığı için kemikler ve bağlı olduğu kas yapılar tez kapsamında kullanılan modelden çıkartılmıştır (Şekil 3.9 (b)).



(a)



(b)

Şekil 3.9. (a) OpenSim kütüphanesinde yer alan hibrid model (b) bu tez kapsamında güncellenmiş model.

OpenSim kütüphanesinde yer alan kas-iskelet modeli anatomisi 25 yaşındaki erkek kişinin BT taramalarına dayanmaktadır. Omurganın eğriliği, literatürde mevcut olan ortalama ölçümlere uygun 50 derece torakal kifoz (T1 – T12 Cobb açısı) ve 43 derece lumbar lordoz (L1 – L5 Cobb açısı) olarak ayarlanmıştır *(Bernhardt ve Bridwell, 1989; Kuntz ve diğ., 2007)*. Kaburgalar ve sternum, kübik eğriseller olarak modellenmiştir; büyüklüklük ve şekilleri, yayınlanmış morfometrik denklemlere dayanmaktadır *(Gayzik ve diğ., 2008).* Kosta kıkırdağı tarafından iletilen kuvvetleri temsil etmek için nervür uçlarına yardımcı uyarıcılar yerleştirilmiştir. Omurlararası disklerin (L5/S1'den T1/T2'ye kadar) dönme merkezi ilgili disk yapının geometrik merkezine yerleştirilmiştir ve diskler üç boyutlu olarak harekete izin verecek eklem olarak modellenmiştir. Kafa ve servikal omurlar, Vasavada tarafından daha önce yayınlanmış OpenSim model kütüphanesinden alınmıştır *(Vasavada ve diğ., 1998).* Kafa ve servikal omurlar rijit bir yapı olarak üç serbestlik dereceli küresel eklem ile T1'e bağlıdır.

Modeldeki vücut parçalarının kütle ve kütle merkezi pozisyonları, yayınlanmış kadavra çalışmalarındaki antropometrik oranlara dayanmaktadır *(De Leva, 1996; Liu ve diğ., 1971; Pearsall ve diğ., 1996).* Gövdenin kütlesi, omurlar, pelvis-sakrum ve kafa arasında bölünmüştür. Kafa ve servikal omurlar, tek kütle merkezine sahip birleşik yapı olarak modellenmiştir. Kaburga ve sternum, düşük kütleli ve ayrı ayrı olarak modellenmiştir.

Modelde kullanılan kaslar Tablo 3.6'da verilmektedir. Bruno ve diğ., major lumbar omurga ve abdominal kas gruplarını Christophy ve diğ.'in lumbar omurga modelinden almıştır *(Christophy ve diğ., 2012; Stokes ve Gardner-Morse, 1999).* Boyun kaslarını ise Vasavada ve diğ.'in modelinden almıştır *(Vasavada ve diğ., 1998)*. Modelde Thelen (2003) tarafından güncellenmiş olan Hill tipi kas modeli kullanılmıştır *(Hill, 1938; Thelen, 2003)*. Kas kesit alanı, pennasyon açısı, optimum fiber uzunluğu ve tendonun gevşek durumdaki boyu gibi kas parametreleri de OpenSim kütüphanesi modellerinden elde edilmiştir *(Christophy ve diğ., 2012;Vasavada ve diğ., 1998; Bruno ve diğ., 2015).* Christophy ve diğ.'in yayınlanmış OpenSim modelinden kas fasikülleri, rijit bir toraksa eklidir. Bu kaslar, Bruno ve diğ. tarafından bireysel torakal omurlara, göğüs kafesine ve sternuma bağlanacak şekilde güncellenmiştir.

Tablo 3.6 Modele dahil edilen kas grupları.

Kaynak	Modeldeki kas grupları
OpenSim lumbar omurga modeli *(Christophy ve diğ., 2012)*	Lumbar ve torakal erektör spina, lumbar multifidus, psoas major, quadratus lumborum, iç ve dış oblikler ve rectus abdominis
OpenSim servikal omurga modeli *(Vasavada ve diğ., 1998)*	Servikal erektör spina, servikal multifidus, scalenes, longus colli, splenius, semiomurgais ve superior trapezius
OpenSim tam eklemli torakalumbar omurga and göğüs kafesi modeli *(Bruno ve diğ., 2015)*	İç ve dış intercostals, serratus anterior, thoracic multifidus ve transversus abdominis

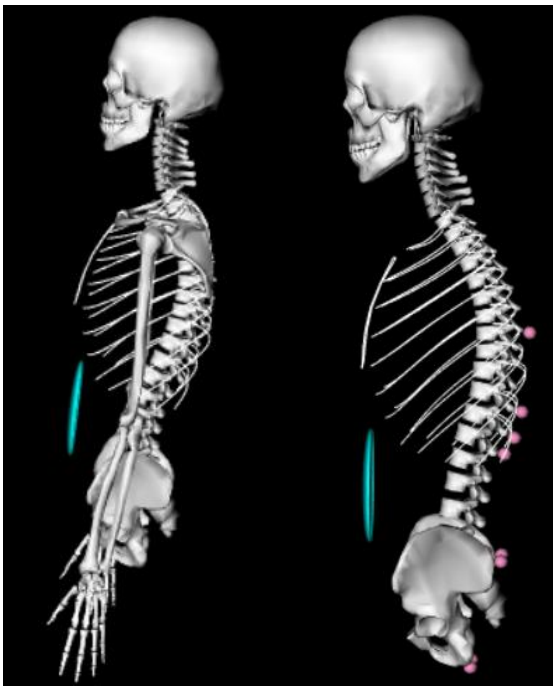
Kas-iskelet sisteminde omurların birbirbirlerine göre düzlemsel ve açısal konumlarını ve kas bilgilerini içeren model dosyasında (.osim) tez çalışmasına özgü güncellemeler yapılmıştır. Bu dosyada omurların birbirlerine göre açısal duruşları literatürden alınan bilgiye göre dik oturan gönüllünün lumbar bölge omur dizilimleri dikkate alınarak güncellenmiştir *(Cho ve diğ., 2015)*. Cho ve diğ. (2015) çalışmasına göre, ayakta duran ve dik oturan kişilerde, L1/2 seviyesinde 1.4º, L2/3 seviyesinde 2.9º, L3/4 seviyesinde 5.4º, L4/5 seviyesinde 8.6º, L5/S1 seviyesinde 9.2º açısal dizilimde farklılık görülmektedir. Pelvisi yere bağlayan kalça eklemi, üç boyutlu dönmeye izin verecek şekilde modellenmiştir. Kaburgaları torakal omurgaya bağlayan kostovertebral eklemler (sol ve sağ taraflarda T1 – T12) tek eksenli dönme hareketine izin verecek şekilde modellenmiştir *(Duprey ve diğ., 2010; Lemosse ve diğ., 1998).*

3.2.2. Ölçeklendirme

Ölçeklendirme, kas-iskelet sistemi modelinin gönüllünün anatomik ölçümleriyle eşleştirilmesi diğer bir ifadeyle birbirleriyle uygun hale getirilmesi işlemidir. Ölçeklendirme için, gönüllünün belirli omurga seviyelerine yerleştirilmiş işaretleyicilerin pozisyonları statik duruş sırasında ölçülmüş ve bu pozisyon bilgisi modelde tanımlanmıştır. Ölçeklendirme için işaretleyicilerin konum bilgileri .trc dosyası olarak kaydedilmektedir.

Kas-iskelet modelinde koltuk, PSIS (posterior superior iliac spine), L5, T7, C1 seviyesine işaretleyici sabitlenerek yerleştirilmiş ve global eksene göre konumları tanımlanmıştır. Gönüllüden ölçülen koltuk-PSIS, PSIS-L5 omuru spinöz çıkıntı, L5-T7 omuru spinöz çıkıntı ve T7-C1 omuru spinöz çıkıntı arası düşey mesafeler ve PSIS-L5 omuru spinöz çıkıntısı arası yatay mesafe ölçülmüştür. Ölçülen her mesafe ucuca toplanmış ve bir üstteki işaretleyicinin konumu hesap edilmiştir. Oluşan yeni model üzerinden alınan PSIS-L5-L1-T11-T7 ve C7 mesafeleri ve toplam omurga uzunluğunun, gönüllüden alınan ölçümlerle karşılaştırılması ile ölçeklendirmenin doğruluğu kontrol edilmiştir. Ayrıca, verilen konum ile ölçeklendirme sonrası modelin işaretleyicilerinin konumu arasındaki hata ve RMS hatalarının miktarı literatüre göre kabul edilebilir sınırlar içerisinde olduğu kontrol edilmiştir. Dik pozisyonda oturan gönüllünün omurlarının literatüre göre açısal dizilimi uygun hale getirilmiş ve gönüllünün ölçümlerine göre ölçeklendirilmiş yeni model Şekil 3.10'da gösterilmektedir.

Modelin boyutlandırılması, gönüllüden ölçülen PSIS-L5-L1-T11-T7 ve C7 mesafeleri ile model üzerinden ölçümler karşılaştırılarak doğruluğu kontrol edilmiştir. Ayrıca işaretleyici hatası ve RMS hatalarının miktarı kabul edilebilir sınırlar içerisindedir. En yüksek hata 7×10^{-7}, en yüksek RMS hata ise 0.001'den daha düşüktür.

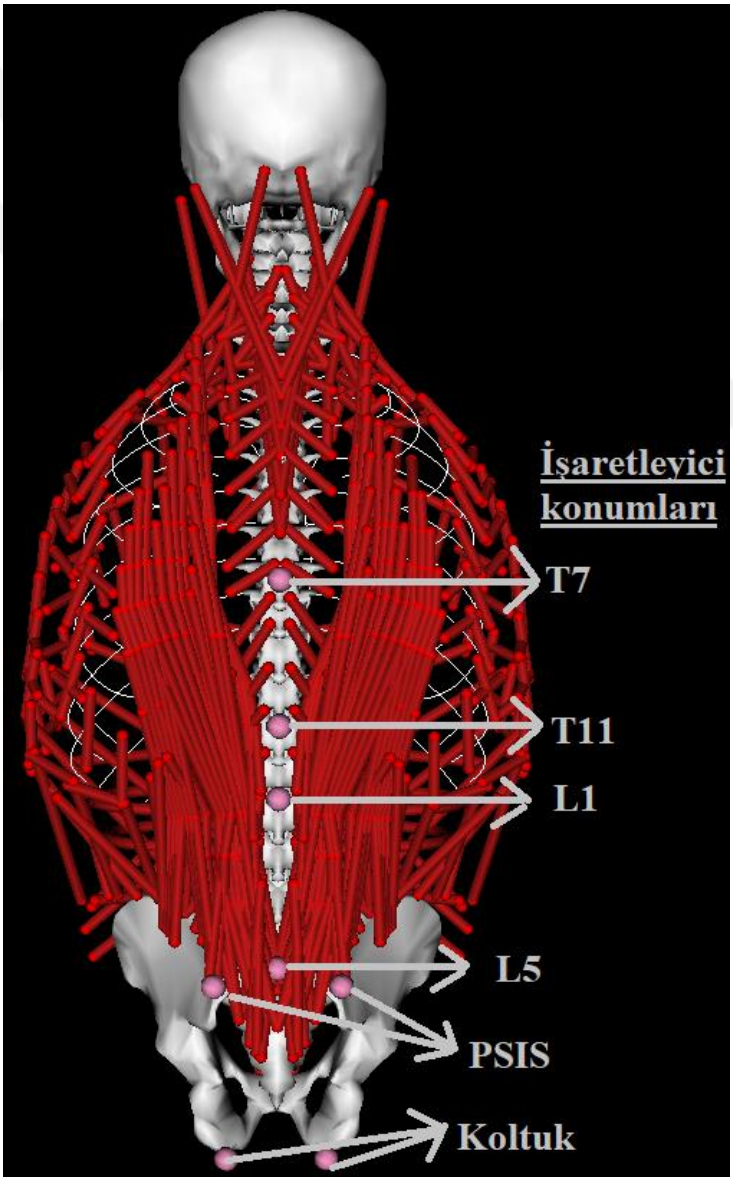


(a) (b)

Şekil 3.10. (a) OpenSim kütüphanesinde yer alan model (b) Gönüllüye göre ölçeklendirilmiş ve omurların açısal dizilimi dik pozisyon oturuşa uygun hale getirilmiş model.

3.2.3. Ters kinematik analiz

Ters kinematik analiz, işaretleyicilerin 3 boyutlu pozisyon bilgisinin kullanılarak eklem açılarının hesaplanmasına olanak sağlar. Ters kinematik analiz için ölçeklendirilmiş model ve işaretleyicilerin dinamik konum bilgisi gerekmektedir. İşaretleyici konumları, global eksene göre ivmeölçerlerin omurga üzerinde yer aldığı noktalardır. Ölçülen ivme verisinden yer değiştirme elde edilmiştir. Global eksende işaretleyicilerin statik konumuna, hesap edilen yer değiştirme verisi eklenerek dinamik konum elde edilmiştir. Şekil 3.11'de işaretleyicilerin konumları gösterilmiştir.



Şekil 3.11. Kullanılan işaretleyicilerin konumları.

Modelde her bir omura açısal hareket yapabilme serbestliği verilmiştir. Fakat deneysel veri yoksunluğundan dolayı her omurun dinamik konum bilgileri tanımlanmamıştır. Bu nedenle omurların hareketi için deneysel konum bilgisi yoksa literatür bilgisi kullanmak gerekmektedir. Gönüllülerden deney sırasında dik oturma pozisyonlarını korumaları talep edildiği için T6 omuru ve üst torakal bölge omurlarının yanı sıra kafa hareketine hareket sınırı tanımlanmıştır. Deneysel yollarla tanımlanabilen T7 omurunun yapacağı açısal hareketin 0.1 oranıyla yapabilmesi tanımlanmıştır. Lumbar bölge toplam açısal hareketin her bir omur tarafından katkısının incelendiği çalışmalar dikkate alınarak omurlararası hareket ilişkisi tanımlanmıştır. White ve Panjabi (1990)'nin çalışmasına göre her bir lumbar omurunun hareketi fleksiyon-ekstansiyon, yana eğilme ve rotasyon koordinatlarında $y=kx$ şeklinde lineer ilişki ile tanımlanabilir *(White ve Panjabi, 1990;Christophy ve diğ., 2012).* y belirli bir omurun hareketi, x lumbar bölgenin toplam hareketi ve k fonksiyonun eğimidir. k fonksiyon eğimleri, Tablo 3.7'de verilmiştir *(Christophy ve diğ., 2012; Wong ve diğ., 2006).* Wong ve diğ.'nin çalışmasında, 30 sağlıklı gönüllünün 40º fleksiyon ve 10º ekstansiyon hareket aralığında lumbar bölge kinematiği fluoroskopik video sistemi ile takip edilmiştir *(Wong ve diğ., 2006).*

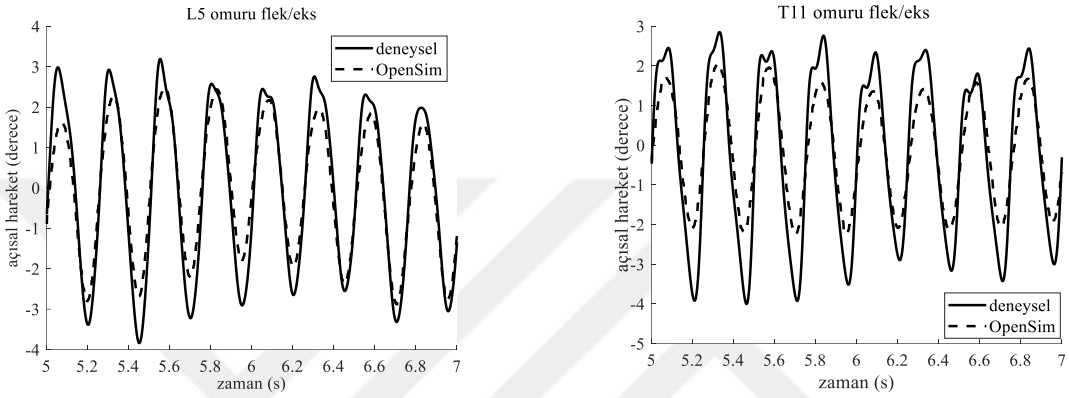
Tablo 3.7. Berlirli omurların toplam lumbar bölge hareketine oranı *(Christophy ve diğ., 2012; Wong ve diğ., 2006).*

	Fleksiyon/ekstansiyon k kat sayısı
L1	0.255
L2	0.231
L3	0.204
L4	0.185
L5	0.125

Deneysel veriye sahip L5 ve L1 omurlarının açısal hareketi, diğer omurların toplam lumbar bölge açısal hareketine katkısı temel alınarak hesaplanan lineer fonksiyonlarla çarpılır. Bu sayede, diğer omurların açısal hareketleri hesaplanır.

Ters kinematik analiz sonucunda elde edilen eklem açıları kontrol edilmiştir. Toplam kare hatası, $1x10^{-6}$ seviyelerinde iken işaretleyicinin RMS hatası 0.0003, en yüksek hatası ise 0.0005 seviyesinde L5 omurunda bulunmuştur. Hata değerleri kabul edilir seviyede yer almaktadır.

L5 ve T11 omurlarının deneysel ve teorik (OpenSim) açısal hareketleri Şekil 3.12 (a) ve (b)'de gösterilmiştir. Deneysel olarak ve OpenSim aracılığıyla ters kinematik analiz sonucu elde edilen açısal hareketlerdeki genlik farkı L5 omuru için 0.6 RMSE (ortalama karesel kök) olarak hesaplanmıştır. RMSE'nin, deneysel yolla ölçülen açısal hareket genliğinin en büyük-en küçük değerinin farkı ile normalize edilmesinden (NRMSE) elde edilen oran ise 0.06'dır. T11 omuru için RMSE 0.86, NRMSE ise 0.03 elde edilmiştir.



(a) (b)

Şekil 3.12. Fleksiyon/ekstansiyon sırasında (a) L5 omurunun deneysel ve ters kinematik analiz yoluyla bulunan açısal hareketi (b) T11 omurunun deneysel ve ters kinematik analiz yoluyla bulunan açısal hareketi.

3.2.4. Statik optimizasyon

Statik optimizasyon, toplam eklem momentinin oluşması için gerekli kuvvetlerin kaslar arasındaki dağılımının hesabıdır. Kas kuvvetinin iterasyon yöntemiyle tahmini için statik optimizasyon yöntemi kullanılmıştır. OpenSim'de kullanılan amaç fonksiyonu aşağıda verilmiştir.

$$J = \min\{\sum a^3\}$$

Denklemdeki a her bir kasın [0-1] arasında normalize edilmiş aktivasyonunu göstermektedir.

Eklem momentlerinin hesabı için gerekli iki parametre eklem hareketi ve toplam kuvvettir. Eklem açısal hareketi, ters kinematik analiz ile hesaplanmıştır. Toplam kuvvet ise, deneylerde ölçülen yer tepki kuvvetidir. Hareket ve hareketin yarattığı tepki kuvveti eklem momentlerini hesaplamayı sağlar. Gönüllülerin koltuktan ölçülen yer tepki kuvvetleri, kas-iskelet modelinde

pelvis tuberosity bölgesinin sağ ve sol iki yan bölgesine dağıtılarak uygulanmıştır. Pelvisin tüm bölgesinden eş zamanlı ve eş miktarda kuvvetin etkidiği düşünülerek analiz edilmiştir.

Kas kuvveti, kas aktivasyonu ile $f(F_m^0, l_m, v_m)$ bağıntısıyla ilişkilidir. F_m^0 ve l_m maksimum izometrik kas kuvveti ve kasın anlık boyu, v_m ise kasın anlık kısalma hızıdır. Bu bağıntı kullanılarak kas kuvveti, kas aktivasyonunun ve kasın kasılma parametrelerine bağlı olarak hesap edilir. Kas parametreleri, OpenSim kütüphanesinde yer alan literatüre dayalı modellerden elde edilmiştir. Statik optimizasyon, kasların paralel elastik eleman etkisini yok sayar. Paralel elastik elemanın kuvvet üretimine katkısı optimum boya göre uzama görüldüğü durumlar için geçerlidir. Gönüllüler, hareket aralığı yüksek olan koşullarda bulunmadığı için kasların paralel elastik eleman etkisininin yok sayılması kabul edilebilir.

Statik optimizasyonda, iterasyonlarda kasların eklem momentlerini karşılayacak kuvvette olmaması ve ligamentlerin etkisini yansıtabilmek için her ekleme yedek uyarıcı (residual torque) konulmaktadır. Statik optimizasyon için oluşturulan yedek uyarıcılara sahip model artık gerekli büyüklükteki eklem momentini üretebilmektedir. Statik optimizasyonun çözümü için her bir eklemde kullanılan yedek uyarıcıların ürettiği artık eklem momenti ile açısal hareketi sağlayabilmek için ters dinamik analiz ile hesaplanan her eklemin üretmesi gereken moment değerleri karşılaştırılmıştır. Gerçekçi simülasyon ortaya koyabilmek için doğal olmayan yollardan üretilen bu kuvvet ve momentlerin belirli eşik değerin altında olması gerekmektedir. Bu konuda Hicks ve diğ.'in kullandığı kriterler dikkate alınmıştır *(Hicks ve diğ., 2015)*. Bu kriterlere göre artık kuvvetin en büyük değeri ve RMS'inin dış kuvvete göre oranın %5 olması beklenmektedir. Statik optimizasyon sırasında kullanılan eklemlere yerleştirilen yardımcı uyarıcılardan elde edilen artık eklem kuvveti ile dış kuvvetin oranı Denklem 3.14 ile hesaplanmıştır. Sonuçlara göre, en yüksek oran % 6.78 olarak L5-S1 omuru arasındaki eklemde gözlemlenmiştir ve oranların RMS değeri 4.85 olarak hesaplanmıştır. Sonuçlara göre, oranların RMS değeri 4.85 olarak hesaplanmıştır. Kabul edilebilir sınırlar içerisindedir.

$$Oran = \left(\frac{Artık \quad eklem \quad kuvveti}{Dış \quad kuvvet} \right) \times 100 \qquad \text{(Denklem 3.14)}$$

Ayrıca, diğer eklemlere eklenen yedek uyarıcıların ürettikleri momentlerin belirli eşik değerin altında olması gerekmektedir. Statik optimizasyon sırasında kullanılan eklemlere yerleştirilen yardımcı uyarıcılardan elde edilen artık eklem momenti ile eklem momentlerinin oranı

Denklem 3.15 ile hesaplanmıştır. Artık eklem momenti ile eklem momenti arasındaki en yüksek değerlerin oranının %10'u geçmemesi beklenmektedir. Sonuçlara göre, en yüksek oran 9.38 olarak L5-S1 omuru arasındaki eklemde gözlemlenmiştir ve oranların RMS değeri 4.71 olarak hesaplanmıştır. Kabul edilebilir sınırlar içerisindedir.

$$Oran = \left(\frac{Artık \quad eklem \quad momenti}{Eklem \quad momenti} \right) * 100 \qquad \text{(Denklem 3.15)}$$

Özetle statik optimizasyon hesabı için, ters kinematik analiz ile elde edilen eklemlerin açısal hareketini içeren dosya, kas-iskelet geometrik modelini, kas konum ve parametrelerini, eklemler arası dinamik ilişkiyi, işaretleyicilerin konumlarını içeren dosya, yer tepki kuvvetlerini ve uygulanan konumlarını içeren dosya, yardımcı uyarıcıları içeren dosya bulunmaktadır. Kinematik veriye 6 Hz alçak geçiren filtre uygulanmıştır. Kuvvet-boy-hız ilişkisinin dikkate alındığı üçüncü dereceden kas aktivasyonu toplamının en düşük hesabını elde etmek için kullanılan iterasyon kullanılmıştır.

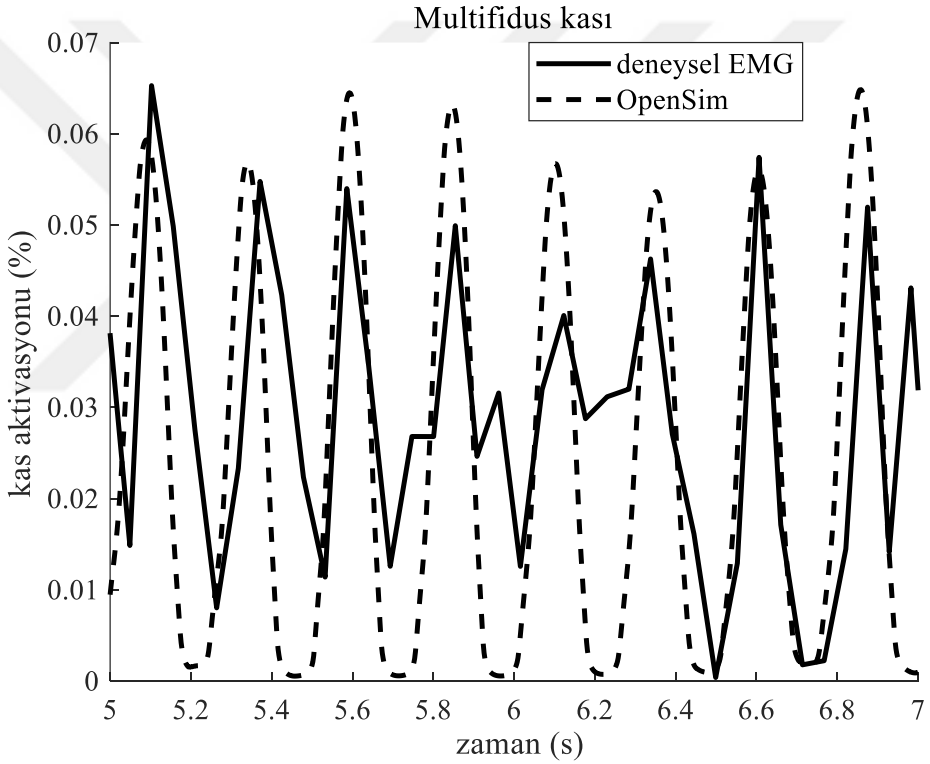
EMG kas aktivasyonları ölçümünde kullanılan kas grupları Multifidus, İliocostalis ve Longissimus kaslarının gönüllülerde palpasyon ile işaretlenen omur spinoz çıkıntısı seviyelerine göre literatürde yer alan mesafeler ölçülerek belirlenmiştir *(Collier, 2014)*. Kas-iskelet modeli içerisinde bulunan kasların EMG ile karşılaştırılması yapılırken de aynı yöntem kullanılmıştır. Diğer bir deyişle, kas-iskelet modeli üzerinde omur spinoz çıkıntısından Collier tarafından belirlenen mesafe uzaklıkta bulunan yüzeyel kaslar EMG ile karşılaştırmaya alınmıştır. Buna göre EMG ölçümü de yapılan kas-iskelet modelindeki kaslar Tablo 3.8'de verilmiştir.

Tablo 3.8 Kas-iskelet modeli içinde EMG ölçümü yapılan kaslar.

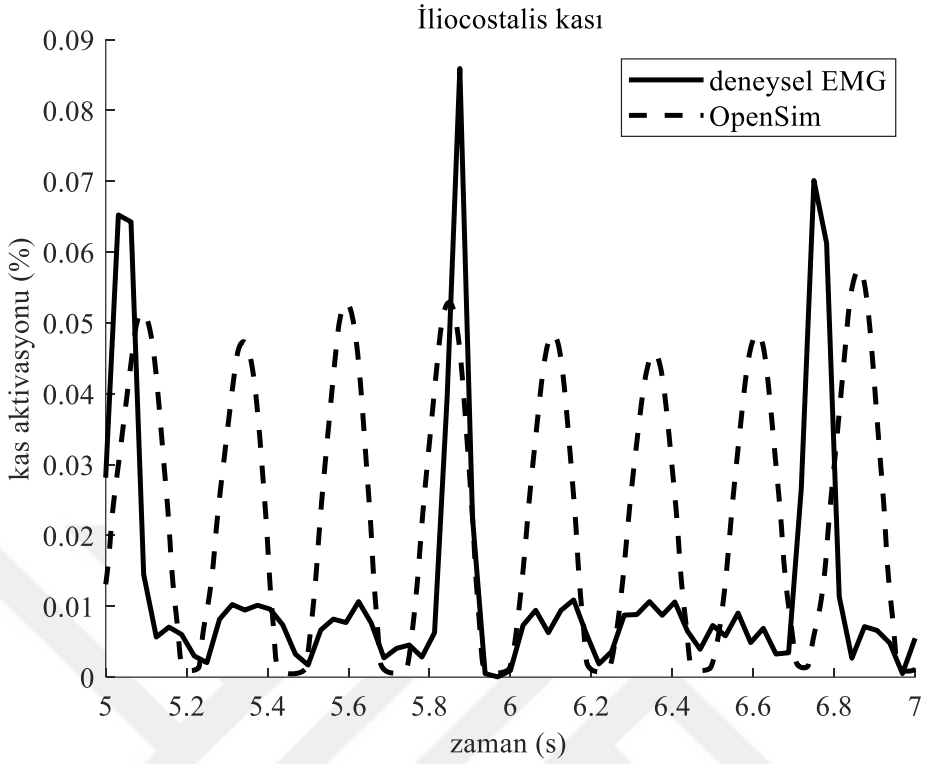
EMG ölçümü yapılan kas grupları	Modeldeki kas grupları
Multifidus	Multifidus (L1, L2), Longissimus Thoracis pars Lumborum (L1, L2, L3), Longissimus Thoracis pars Thoracis (T8, T9, T10)
İliocostalis	Longissimus Thoracis pars Thoracis (T10, T11, T12)

Longissimus	Multifidus (T8, T9, T10, T11, T12), Longissimus Thoracis pars Thoracis (T6, T7)

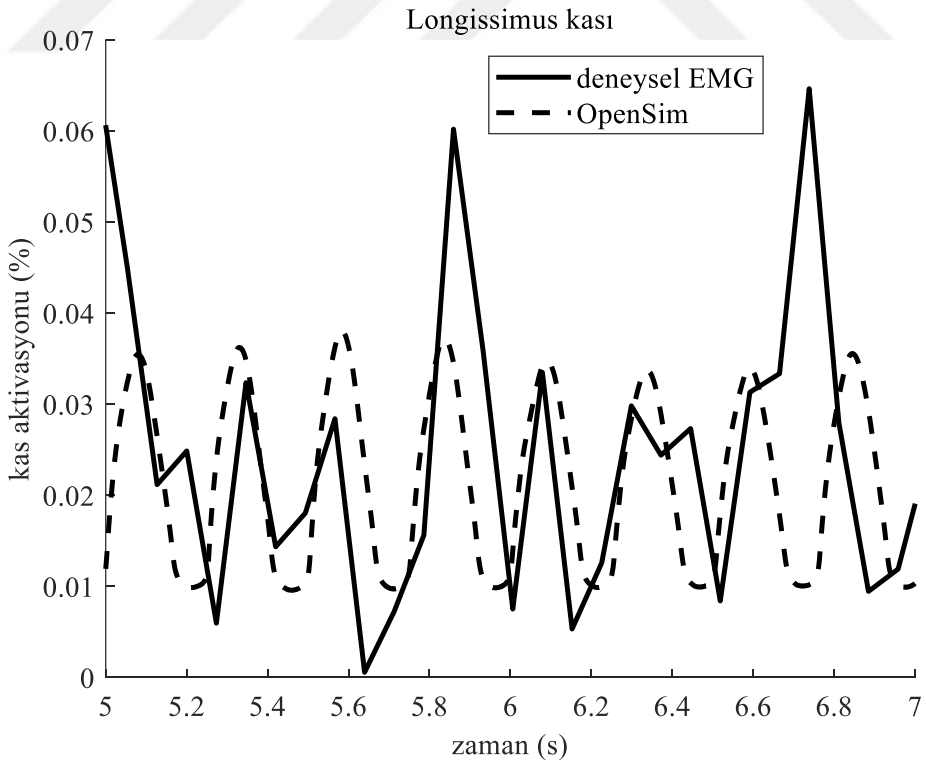
Kas-iskelet sistemi statik optimizasyon sonuçlarını kontrol etmek için, deneyler sırasında alınan EMG verisi ile statik optimizasyon yoluyla hesaplanan kas aktivasyonu sonuçları karşılaştırılmıştır. OpenSim yazılımının önerdiği gibi aktivasyon/deaktivasyon zamanı ve genlik değerleri incelemesi için Multifidus, İliocostalis ve Longissimus kaslarının aktivasyon sonuçları grafiği sırasıyla Şekil 3.13 (a), (b), (c) olarak verilmiştir.



(a)



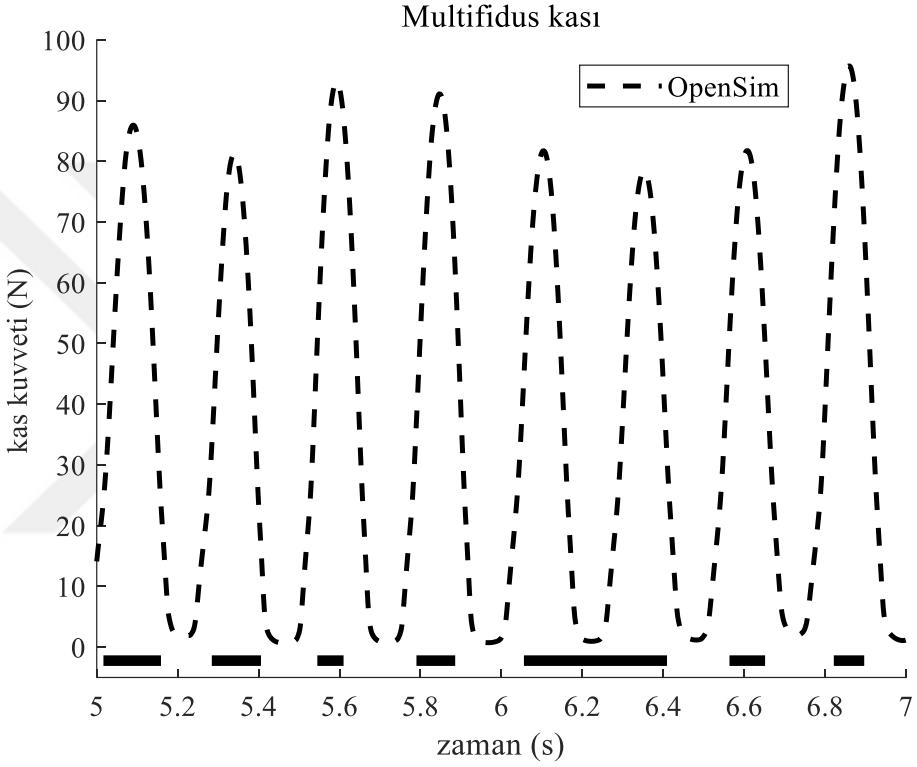
(b)



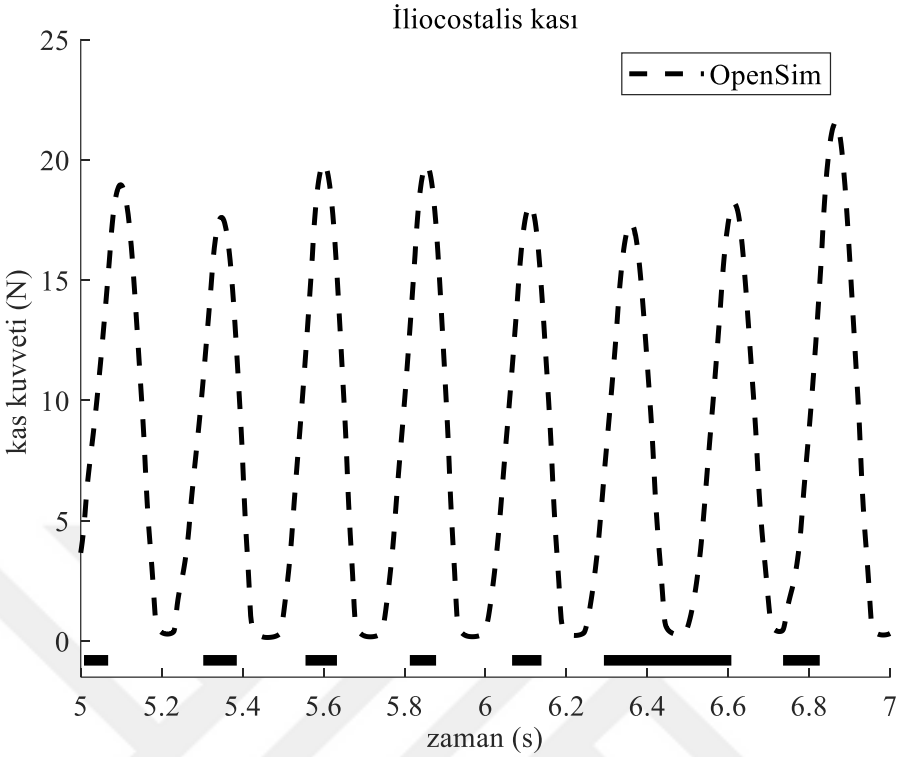
(c)

Şekil 3.13. EMG ölçümü ile OpenSim statik optimizasyon sonucu elde edilen kas aktivasyonu karşılaştırması a) Multifidus kası (b) İliocostalis kası (c) Longissimus kası.

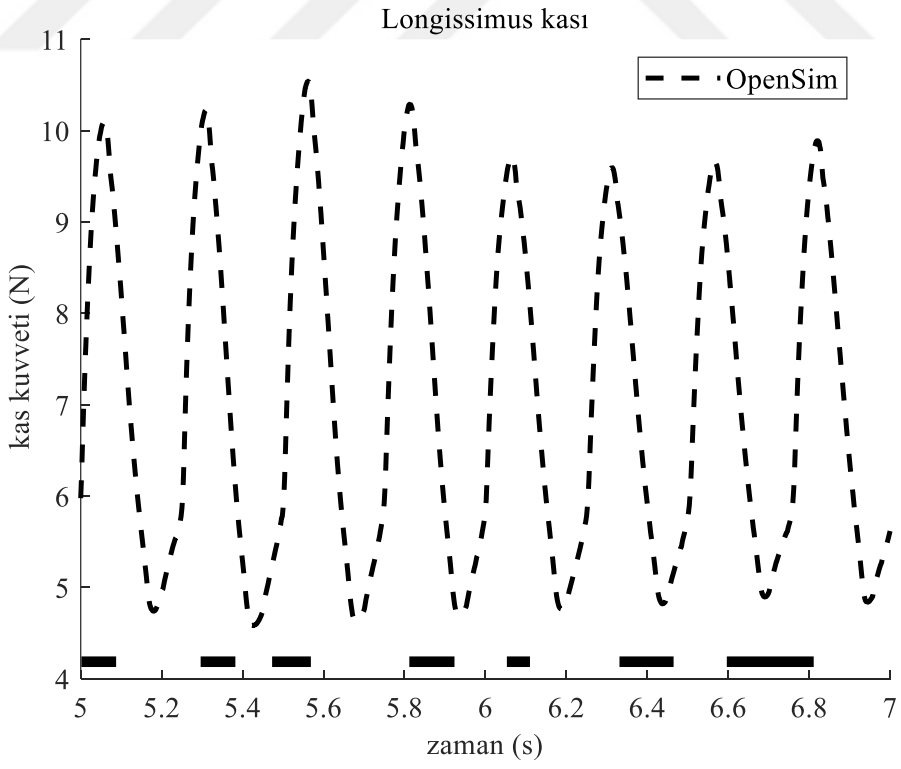
Kas-iskelet sistemi statik optimizasyon sonuçlarını kontrol etmek için, OpenSim yazılım kütüphanesinin de önerdiği gibi deneyler sırasında alınan EMG'nin aktivasyon/deaktivasyon zamanı ile statik optimizasyon kas kuvveti sonuçları karşılaştırılmıştır *(Lin ve diğ., 2012; OpenSim Manual).* Multifidus, İliocostalis ve Longissimus kas kuvveti sonuçlarının grafiği sırasıyla Şekil 3.14 (a), (b), (c)'de kesikli çizgi olarak verilmiştir. Grafikte bar çizgiler, deneylerde alınan EMG'nin aktive olduğu zamanı göstermektedir.



(a)



(b)



(c)

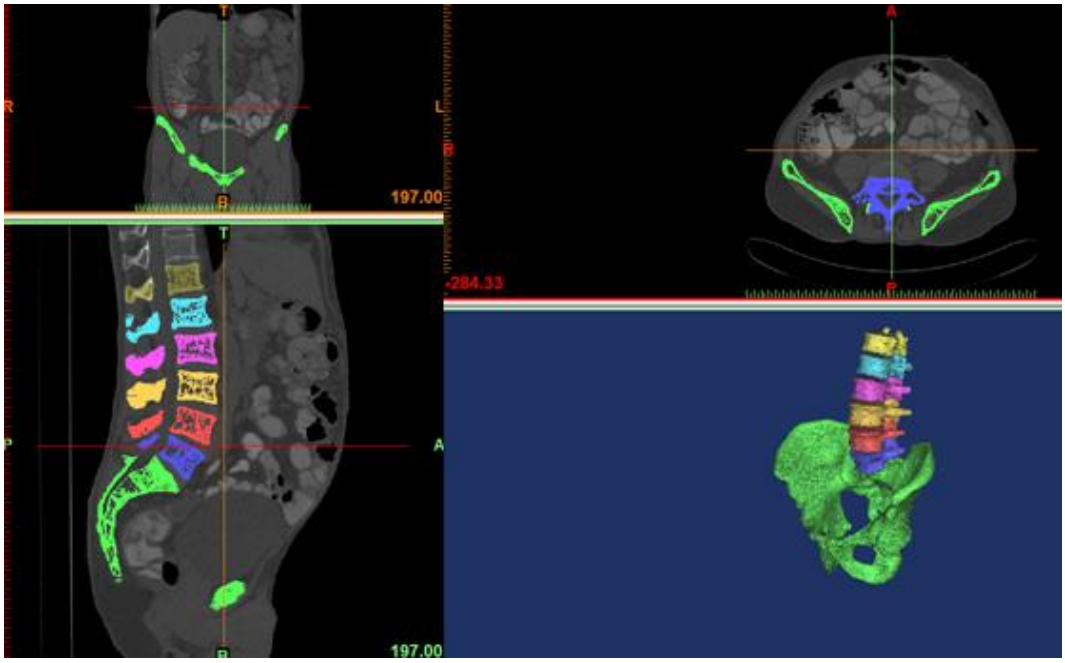
Şekil 3.14. EMG ölçümü ile OpenSim statik optimizasyon sonucu elde edilen kas kuvveti karşılaştırması (a) Multifidus kası (b) İliocostalis kası (c) Longissimus kası.

3.3.SONLU ELEMANLAR ANALİZİ

Sonlu elemanlar analizi, mekanik özellikleri tanımlanan sonlu sayıda elemanların gerilme-genleme sonucunu sağlar. Elemanları bağlayan her bir nod üzerinden denklem çözümlerinin iletilmesiyle tüm yapının istenilen herhangi bir noktasında aradığımız gerilme-genleme sonucuna ulaşabiliriz. Geometrik açıdan uygun eleman ağı içeren model, mekanik davranışı sergileyebilecek malzeme tanımı, model parçaları arası kinematik ve kinetik ilişkileri tanımlayabilen bağlantı tanımları, yük ve sınır koşullarını doğru uygulayabilmek sonlu elemanlar analizinin gerekleridir. Tez kapsamında, rijit kas-iskelet sistemi analizinden elde edilen kas kuvvetlerinin, geometrik açıdan gönüllüye uyumlu sonlu elemanlar omurga modeline uygulanması sonucu dokularda oluşan gerilme ve genlemeler hesaplanmıştır.

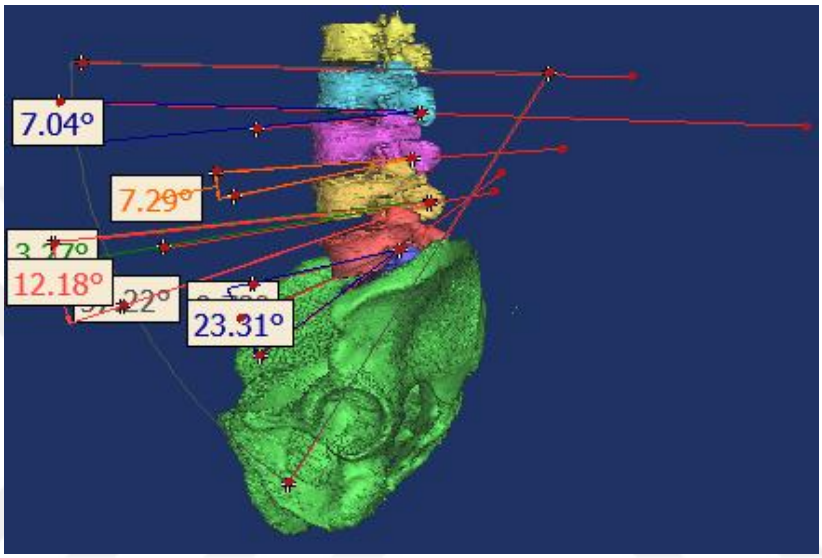
3.3.1. Modelleme

Modeli oluşturmak için 55 yaşında erkek sağlıklı gönüllüye ait bilgisayarlı tomografi verisi temin edilmiştir *(Vrtovec ve diğ., 2012; Štern ve diğ., 2013*). Radyo yoğunluk değerine bağlı olan Hounsfield skalası ile pelvis-sakrum, lumbar 5, lumbar 4 (L4), lumbar 3 (L3), lumbar 2 (L2), lumbar 1 ve torakal 12 (T12) omurları diğer dokulardan ayrılmıştır ve her bir yapı 3 boyutlu olarak Mimics deneme sürümünde modellenmiştir. (Şekil 3.15)

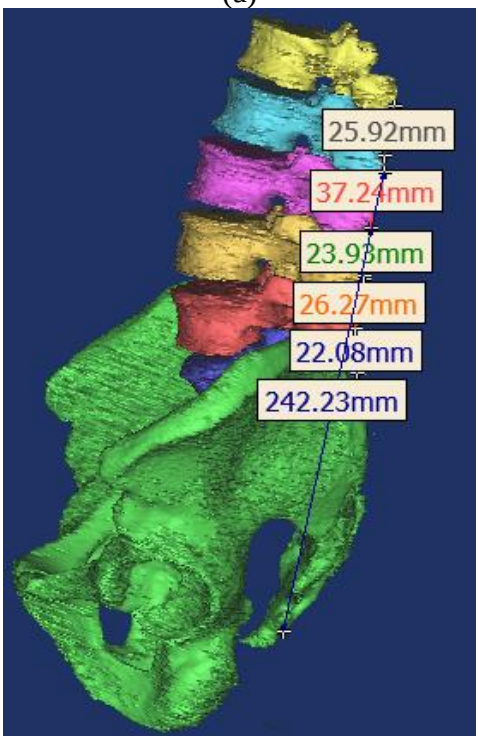


Şekil 3.15. Omurlar ve pelvis-sakrum görünüşü.

Dik oturan gönüllünün omur dizilimini sağlamak için lumbar bölge omurlarının birbirlerine göre açısal duruşları literatür bilgisiyle kontrol edilmiştir *(Cho ve diğ., 2015)*. Gönüllünün ölçülmüş omurga boyutları kullanılarak tomografiden elde edilen modelin boyutlandırılması sağlanmıştır. Yapılan geometrik kontrollerde kas kuvveti analizi yapılmış kas-iskelet sistemi modelinin ve sonlu elemanlar analizi yapılmış tomografiden elde edilmiş modelin PSIS ve T12 arası mesafesi ölçülmüş ve aynı değerde olduğu hesaplanmıştır (Şekil 3.16).



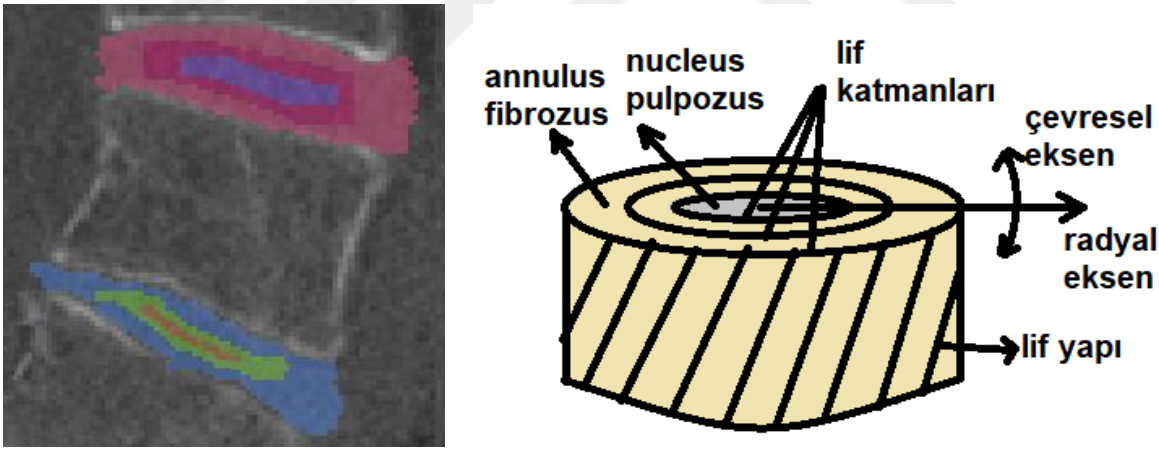
(a)



(b)

Şekil 3.16. (a) Omurların dizilimi (b) Omurların ölçeklendirilmesi.

Omurlararası disk, omurların son plakları arasında kalan boşluğu doldurulacak şekilde modellenmiştir. T12/L1, L1/L2, L2/L3, L3/L4, L4/L5 ve L5/sakrum omurları arasında yer alan omurlararası diskler, annulus fibrozus ve nucleus pulpozus katmanlarını içermektedir. Annulus fibrozus ise matris ve lif olarak iki yapı içermektedir. Matris, geometrik sınırları tomografiden elde edilen omurlararası disk yapıdan nucleus katmanının çıkartılmasıyla elde edilmiştir. Annulus disk, radyal ekseni üzerinde 3 katmanda lif yapı içermektedir. Lif yapıyı tanımlamak için Şekil 3.17 (a)'de yer alan matris katmanlarına yüzeyler oluşturulmuştur. Sonrasında bu yüzeylere lifler gömülmüştür. Lifler, Şekil 3.17 (b)'deki gibi nucleusu sardıktan sonra merkezden dışa doğru olan katmanlarında çevresel eksene göre 30º ve 150º açılarla dizilmiştir *(Newell ve diğ., 2017)*. Her bir lifin kesit alanı bulunduğu katmana göre değişmektedir. Merkezden dışa doğru olan katmanlarda liflere, 0.62, 0.78 ve 1 kesit alan oranı uygulanmıştır *(Shirazi-Adl, A., 1986)*. En dıştaki liflerin 0.5 mm^2 sahiptir *(Newell ve diğ., 2017)*. Lifler 1 mm mesafe ile dizilmiştir. Nucleus pulpozus katmanı merkezde konumlandırılmış ve toplam diskin ortalama olarak %40 hacmini kaplayacak şekilde içi sıvı dolu yapı olarak modellenmiştir *(White ve Panjabi, 1990; Markolf ve Morris, 1974)*.



(a) (b)

Şekil 3.17. (a) Omurlararası disk modelinin katmanları Mimics görünümü (b) Katmanlar üzerinde lif yapının dağılımı.

Fasetler, faset eklemleri arasında omurların arka elemanları arası boşluğu dolduracak şekilde modellenmiştir. Ön boylamsal, arka boylamsal, interspinoz, supraspinoz, intertransverse ligamentler ve ligamentum flavum kesit alanları literatür desteği ile belirlenerek modellenmiştir *(Chazal ve diğ., 1985)*. Ligamentlerin ortalama kesit alanları Tablo 3.9'da verilmiştir.

Tablo 3.9. Ligament boyutlarını içeren çizelge *(Pintar ve diğ., 1992; *Chazal ve diğ., 1985;**Aihara ve diğ., 2002).*

Kesit alanı (mm^2)	T12/L1	L1/L2	L2/L3	L3/L4	L4/L5	L5/S1
Ön boylamsal	40	44*	60	74*	74*	74
Arka boylamsal	20	20*	34*	26*	21	21
Supraspinozve Interspinoz	28	30	32	34*	36*	26*
Intertransverse	3	3	3	3	3	3
Iliolumbar	-	-	-	-	-	38.7**
Ligamentum Flava	39	39	39	39*	39	39

Intertransverse ligament için literatürde lumbar bölge içerisinde kesit alanı ölçümleri yer almamaktadır. Chazal ve diğ.'in araştırmasında yer alan torakal bölge ölçümleri temel alınarak, omur hacmi ile ligament kesit alanı orantısını sağlayan regresyon eğrisi kullanılarak lumbar bölge ortalama kesit alanı belirlenmiştir *(Chazal ve diğ., 1985)*. Interspinoz ligament, komşu spinoz çıkıntıları arasında yer almaktadır *(White ve Panjabi, 1990).* Bu nedenle interspinoz ligament, tomografi verisinden faydalanılarak modellenmiştir. Literatürde yer almayan belirli omur seviyelerindeki ligamentler için lumbar bölge için ortalama değer kullanılmıştır *(Pintar ve diğ., 1992)*.

Sonuç olarak; *i*) tomografiden elde edilen omurlar ve pelvis-sakrum modellerinden yararlanılarak fasetlerin ve *ii*) hem tomografi hem de literatür bilgisinden yararlanılarak omurlararası diskler ve ligamentlerin üç boyutlu modelleri oluşturulmuştur (Şekil 3.18).



Şekil 3.18. Kemik, omurlararası disk, faset ve ligamentleri içeren model.

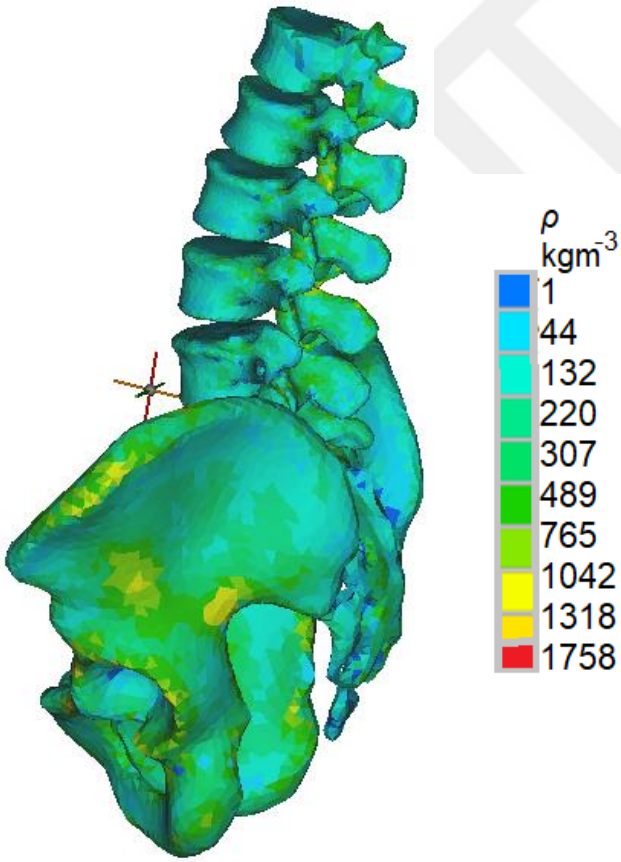
3.3.2. Malzeme özellikleri

Kemik dokuların malzeme özellikleri tomografi verisinden elde edilmiştir. Tomografi görüntüsündeki beyaz-gri-siyah renk dağılımı omurlar, pelvis ve sakrumun ayırt edilmesini sağlamaktadır. Görüntüde oluşan gri renk dağılımı ise malzemelerin yoğunluğuna bağlı oluşur. Hounsfield skalası, hava boşluğu (siyah) ve kortikal kemik (beyaz) arasında yoğunluğa bağlı renk dağılımını sağlar. Görüntü üzerinde her bir voxel'in Hounsfield değeri belirlidir. Housfield değeri, ampirik olarak malzemenin yoğunluğu ve elastisite modülü ile ilişkilendirilmiştir *(Gupta ve Dan, 2004).* Sonlu elemanlar modelinde malzeme bilgisini sağlayacak elastisite modülünün tespiti için Hounsfield (HU) değeri ile malzeme yoğunluğu arasında ilişki kurulmalıdır. Bunun için tomografinin sağladığı HU değeri aralığı ile malzeme yoğunluğu arasında ilişki kurmak gerekir. Kullanılan tomografide en yüksek HU değeri (HU=1988) olan kortikal kemiğin literatüre göre 1800kg/m^3 yoğunluğa sahip olması gerekir *(Gupta ve Dan, 2004).* Tomografinin en düşük HU değerine 0 kg/m^3 yoğunluğa sahip havada ulaştığı ve 1 kg/m^3

yoğunluğa sahip suyun 0 HU değerine sahip olduğu literatürden bilinmektedir *(Gupta ve Dan, 2004;Helgason ve diğ., 2008)*. Bunun dışında, 350 kg/m^3 yoğunluğa ulaşan gözenekli (süngerimsi) kemiğin HU değeri Mimics yazılımının da önerdiği gibi 661 HU değerine kadar alınmıştır *(Gupta ve Dan, 2004;Helgason ve diğ., 2008)*. HU değerinin, ρ yoğunluk ile dağılımını oluşturmak için Denklem 3.16 ve Denklem 3.17 kullanılmıştır. Bu denklem ile farklı HU değerindeki yoğunluk değeri hesap edilmiştir. Kemik dokunun yoğunluk dağılımı Şekil 3.19'da verilmiştir.

$$\rho = 350\frac{HU}{661} \quad (0 \leq HU \leq 661) \qquad \text{(Denklem 3.16)}$$

$$\rho = 350 + \frac{(1800-350)(HU-661)}{(1988-661)}\,(662 \leq HU \leq 1988) \qquad \text{(Denklem 3.17)}$$



Şekil 3.19. Kemik dokusunun yoğunluk dağılımı.

Malzeme yoğunluğu ile elastisite modülü arasındaki ilişki de Denklem 3.18 ve Denklem 3.19'da verilmiştir *(Gupta ve Dan, 2004)*. Böylece elastisite modülü (E) MPa cinsinden elde

edilmiştir. Kemik doku elastisite modülü dokuz seviyeye ayrılmıştır. Kortikal kemik 130-17000 MPa ve gözenekli kemik 20-130 MPa aralığında incelenmiştir. Poisson oranı, 0.3 olarak tanımlanmıştır *(Argoubi ve Shirazi-Adl, 1996).*

$$E = 1049.25 \times 10^{-6} \rho^{2} \quad (\rho < 350 \text{ kg/m}^3) \qquad \text{(Denklem 3.18)}$$

$$E = 3 \times 10^{-6} \rho^{3} \quad (350 \leq \rho \leq 1800 \text{ kg/m}^3) \qquad \text{(Denklem 3.19)}$$

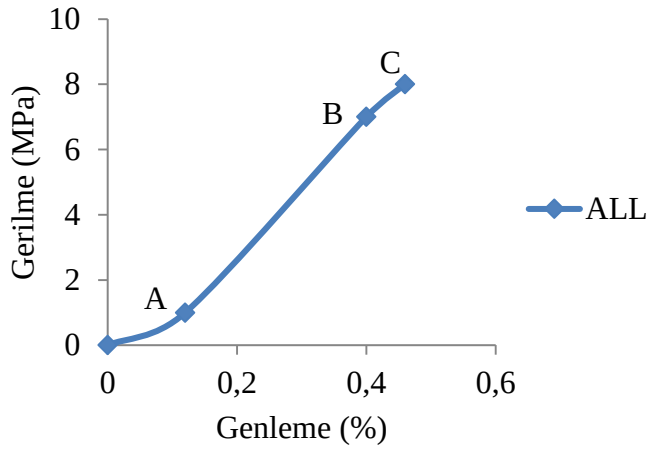
Omurlararası disk, annulus fibrozus ve nucleus pulpozus olarak iki temel bölgeye ayrılmıştır. Annulus fibrozus, matris ve lif yapıdan oluşur. Matris yapı, noe-Hookean hiperelastik modeli ile $C_{10}=0.3448$ ve $D_1=0.3$ olarak tanımlanmıştır *(Eberlein ve diğ., 2001, Rohlmann ve diğ., 2007).* C_{10} ve D_1 noe-Hookean hiperelastik katsayılarıdır ve sırasıyla kesme ve esneklik modülü ile ilişkilidir. Lif yapı diğer adıyla kolajen fiberler, Şekil 3.17'deki gibi matris içerisinde 3 ayrı katmanda dizilmiştir ve malzeme özelliği literatürden tanımlanmıştır. Shirazi-Adl ve diğ.'in çalışmasındaki lif yapının gerilme-genleme grafiği literatürde yer alan deneysel çalışmalara dayanmaktadır (*Shirazi-Adl ve diğ., 1986).* Gerilme-genleme eğrisinden grafik sayısallaştırıcı yazılım ile 10 piksel aralıkla gerilme ve genleme değerleri elde edilmiştir. Gerilme-genleme değerleri lif yapıya Marlow hiperelastik malzeme modeli ile tanımlanmıştır. Dış katmandan merkeze doğru olan katmanlarda gerilme değerleri 1, 0.9 ve 0.75 ile çarpılarak uygulanmıştır (*Shirazi-Adl ve diğ., 1986).* Tablo 3.10'da annulus fibrozus dış katmanında yer alan lif yapıta tanımlanan gerilme-genleme özelliği verilmiştir. Nucleus pulpozus, içi sıvı dolu olan sıkıştırılamaz yapı olarak modellenmiştir. Omurlararası disk yapıya ait tüm yoğunluk değerleri Lee ve dğr. çalışmasından alınmıştır *(Lee ve diğ., 2000).*

Tablo 3.10. Annulus disk dış katman fiberlerinin gerilme-genleme değerleri *(Shirazi-Adl ve diğ., 1986).*

Gerilme (MPa)	Genleme (%)
9.170873296314994	0.5005889281507652
26.207723372034323	2.4793875147232036
42.6924533064109	4.7644287396937575
59.138061585058054	7.7797408716136625
71.78192831903078	11.760895170789162
84.87190812720848	17.414605418138986
94.67566885411408	24.411071849234396

Fasetler, literatürde farklı genleme seviyesinde farklı elastisite modülü ile tanımlanmaktadır. Lineer bölgede gerilme, genleme ile elastisite modülü çarpımına eşittir. Shin ve diğ.'nin çalışmasındaki genleme-elastisite modülü değerlerinden yararlanılarak gerilme-genleme verisi oluşturulmuştur. Fasetler için Marlow hiperelastik modeli kullanılarak gerilme-genleme malzeme özelliği tanımlanmıştır.

Ligamentlerin malzeme özelliklerini tanımlamak için literatürde yer alan çekme testlerinden elde edilen deneysel veriler kullanılmıştır *(Chazal ve diğ., 1985).* Doğru, yüksek lisans tez çalışmasında, omurga sonlu elemanlar analizinde ligamentlerde Chazal ve diğ.'nin deneysel verisini Yeoh ve Marlow hiperelastik modelleri kullanarak tanımlamıştır *(Doğru, 2013).* Omurgaya uygulanan yük karşılığında literatüre göre yapması gereken biyomekanik cevaba en yakın sonucun Marlow hiperelastik modelinin verdiğini tespit etmiştir. Bu nedenle tez içerisinde Marlow hiperelastik malzeme modeli kullanılmıştır.



Şekil 3.20. Ön boylamsal ligament (ALL) gerilme-genleme grafiği.

Şekil 3.20, ön boylamsal ligamentin gerilme-genleme grafiğidir. Chazal ve diğ.'nin çalışmasında, malzeme modeli oluşturulurken gerilme-genleme eğrisinde üç kritik noktanın tanımlanması gerektiği vurgulanmaktadır. Grafikte A noktasına kadar olan eğride genleme yüksek fakat gerilme düşüktür. Bunun nedeninin çekme öncesi ligament iç yapısıyla ilişkili olduğu belirtilmektedir *(Chazal ve diğ., 1985).* A-B noktaları arası gerilme-genleme eğrisinin lineer olduğu bölgedir. B-C noktaları arası ise düşük çekme kuvveti ile uzama artar ve kolajen yapı bütünlüğünün bozulmasıyla ligament çapı azaldığı için gerilme artışı devam eder. Sonuçta, C noktasında katılığın azalmasıyla kopmaya ulaşır *(Myklebust ve diğ., 1988).* Grafik üzerinde

tanımlı A, B ve C noktalarının gerilme ve genleme değerleri Tablo 3.11'de verilmiştir. Şekil 3.21 ligamentli omurganın genel görünümüdür. Ligament yapıya ait tüm yoğunluk değerleri Lee ve dğr. çalışmasından alınmıştır *(Lee ve diğ., 2000).*

Tablo 3.11. Ligamentlerin gerilme-genleme değerleri *(Chazal ve diğ., 1985).*

	A		B		C	
	Gerilme (MPa)	Genleme (%)	Gerilme (MPa)	Genleme (%)	Gerilme (MPa)	Genleme (%)
Ön boylamsal	1.15	0.12	9.11	0.44	10.6	0.57
Arka boylamsal	2.04	0.11	16.2	0.34	20.8	0.44
Supraspinoz ve Interspinoz	1.75	0.12	7.92	0.29	8.71	0.39
Intertransverse ve Iliolumbar	10.85	0.0085	47	0.15	51	0.165
Ligamentum Flava	3.17	0.06	13.57	0.16	15.2	0.21

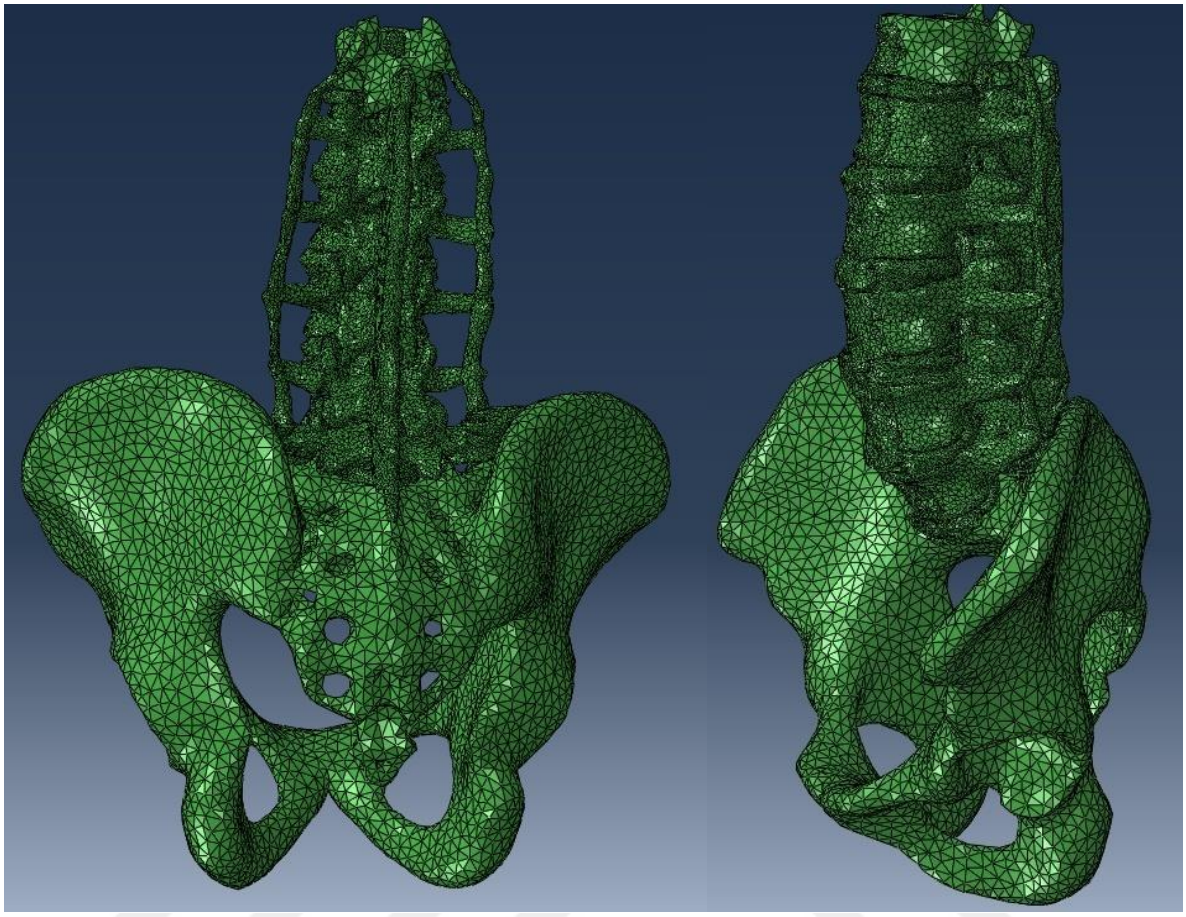


Şekil 3.21. Ligament ve omurların yer aldığı genel görünüm.

3.3.3. Eleman yapısı ve bağlantıları

Sonlu elemanlar modeli, geometrik modelin üzerine sonlu sayıda elemanla oluşturulan ağ yapısıdır. Elemanlar birbirine nodlar üzerinden bağlıdır. Tez çalışması kapsamındaki modelde omurlar, pelvis-sakrum, fasetler ve annulus fibrozus matris bileşeni hibrid 10 nodlu 3 serbestlik dereceli elemanlar (c3d10h) ile oluşturulmuştur. Elemanlar yer değiştirme yönünde serbesttirler. Ligamentler, hibrid 4 nodlu 3 serbestelik dereceli elemanlar (c3d4h) ile oluşturulmuştur. Hibrid elemanlar, hiperelastik malzeme içeren model olduğu durumda tanımlanmaktadır. Annulus fibrozusun lif bileşeni için rebar elemanlar oluşturulmuştur. Rebar eleman, annulus fibrozusun matris yapısı içerisinde oluşturulan yüzeylere gömülmüştür. Bu yüzeyler, 6 nodlu ve 3 serbestlik dereceli elemanlardan (sfm3d6) oluşmaktadır. Analizlerde, nucleus pulpozus içerisindeki sıvı-jel yapı, sıkıştırılamaz sıvı dolu boşluk (f3d3) eleman ile modellenmiştir. Bunun için, annulus fibrozusun nucleus pulpozus ile kesiştiği alana yüzey oluşturulmuştur. Yüzey içi sıvı dolu boşluğun (fluid cavity) alanını temsil etmektedir. Ayrıca bu alanın orta noktasına oluşturulan nod ile sıvı yapının kaynağı oluşturulmuştur.

Elemanlar oluşturulurken eleman kalitesini belirleyen kriterler belirlenmiştir *(Macneal ve Harder, 1985).* Bu kriterler eleman sayısını belirlemektedir. En düşük hacim 0.3 mm^3, en düşük iç açı 10° ve en yüksek iç açı 130° olacak şekilde geometrik kriterler belirlenmiştir *(Abaqus, 2006; Shewchuk, 2002).* Elemanların boyutsal dağılımları en önemli kriterlerden biridir. En uzun ve en kısa kenar uzunlukları oranı en fazla 5 ve en büyük ve en düşük hacim oranı en fazla 2 olacak şekilde iteratif boyutlandırma yapılmıştır *(Abaqus Manual, 2006; Klingner ve Shewchuk, 2008).* Tüm bu kriterlere iteratif yöntemlerle ulaşıldığında model analize hazır hale gelmiştir. Tüm model 300 bin eleman ve 650 bin nod içermektedir (Şekil 3.22).



Şekil 3.22. Sonlu elemanlar modeli genel görünüm.

Dokular arası hareketin aktarımı için temas eden yüzeylerin arasına bağlantı tanımlamak gerekmektedir. Dokuların birbiriyle bütünlüğünü bozan bir dış neden olmadığından birbirlerine yüzey-yüzey bağlı oldukları (surface to surface tie contact) tanımlanmıştır *(Rohlmann ve diğ., 2009).* Annulus fibrozus içerisinde lif yapı matris yapıya bağlantı ile (embed interaction) gömülmüştür. Nucleus pulpozus içerisindeki içi sıvı dolu boşluk bağlantı ile (filled-cavity interaction) tanımlanmıştır.

3.3.4. Yükleme ve sınır koşulları

Sonlu elemanlar omurga modeline uygulanacak yük koşulları, deneysel ölçümlerden ve kas-iskelet modeli analiz sonuçlarından elde edilmiştir. Deneyler sırasında koltuk yüzeyinden kaydedilen yer tepki kuvveti, pelvisin alt bölgesinde yer alan iskium çıkıntıya (ischium tuberosity) uygulanmıştır. Uygulanan kuvvet 100 nod üzerine dağıtılarak yayılmıştır. Kas-iskelet modeli analizinden elde edilen zamana bağlı kas kuvvetleri de sonlu elemanlar modelinde yükleme koşuludur. Kas-iskelet analizi için aynı kas gruplarına bağlı olan kaslar her

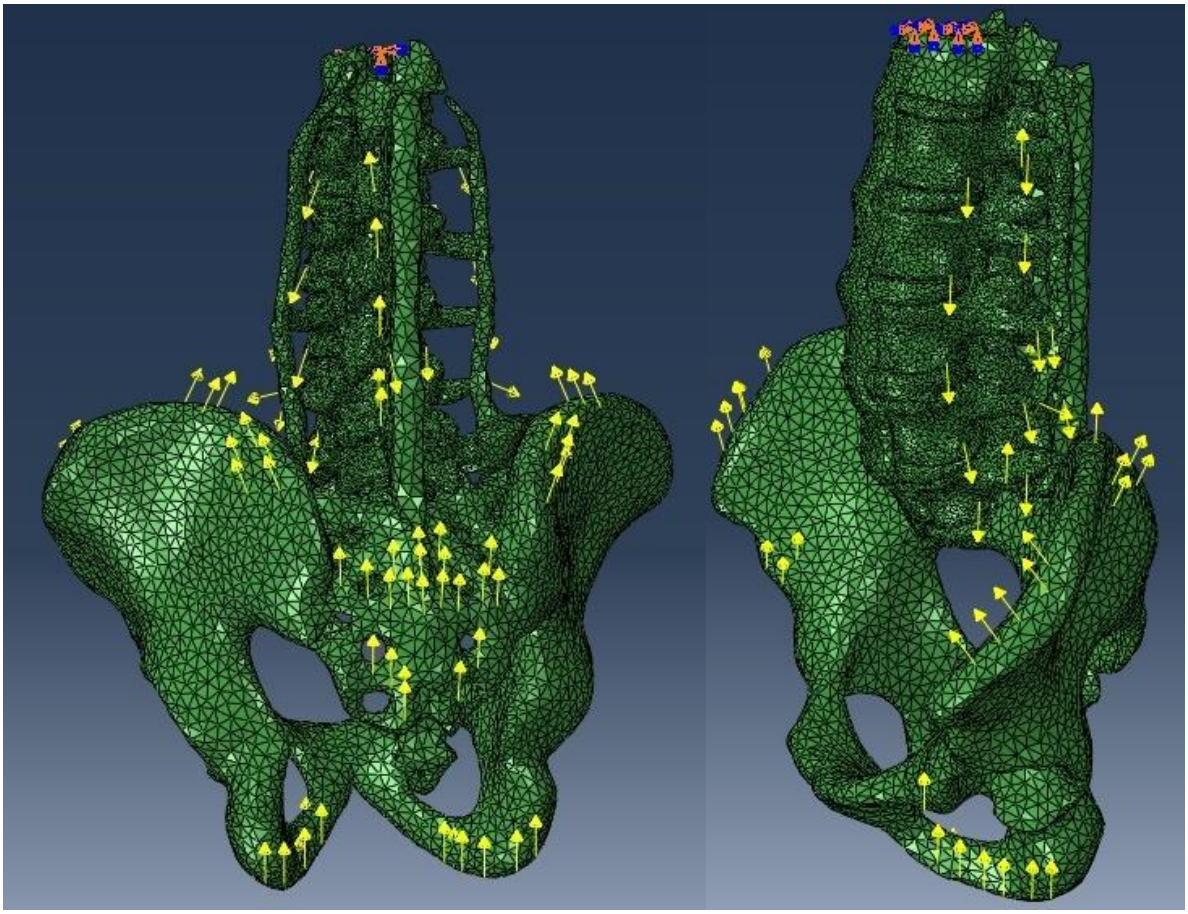
bir eklemden geçecek şekilde 450 kas ile modellenmiştir. Bir kasın ürettiği ortalama kuvvet, tüm kasların ürettiği ortalama kuvvetten 1/4 ve aşağısında kuvvet ürettiyse o kas sonlu elemanlar omurga modeline dahil edilmemiştir. Sonlu elemanlar omurga modeline 320 ayrı noktadan kas kuvveti uygulanmıştır. Hesaplanan kas kuvvetleri, sonlu elemanlar analizinde kullanılmak üzere vektörel toplamları alınarak sonlu elemanlar modeline uygulanmıştır. Bunun için kas-iskelet modelinde başlangıç noktaları yakın olan ve doğrultuları yakın olan kaslardaki kuvvetler toplanmış ve sadeleştirilip sonlu elemanlarda uygulanmıştır. Tablo 3.12'de sonlu elemanlar modelinde kullanılan kasların orjin noktaları ve uygulama bölgesine göre kas kuvvet bileşeni sayısı verilmiştir. Sonlu elemanlar omurga modelinde kas kuvvetleri kasların bağlı bulunduğu orjin noktalarına dağılı yük olarak nodlar üzerinden aktarılmıştır. Yer tepki kuvveti, yer çekimi ivmesinin tersi yönünde ve kas kuvvetleri, kasların orjin ve insersiyon noktaları arası doğrultusu yönünde kuvvet eksenleri oluşturulmuştur. Yer tepki ve kas kuvveti için zamana bağlı kuvvet genliği oluşturulmuş ve deneyler sırasında titreşime maruz kalınan 5-7 saniye arası durum için dinamik çözüm yapılmıştır.

Tablo 3.12. Sonlu elemanlar modeline uygulanan kas kuvvetleri

Orjin noktası	Modeldeki kas grupları	Kuvvet vektörü sayısı
Pelvis-sakrum	Rectus Abdominus, Internal Oblique, Iliocostalis, Longissimus ve Quadratus Lumborum	16
L5	Longissimus, Multifidus ve Psoas	4
L4	Iliocostalis, Longissimus, Multifidus, Quadratus Lumborum, Psoas ve Transversus Abdominis	10
L3	Iliocostalis, Longissimus, Multifidus, Psoas, Quadratus Lumborum ve Transversus Abdominis	10
L2	Iliocostalis, Longissimus, Multifidus, Psoas, Quadratus Lumborum ve Transversus Abdominis	8
L1	Iliocostalis, Longissimus, Multifidus, Psoas, Quadratus Lumborum ve Transversus Abdominis	8

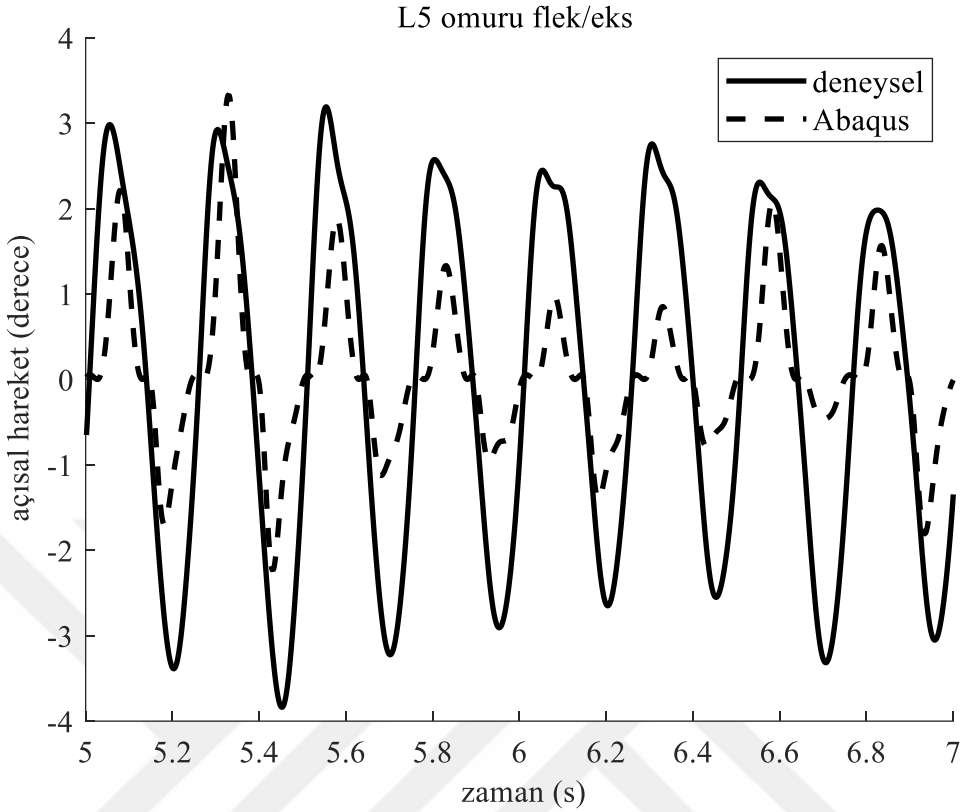
Sonlu elemanlar omurga modelinde, pelvis-sakrum ve omurlara uygulanan yükleme koşulunun yanı sıra T12 omur gövdesinin üst yüzeyine yayılı olarak sınır şartı uygulanmıştır. Sınır şartı

olarak T12 omur gövdesinin üst yüzeyinin tüm yöndeki hareketi kısıtlanmıştır. Şekil 3.23'de tüm yükleme ve sınır koşulları sonlu elemanlar modelinde görülmektedir. Ok işaretleri kuvvet vektörleridir, T12 omurun üst yüzeyinde bulunan mavi-turuncu işaretler sınır şartıdır.



Şekil 3.23. Sonlu elemanlar modeline uygulanan yükleme ve sınır koşulları.

Yukarıda belirtilen yükleme ve sınır koşulları altındaki sonlu elemanlar modelinin L5 omuru için hesap edilen açısal hareketi Şekil 3.24'de kesikli çizgi ile gösterilmiştir. Deneysel ölçümlerle hesaplanan açısal hareket ise düz çizgi ile gösterilmiştir. Deneysel ölçülen ve Abaqus sonlu elemanlar analizi ile elde edilen açısal hareket genlik farkının RMSE değeri 1.45, NRMSE ise 0.15 olarak hesaplanmıştır.



Şekil 3.24. L5 omurunun deneysel ve sonlu elemanlar analizi yoluyla bulunan fleksiyon/ekstansiyon açısal hareketi.

3.4.İSTATİSTİKSEL ANALİZ

Görünür kütle ve geçirgenlik değerine uygulanan farklı genlikteki titreşimin etkisinin karşılaştırılmasında grup içi normal dağılım gözlemlenmediğinde non-parametrik Fried Man testi uygulanmıştır. Gruplar arası istatistiksel anlamlılık oranını bulmak için Wilcoxon post-hoc testi uygulanmıştır. Normal dağılım ve varyans eşitliği bulunan gruplarda tek yönlü ANOVA testi uygulanmıştır, post-hoc testi için ise Tukey testi kullanılmıştır.

Anlamlı farklılık yok iken var deme olasılığı olan Tip I hatasından korunmak için Bonferroni doğrulama yöntemi kullanılmıştır. Yeni p değeri, 0.05 olarak belirlenen α değerinin karşılaştırılan grup sayısına bölümüdür. Karşılaştırılan üç ayrı genlik için yeni p değeri 0.0167'dir *(Abdi, 2007).*

4. BULGULAR

4.1.DENEYSEL SONUÇLAR

4.1.1. Rezonans frekansı

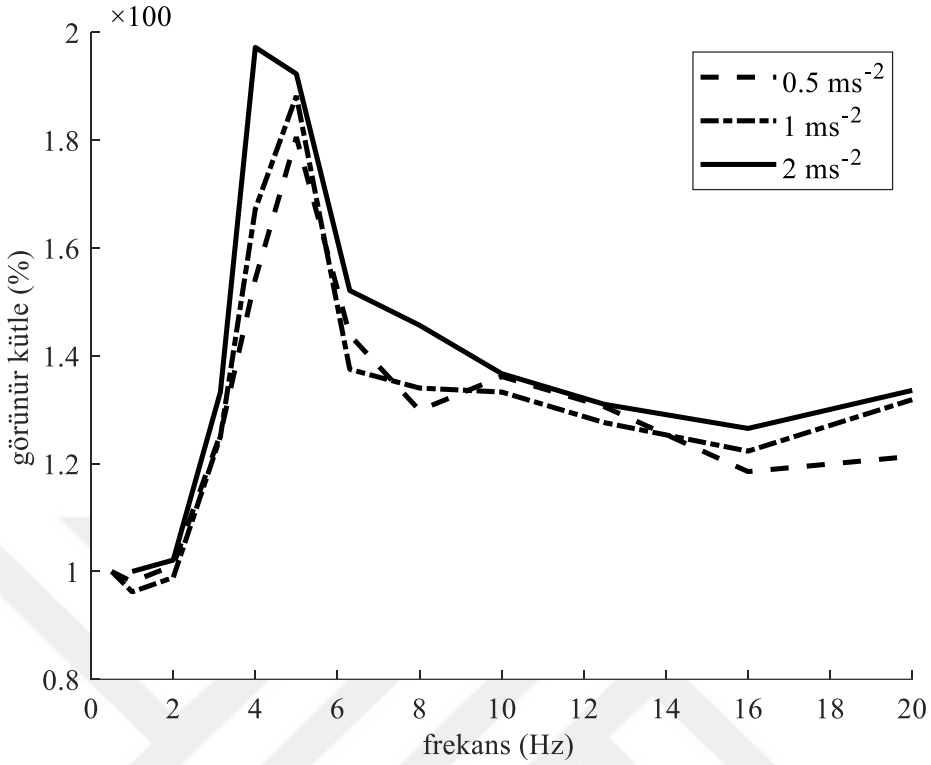
Rezonans frekansı, bir sistemin katılık katsayısı ile kütle oranın kareköküdür. Doğrusal olmayan sistem olan insan vücudu katılık katsayısı dokuların dinamik yük altında doğrusal olmayan malzeme özelliği taşımasından ötürü yüke, frekansa, yorulmaya, dokulara ve daha birçok nedene bağlı olarak değişmektedir *(Matsumoto ve Griffin, 2002)*. Vücudun doğrusal olmama özelliğini gösterebilmek için rezonans frekansının uygulanan titreşimin genliği ile değişimini göstermek gerekmektedir.

Rezonans frekansı değeri, rastgele titreşim sırasında oluşan görünür kütlenin en yüksek genliğe ulaştığı ve faz değişiminin en yüksek olduğu frekans değeri olarak hesaplanmıştır. 0.5 ms^{-2} RMS genliği için 5.21±0.47 Hz, 1 ms^{-2} RMS genliği için 4.96±0.45 Hz ve 2 ms^{-2} RMS genliği için 4.65±0.38 Hz sonuçları bulunmuştur. 0.5 ve 2 genlik arasında anlamlı farklılık bulunmuştur (p=0.008). Titreşimin genliği arttıkça rezonans frekansı anlamlı farklılıkla düşer sonucuna varılmıştır.

4.1.2. Görünür kütle

Hesaplanan düşey doğrultudaki görünür kütle değerleri, koltuk üzerinde aynı noktadan elde edilen düşey doğrultulu kuvvet ve ivme ölçümlerinin oranıdır. Görünür kütle, vücudun rezonans frekansını ve titreşimin insan vücudu üzerindeki şiddetini gösterir. Genliğin arttığı yer rezonans frekansı işaret etmektedir *(Mansfield, 2005)*. Görünür kütle aynı noktadan ölçülen değerler ile hesaplanabildiği için vücuttaki başka herhangi bir nokta hakkında bilgi sağlayamazlar. Tüm vücudun tepkisini gösterirler.

Şekil 4.1'de her bir titreşim genliği sırasında elde edilen normalize edilmiş görünür kütle değeri 12 gönüllünün ortalaması alınarak oluşturulmuştur. Kesikli çizgi, noktalı çizgi ve düz çizgi sırasıyla 0.5, 1 ve 2 ms^{-2} RMS genliğindeki sinüzoidal titreşim sırasında oluşan görünür kütledir. 0.5, 1 ve 2 ms-2 RMS genliğindeki sinüzoidal titreşim sırasında oluşan görünür kütle sırasıyla 0.5, 0.5 ve 1 Hz sırasında elde edilen değer ile normalize edilmiştir.



Şekil 4.1. 12 gönüllünün normalize edilmiş ve ortalaması alınmış görünür kütle grafiği (kesikli çizgi, noktalı çizgi ve düz çizgi sırasıyla 0.5, 1 ve 2 ms^{-2} RMS genliğini gösterir).

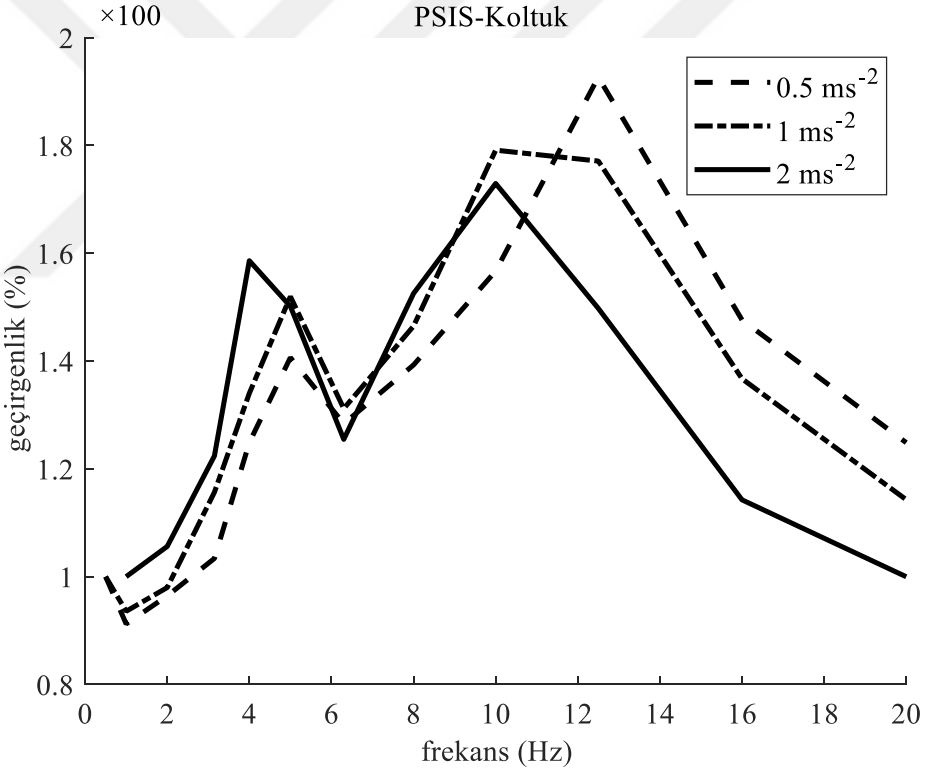
Şekil 4.1'de görülmektedir ki uygulanan ivmenin genliği arttıkça rezonans frekansı düşmektedir. Uygulanan ivmenin genliği arttıkça görünür kütlenin genliği artmaktadır. 0.5, 1 ve 2 ms^{-2} RMS titreşim genliği sırasında oluşan görünür kütle değeri, tüm titreşim frekansları için istatistiksel olarak karşılaştırılmıştır. İstatistiksel analiz sonuçlarına göre 4 Hz frekansında tüm genlikler arası anlamlı farklılık vardır (0.5-1 ms^{-2} RMS için p=0.008; 0.5-2 ms^{-2} RMS için p=0.002; 1-2 ms^{-2} RMS için p=0.002). 3.15 Hz'de 0.5 ms^{-2} ile 2 ms^{-2} RMS genlikleri arası (p=0.01) ve 20 Hz için 0.5 ms^{-2} ile 1 ms^{-2} RMS genlikleri arası (p=0.008) anlamlı farklılık vardır.

4.1.3. Geçirgenlik

Koltuk ile omurganın belirli noktalarından alınan düşey doğrultulu ivmenin geçirgenliği hesaplanmıştır. Tüm vücut titreşimi sırasında insan vücudunun farklı konumlarından alınan ölçümlerle o bölgelerin titreşim aktarmını ve biyodinamik cevabını incelemek için geçirgenlik değerlendirebilir. PSIS, pelvis üzerinde ivmeölçer yerleştirilebilen ve koltuğa en yakın elle muayene ile belirlenebilen anatomik noktadır. L5, L1, T11, T7 omurları EMG ölçüm

aparatlarını etkilemeden omurga üzerinden ivme ölçümü yapılabilecek elle muayene ile belirlenebilen anatomik noktalardır. Geçirgenlik genliğinin seviyesi incelenen bölgenin sönümleme katsayısına bağlı, ulaşılan rezonans frekansı değeri ise bölgenin katılık kat sayısı ve kütlesine bağlı olarak değişir. Geçirgenlik genliğinin arttığı yer rezonans frekansını işaret eder *(Kitazaki ve Griffin, 1995)*.

Şekil 4.2'de her bir titreşim genliği sırasında elde edilen PSIS ile koltuk arası normalize edilmiş ivme geçirgenliği 12 gönüllünün ortalaması alınarak oluşturulmuştur. Kesikli çizgi, noktalı çizgi ve düz çizgi sırasıyla 0.5, 1 ve 2 ms^{-2} RMS genliğindeki sinüzoidal titreşim sırasında oluşan geçirgenliktir. 0.5, 1 ve 2 ms^{-2} RMS genliğindeki sinüzoidal titreşim sırasında oluşan geçirgenlik sırasıyla 0.5, 0.5 ve 1 Hz sırasında elde edilen değer ile normalize edilmiştir.

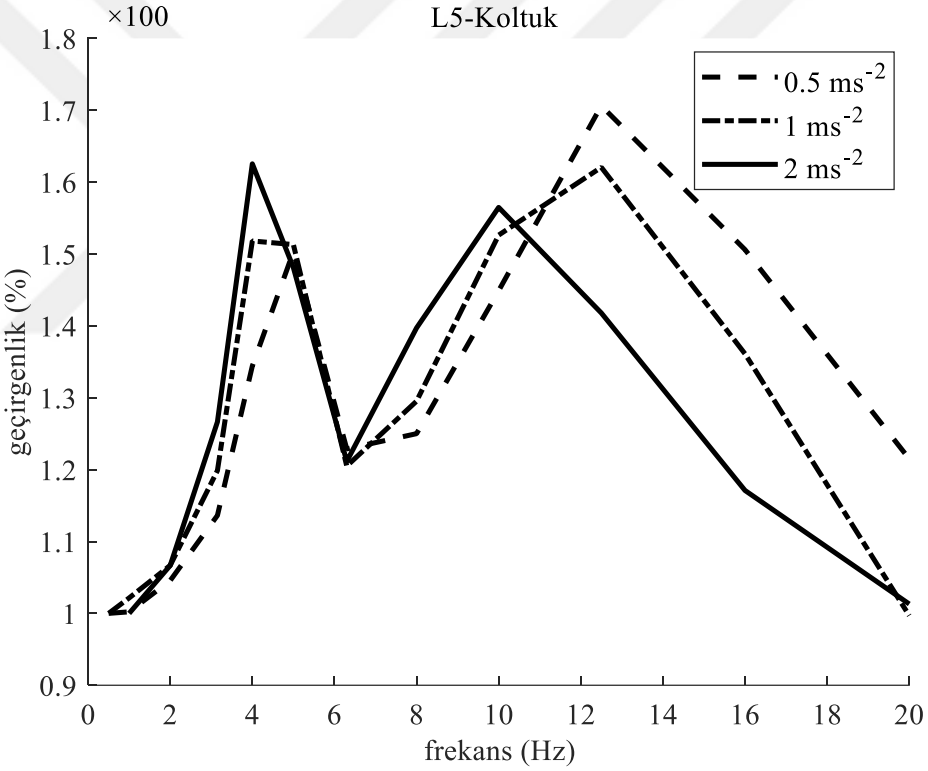


Şekil 4.2. 12 gönüllünün normalize edilmiş ve ortalaması alınmış PSIS-koltuk geçirgenliği grafiği (kesikli çizgi, noktalı çizgi ve düz çizgi sırasıyla 0.5, 1 ve 2 ms^{-2} RMS genliğini gösterir).

Şekil 4.2'de görülmektedir ki uygulanan ivmenin genliği arttıkça rezonans frekansı düşmektedir. Uygulanan ivmenin genliği arttıkça görünür kütlenin genliği artmaktadır. 0.5, 1

ve 2 ms^{-2} RMS titreşim genliği sırasında oluşan PSIS ile koltuk arası geçirgenlik değeri, tüm titreşim frekansları için istatistiksel olarak karşılaştırılmıştır. İstatistiksel analiz sonuçlarına göre, 3.15 ve 4 Hz frekanslarında 0.5 ve 2 ms^{-2} RMS titreşim genliği arası anlamlı farklılık vardır (3.15 Hz 0.5-2 ms^{-2} RMS, p=0.012; 4 Hz 0.5-2 ms^{-2} RMS, p=0.003).

Şekil 4.3'de her bir titreşim genliği sırasında elde edilen L5 omuru ile koltuk arası normalize edilmiş ivme geçirgenliği 12 gönüllünün ortalaması alınarak oluşturulmuştur. Kesikli çizgi, noktalı çizgi ve düz çizgi sırasıyla 0.5, 1 ve 2 ms^{-2} RMS genliğindeki sinüzoidal titreşim sırasında oluşan geçirgenliktir. 0.5, 1 ve 2 ms^{-2} RMS genliğindeki sinüzoidal titreşim sırasında oluşan geçirgenlik sırasıyla 0.5, 0.5 ve 1 Hz sırasında elde edilen değer ile normalize edilmiştir.

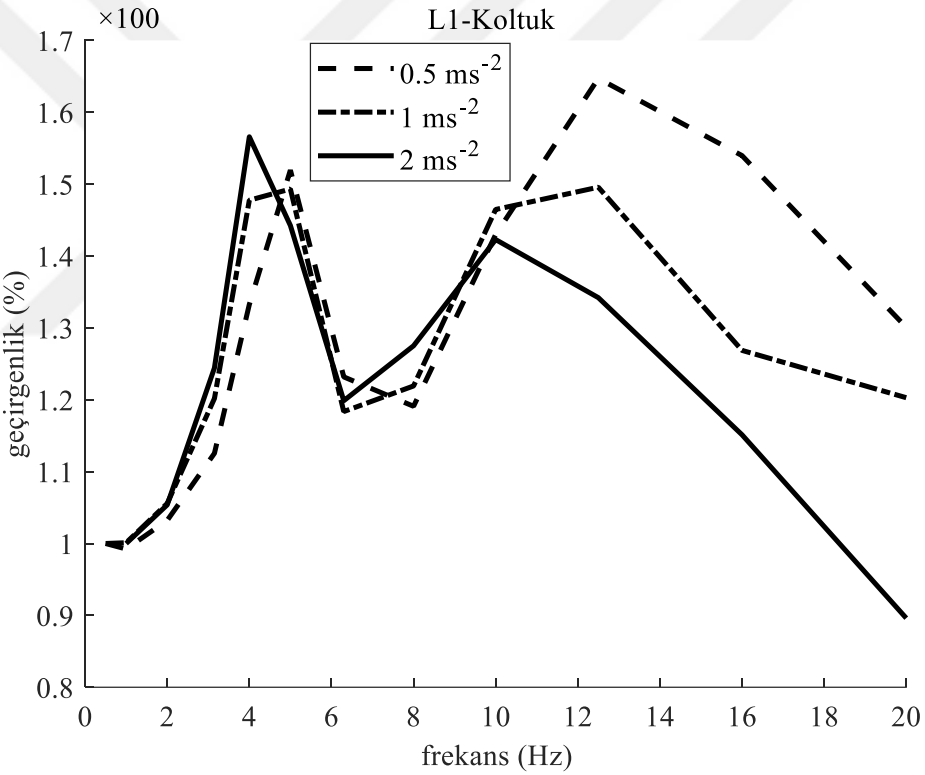


Şekil 4.3. 12 gönüllünün normalize edilmiş ve ortalaması alınmış L5-koltuk geçirgenliği grafiği (kesikli çizgi, noktalı çizgi ve düz çizgi sırasıyla 0.5, 1 ve 2 ms^{-2} RMS genliğini gösterir).

Şekil 4.3'de görülmektedir ki uygulanan ivmenin genliği arttıkça rezonans frekansı düşmektedir. Uygulanan ivmenin genliği arttıkça görünür kütlenin genliği artmaktadır. 0.5, 1 ve 2 ms^{-2} RMS titreşim genliği sırasında oluşan L5 ile koltuk arası geçirgenlik değeri, tüm

titreşim frekansları için istatistiksel olarak karşılaştırılmıştır. İstatistiksel analiz sonuçlarına göre, 3.15 ve 4 Hz frekanslarında 0.5 ve 2 ms^{-2} RMS titreşim genliği arası anlamlı farklılık vardır (3.15 Hz 0.5-2 ms^{-2} RMS, p=0.003; 4 Hz 0.5-2 ms^{-2} RMS, p=0.001).

Şekil 4.4'de her bir titreşim genliği sırasında elde edilen genliği sırasında elde edilen L1 omuru ile koltuk arası normalize edilmiş ivme geçirgenliği 12 gönüllünün ortalaması alınarak oluşturulmuştur. Kesikli çizgi, noktalı çizgi ve düz çizgi sırasıyla 0.5, 1 ve 2 ms^{-2} RMS genliğindeki sinüzoidal titreşim sırasında oluşan geçirgenliktir. 0.5, 1 ve 2 ms^{-2} RMS genliğindeki sinüzoidal titreşim sırasında oluşan geçirgenlik sırasıyla 0.5, 0.5 ve 1 Hz sırasında elde edilen değer ile normalize edilmiştir.

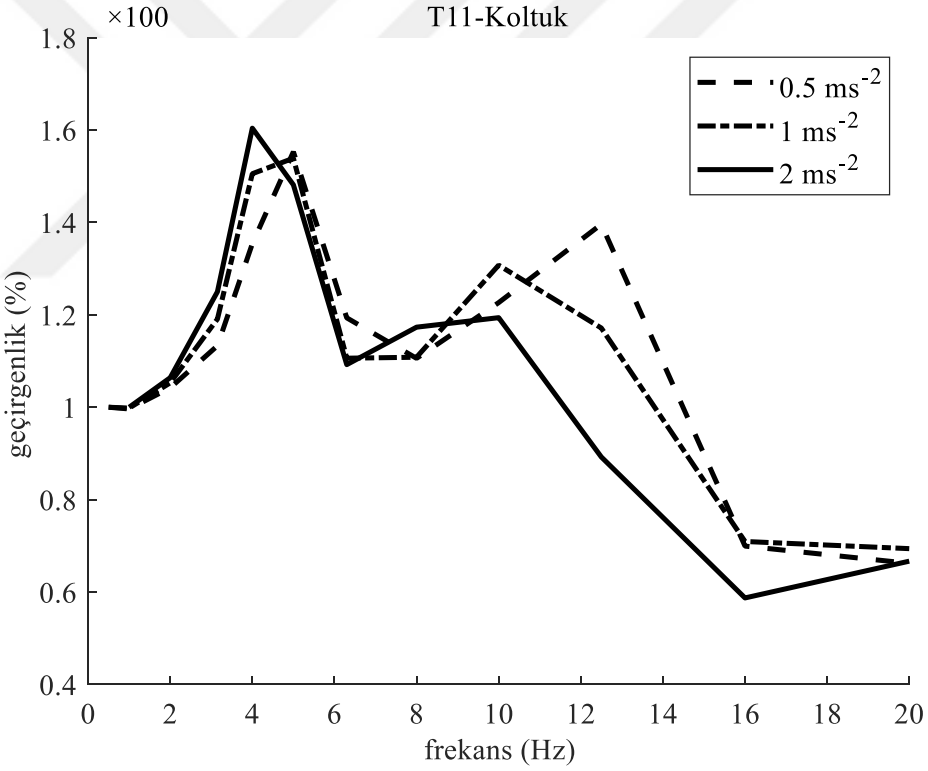


Şekil 4.4. 12 gönüllünün normalize edilmiş ve ortalaması alınmış L1-koltuk geçirgenliği grafiği (kesikli çizgi, noktalı çizgi ve düz çizgi sırasıyla 0.5, 1 ve 2 ms^{-2} RMS genliğini gösterir).

Şekil 4.4'de görülmektedir ki uygulanan ivmenin genliği arttıkça rezonans frekansı düşmektedir. Uygulanan ivmenin genliği arttıkça görünür kütlenin genliği artmaktadır. 0.5, 1 ve 2 ms^{-2} RMS titreşim genliği sırasında oluşan L1 ile koltuk arası geçirgenlik değeri, tüm

titreşim frekansları için istatistiksel olarak karşılaştırılmıştır. İstatistiksel analiz sonuçlarına göre, 3.15, 4 ve 16 Hz frekanslarında 0.5 ve 2 ms^{-2} RMS titreşim genliği arası anlamlı farklılık vardır (3.15 Hz 0.5-2 ms^{-2} RMS, p=0.003; 4 Hz 0.5-2 ms^{-2} RMS, p=0.003; 16 Hz 0.5-2 ms^{-2} RMS, p=0.003).

Şekil 4.5'de her bir titreşim genliği sırasında elde edilen genliği sırasında elde edilen T11 omuru ile koltuk arası normalize edilmiş ivme geçirgenliği 12 gönüllünün ortalaması alınarak oluşturulmuştur. Kesikli çizgi, noktalı çizgi ve düz çizgi sırasıyla 0.5, 1 ve 2 ms^{-2} RMS genliğindeki sinüzoidal titreşim sırasında oluşan geçirgenliktir. 0.5, 1 ve 2 ms^{-2} RMS genliğindeki sinüzoidal titreşim sırasında oluşan geçirgenlik sırasıyla 0.5, 0.5 ve 1 Hz sırasında elde edilen değer ile normalize edilmiştir.

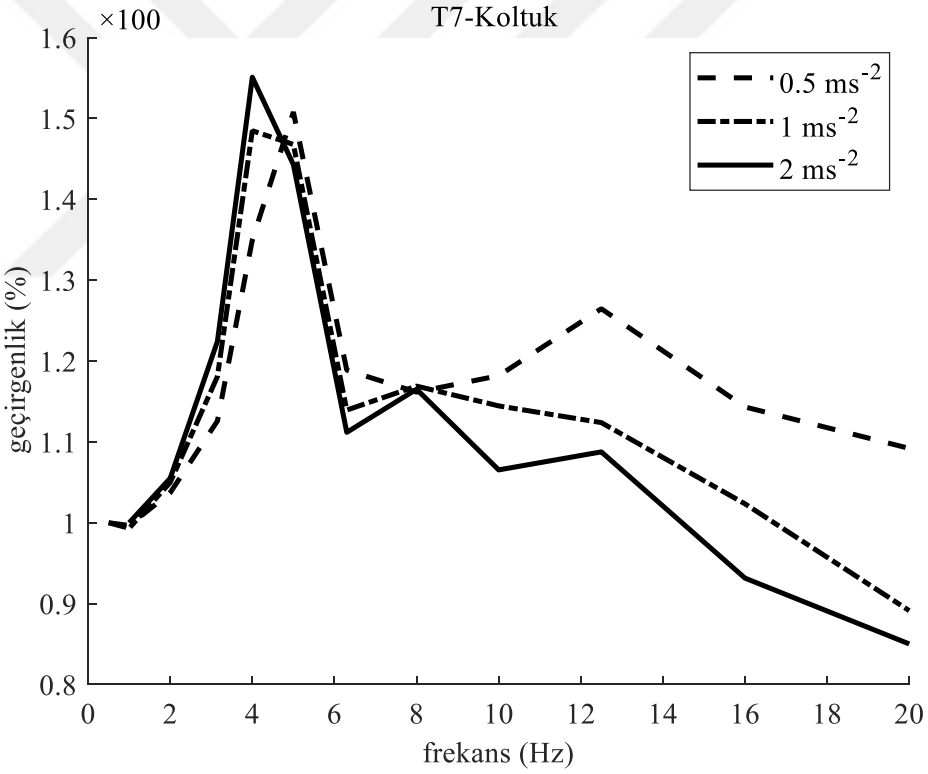


Şekil 4.5. 12 gönüllünün normalize edilmiş ve ortalaması alınmış T11-koltuk geçirgenliği grafiği (kesikli çizgi, noktalı çizgi ve düz çizgi sırasıyla 0.5, 1 ve 2 ms^{-2} RMS genliğini gösterir).

Şekil 4.5'de görülmektedir ki uygulanan ivmenin genliği arttıkça rezonans frekansı düşmektedir. Uygulanan ivmenin genliği arttıkça görünür kütlenin genliği artmaktadır. 0.5, 1 ve 2 ms^{-2} RMS titreşim genliği sırasında oluşan T11 ile koltuk arası geçirgenlik değeri, tüm

titreşim frekansları için istatistiksel olarak karşılaştırılmıştır. İstatistiksel analiz sonuçlarına göre, 3.15, 4 ve 12.5 Hz frekanslarında 0.5 ve 2 ms^{-2} RMS titreşim genliği arası (3.15 Hz 0.5-2 ms-2 RMS, p=0.003; 4 Hz 0.5-2 ms^{-2} RMS, p=0.002; 12.5 Hz 0.5-2 ms^{-2} RMS, p=0.004) ve 12.5 Hz frekansında 1 ve 2 ms^{-2} RMS titreşim genliği arası (p=0.01) anlamlı farklılık vardır.

Şekil 4.6'da her bir titreşim genliği sırasında elde edilen genliği sırasında elde edilen T7 omuru ile koltuk arası normalize edilmiş ivme geçirgenliği 12 gönüllünün ortalaması alınarak oluşturulmuştur. Kesikli çizgi, noktalı çizgi ve düz çizgi sırasıyla 0.5, 1 ve 2 ms^{-2} RMS genliğindeki sinüzoidal titreşim sırasında oluşan geçirgenliktir. 0.5, 1 ve 2 ms^{-2} RMS genliğindeki sinüzoidal titreşim sırasında oluşan geçirgenlik sırasıyla 0.5, 0.5 ve 1 Hz sırasında elde edilen değer ile normalize edilmiştir.



Şekil 4.6.12 gönüllünün normalize edilmiş ve ortalaması alınmış T7-koltuk geçirgenliği grafiği (kesikli çizgi, noktalı çizgi ve düz çizgi sırasıyla 0.5, 1 ve 2 ms^{-2} RMS genliğini gösterir).

Şekil 4.6'da görülmektedir ki uygulanan ivmenin genliği arttıkça rezonans frekansı düşmektedir. Uygulanan ivmenin genliği arttıkça görünür kütlenin genliği artmaktadır. 0.5, 1 ve 2 ms^{-2} RMS titreşim genliği sırasında oluşan T7 ile koltuk arası geçirgenlik değeri, tüm

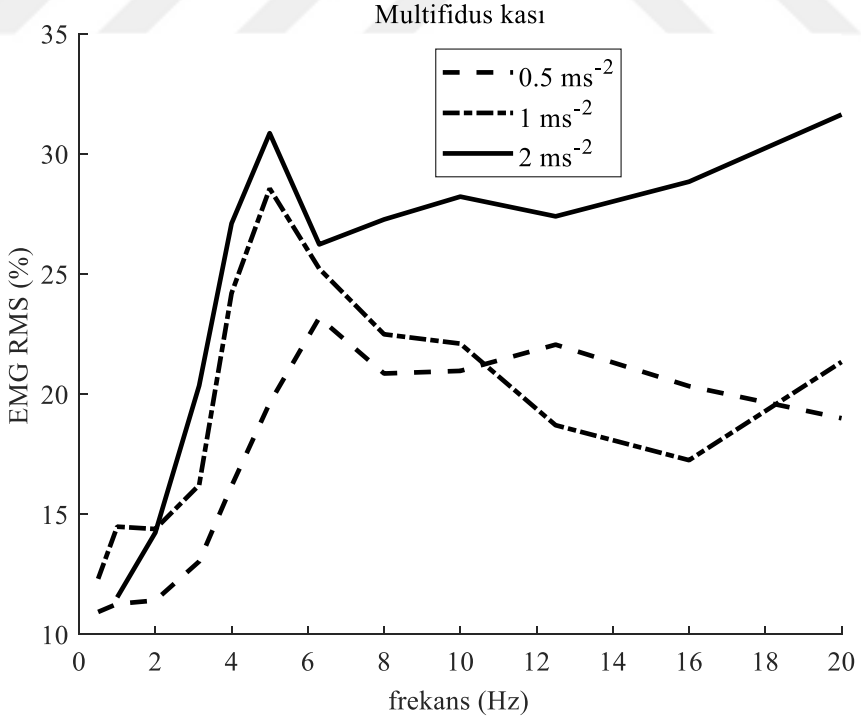
titreşim frekansları için istatistiksel olarak karşılaştırılmıştır. İstatistiksel analiz sonuçlarına göre, 4 Hz frekansında 0.5 ve 1 ms^{-2} RMS titreşim genliği arası (p=0.002) ve 0.5 ve 2 ms^{-2} RMS titreşim genliği arası (p=0.003) anlamlı farklılık vardır.

Tüm ölçülen bölgeler incelendiğinde rezonans frekansı sırasında T7-koltuk geçirgenlik genliğinin lumbar bölgedeki geçirgenlik genliklerine göre düştüğü gözlenmiştir. Grafiklerden çıkartılan sonuç istatistiksel olarak anlamlı değildir.

4.1.4. EMG RMS

EMG sinyallerinin RMS değeri hesaplanmıştır. EMG RMS'i, deneye katılan her bir gönüllünün en yüksek istemli kasılma EMG RMS değeri ile normalize edilmiştir. Sonrasında, 12 gönüllünün sonuçlarının ortalaması alınmıştır.

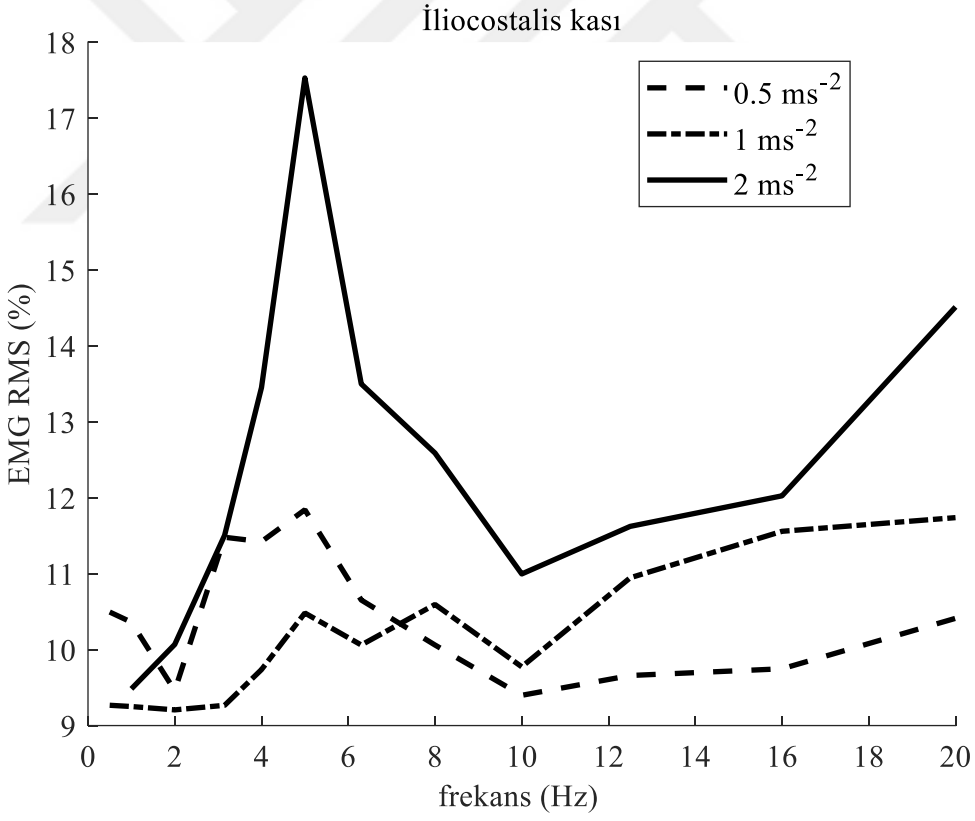
Multifidus kası için hesaplanan normalize edilmiş EMG RMS değeri sonuçları Şekil 4.7'de gösterilmiştir. Kesikli çizgi, noktalı çizgi ve düz çizgi sırasıyla 0,5, 1 ve 2 ms^{-2} RMS genliğindeki sinüzoidal titreşim sırasında oluşan kas aktivasyonudur.



Şekil 4.7. 12 gönüllünün Multifidus kasından alınan normalize edilmiş ve ortalaması alınmış EMG RMS grafiği (kesikli çizgi, noktalı çizgi ve düz çizgi sırasıyla 0.5, 1 ve 2 ms^{-2} RMS genliğini gösterir).

Şekil 4.7'de görülmektedir ki uygulanan ivmenin genliği arttıkça özellikle rezonans frekansı sırasında kas aktivasyonları artmıştır. 0.5, 1 ve 2 ms^{-2} RMS titreşim genliği sırasında oluşan Multifidus kas aktivasyonları tüm titreşim frekansları için istatistiksel olarak karşılaştırılmıştır. İstatistiksel analiz sonuçlarına göre, 3.15, 4, 5, 8, 10 ve 20 Hz frekanslarında 0.5 ve 2 ms^{-2} RMS titreşim genliği arasında (sırasıyla p=0.01, 0.006, 0.008, 0.002, 0.002 ve 0.006), 12.5 ,16 ve 20 Hz frekanslarında 1 ve 2 ms^{-2} RMS titreşim genliği arasında (sırasıyla p=0.012, 0.002 ve 0.006), ve 2 ve 3.15 Hz frekanslarında 0.5 ve 1 ms^{-2} titreşim genliği arasında (p=0.01 ve 0.015) anlamlı farklılık vardır.

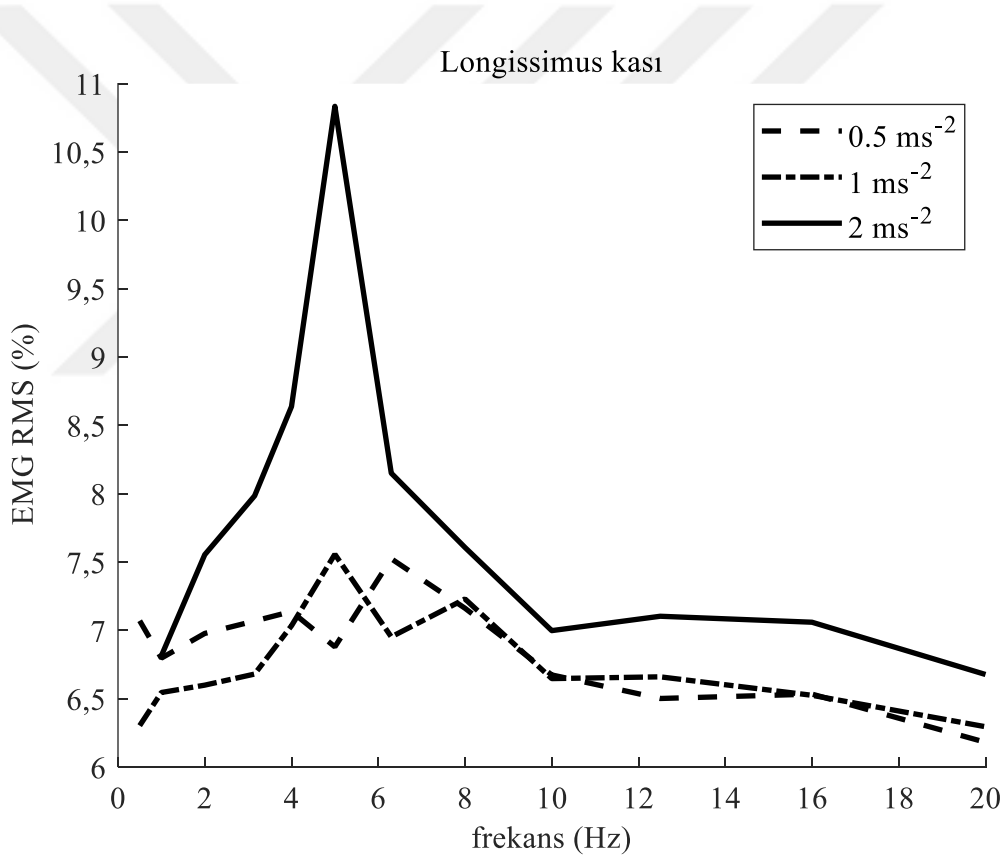
İliocostais kası için hesaplanan normalize edilmiş EMG RMS değeri sonuçları Şekil 4.8'de gösterilmiştir. Kesikli çizgi, noktalı çizgi ve düz çizgi sırasıyla 0.5, 1 ve 2 ms^{-2} RMS genliğindeki sinüzoidal titreşim sırasında oluşan kas aktivasyonudur.



Şekil 4.8. 12 gönüllünün İliocostalis kasından alınan normalize edilmiş ve ortalaması alınmış EMG RMS grafiği (kesikli çizgi, noktalı çizgi ve düz çizgi sırasıyla 0.5, 1 ve 2 ms^{-2} RMS genliğini gösterir)

Şekil 4.8'de görülmektedir ki uygulanan ivmenin genliği arttıkça özellikle rezonans frekansı sırasında kas aktivasyonları artmıştır. 0.5, 1 ve 2 ms^{-2} RMS titreşim genliği sırasında oluşan Multifidus kas aktivasyonları tüm titreşim frekansları için istatistiksel olarak karşılaştırılmıştır. İstatistiksel analiz sonuçlarına göre, 6.3, 16 ve 20 Hz frekanslarında 0.5 ve 2 ms^{-2} RMS titreşim genliği arasında (sırasıyla p=0.015, 0.01 ve 0.012) ve 4 ve 5 Hz frekanslarında 1 ve 2 ms^{-2} RMS titreşim genliği arasında (sırasıyla p=0.006 ve 0.012) anlamlı farklılık vardır.

Longissimus kası için hesaplanan normalize edilmiş EMG RMS değeri sonuçları Şekil 4.9'da gösterilmiştir. Kesikli çizgi, noktalı çizgi ve düz çizgi sırasıyla 0.5, 1 ve 2 ms-2 RMS genliğindeki sinüzoidal titreşim sırasında oluşan kas aktivasyonudur.



Şekil 4.9. 12 gönüllünün Longissimus kasından alınan normalize edilmiş ve ortalaması alınmış EMG RMS grafiği (kesikli çizgi, noktalı çizgi ve düz çizgi sırasıyla 0.5, 1 ve 2 ms^{-2} RMS genliğini gösterir)

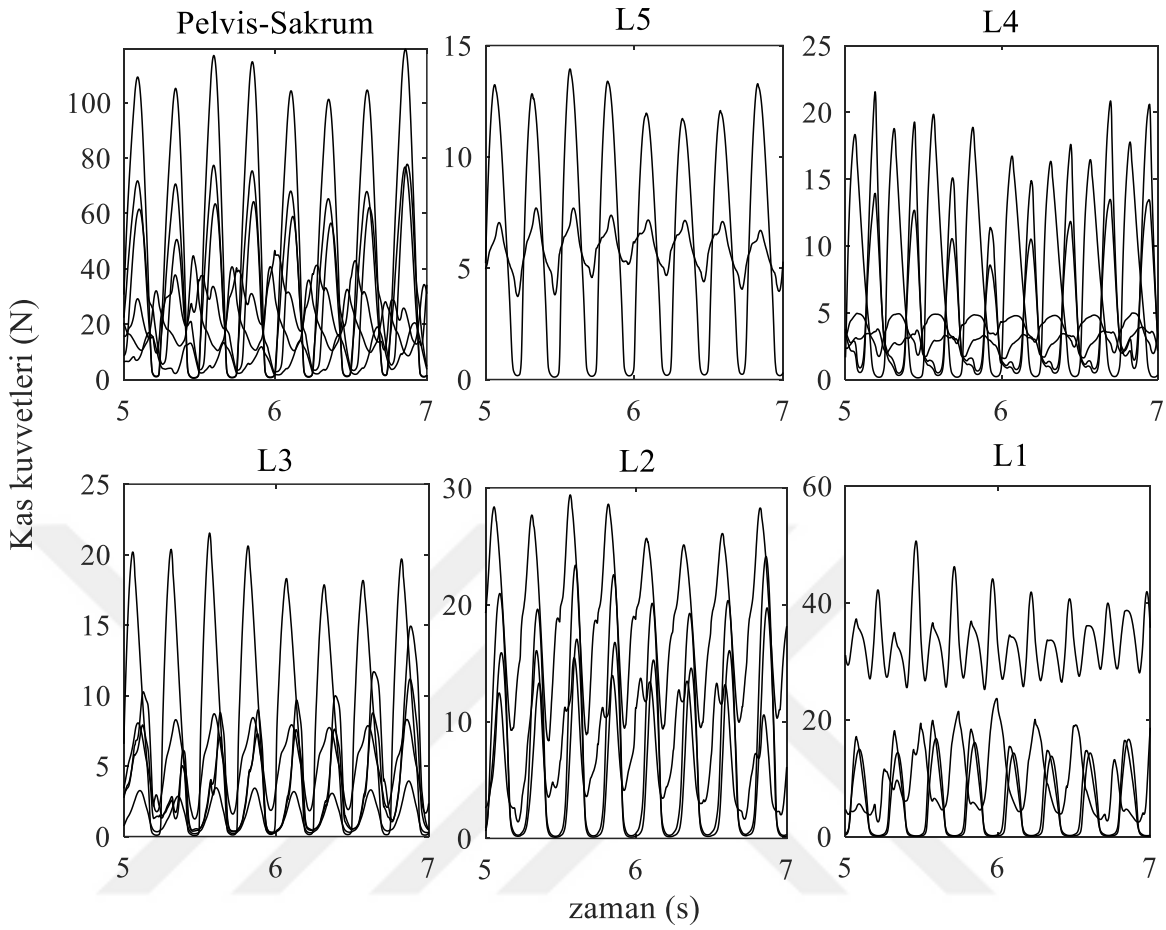
Şekil 4.9'da görülmektedir ki uygulanan ivmenin genliği arttıkça özellikle rezonans frekansı sırasında kas aktivasyonları artmıştır. 0.5, 1 ve 2 ms^{-2} RMS titreşim genliği sırasında oluşan Multifidus kas aktivasyonları tüm titreşim frekansları için istatistiksel olarak karşılaştırılmıştır.

İstatistiksel analiz sonuçlarına göre, 5 Hz frekansında 0.5 ve 2 ms^{-2} RMS titreşim genliği arasında (p=0.002) ve 3.15, 4 ve 5 Hz frekanslarında 1 ve 2 ms^{-2} RMS titreşim genliği arasında (sırasıyla p=0.003, 0.005 ve 0.006) anlamlı farklılık vardır.

Ayrıca, kaslar istatistiksel olarak karşılaştırılmıştır. Kas aktivasyonlarının yükseldiği rezonans frekansı civarında, tüm titreşim genliklerinde en çok kas aktivasyon Multifidus kasında sonrasında İliocastalis kasında görülmüştür. Kas aktivasyonlarının yükseldiği frekanslarda bu durum 2 ms^{-2} RMS genliği ve 5 Hz frekansına sahip durum için istastistiksel olarak anlamlı bulunmuştur (Multifidus-Longissimus p=0.012; Multifidus-İliocostalis, p=0.015).

4.2.KAS İSKELET ANALİZİ SONUÇLARI

12 gönüllüden elde edilen deneysel sonuçlara göre en yüksek kas aktivasyonu ve görünür kütle değeri, 2 ms^{-2} RMS genlik ve 4 Hz frekans değerine sahip titreşim sırasında gözlenmiştir. Bu nedenle bir gönüllüye göre boyutlandırılan kas-iskelet modelinde, 2 ms^{-2} RMS genlik ve 4 Hz frekansındaki titreşime maruz olma durumu analiz edilmiştir. Sonlu elemanlar modelinde kullanılmak üzere kas kuvvetleri hesaplanmıştır. Sonlu elemanlar modelinde, kaslar uygulanacak bölgelere göre ayrılmıştır. Pelvis-sakrum, L5, L4, L3, L2, L1 omuruna sağ ve sol olmak üzere toplam 56 ayrı kas kuvveti uygulanmıştır. Şekil 4.10'da sadece omurganın sağ tarafına etkiyen kas kuvvetlerinin grafikleri yer almıştır.



Şekil 4.10. Sonlu elemanlar modelinde kullanılan kas kuvvetleri.

4.3.SONLU ELEMANLAR ANALİZİ SONUÇLARI

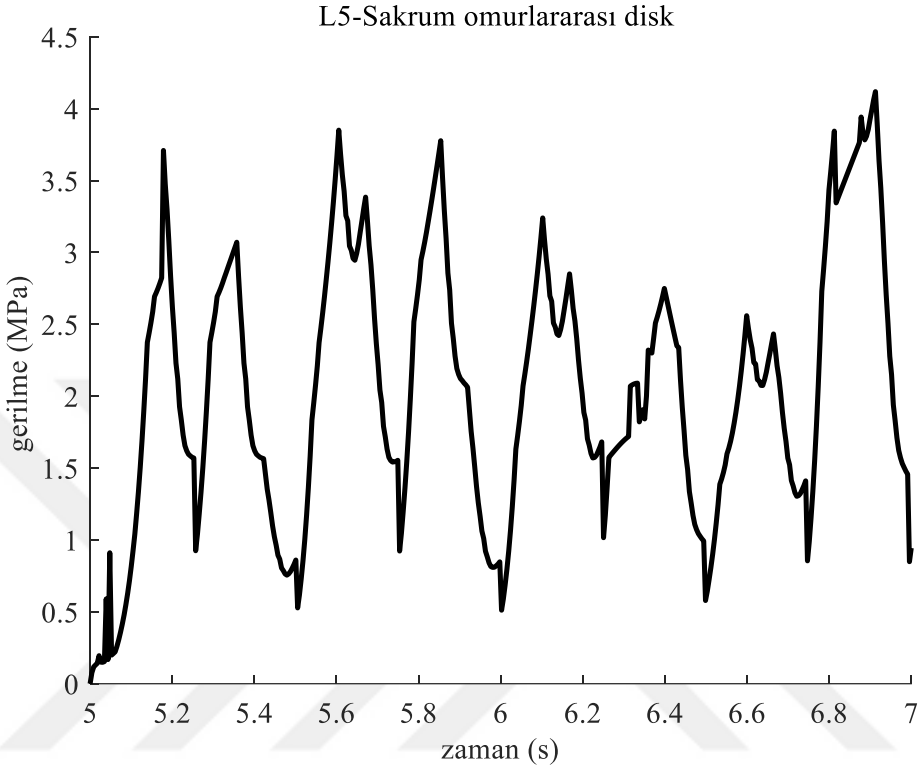
4.3.1. Gerilme

Sonlu elemanlar omurga modeli, 5-7 saniye arası yer tepki ve kas kuvvetlerinin etkisini araştırmak için analiz edilmiştir. Kemik ve omurlararası disk üzerinde oluşan von Mises gerilmeleri hesaplanmıştır.

Omurlararası disk

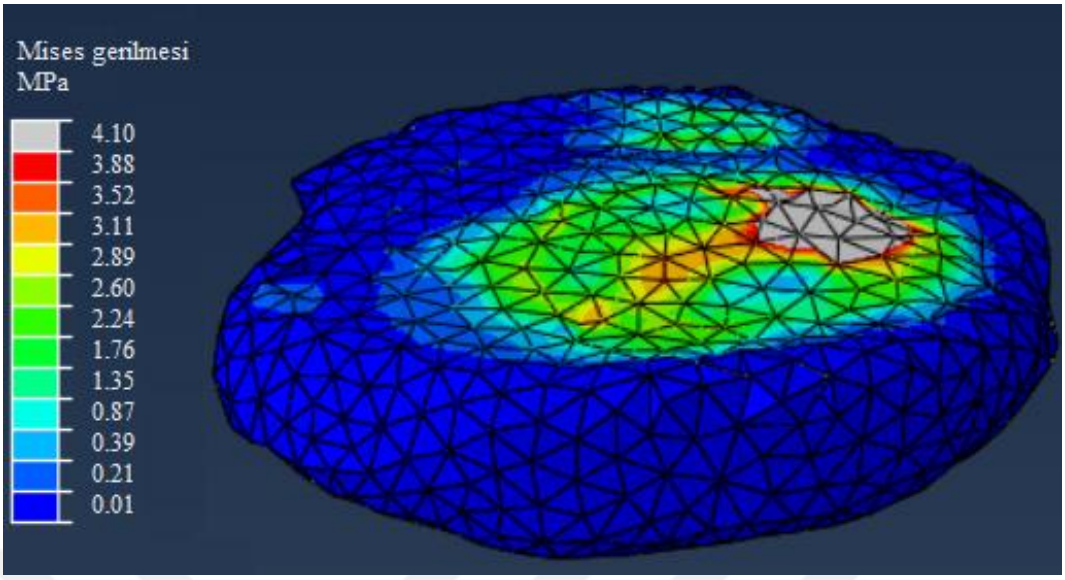
Sonlu elemanlar analizine göre en yüksek gerilme L5-Sakrum omurlararası diskinde görülmüştür. Şekil 4.11'de L5-Sakrum omurlararası disk üzerindeki en yüksek von Mises

gerilmesinin zamana bağlı değişim grafiği yer almaktadır. Sonuçlara göre en yüksek gerilme 6.9 saniyede 4.1 MPa değerine ulaşmaktadır.



Şekil 4.11. L5-Sakrum omurlararası diskinde zamana bağlı ölçülen en yüksek Von Mises gerilmesi.

L5-Sakrum omurlararası disk üzerindeki en yüksek gerilmenin oluştuğu 6.9 saniyede gerilme dağılımı Şekil 4.12'deki gibi olmaktadır.



Şekil 4.12. L5-Sakrum omurlararası diskinde gerilme dağılımı.

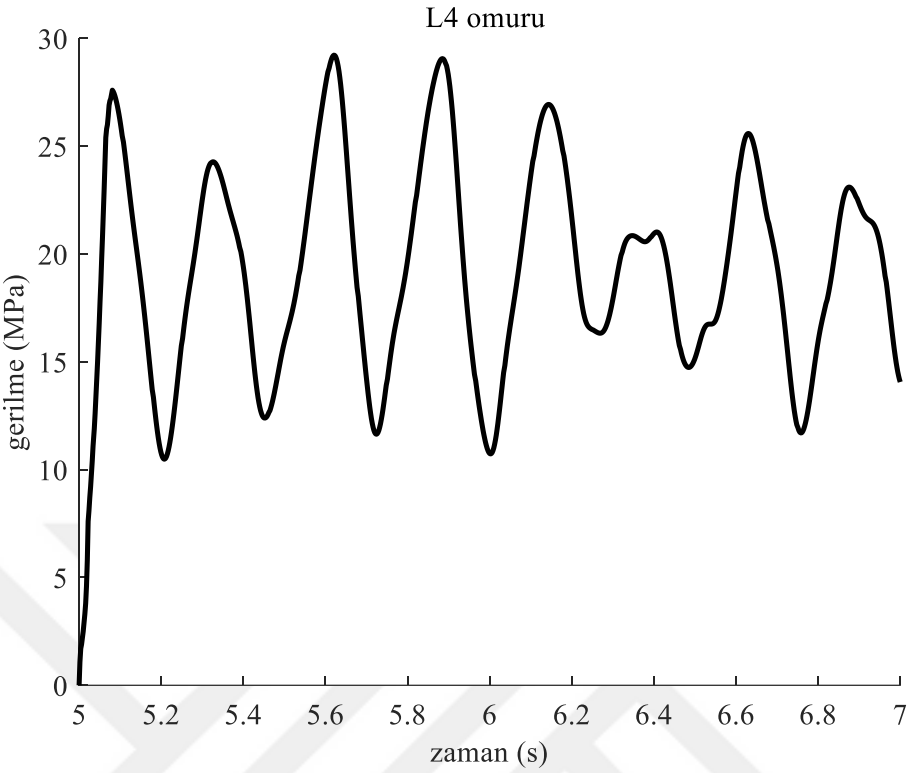
Tüm omurlararası disk yapılarda gerilme değerleri incelenmiş ve en yüksek von Mises gerilmesi sonuçları Tablo 4.1'de verilmiştir. L5-sakrum değerinin akma sınırını aştığı hesaplanmıştır. Diğer tüm gerilme değerleri akma sınırının (iç bölge annulus fibrozus akma gerilmesi 2.4 MPa ve dış bölge annulus fibrozus akma gerilmesi 3.4 MPa) altındadır *(Stemper ve diğ., 2014).*

Tablo 4.1. Omurlar arası disklerdeki en yüksek von Mises gerilmesi (MPa).

	L5-sakrum	L4-L5	L3-L4	L2-L3	L1-L2	T12-L1
von Mises gerilmesi (MPa)	4.1	1.6	1.6	1.2	2.7	0.6

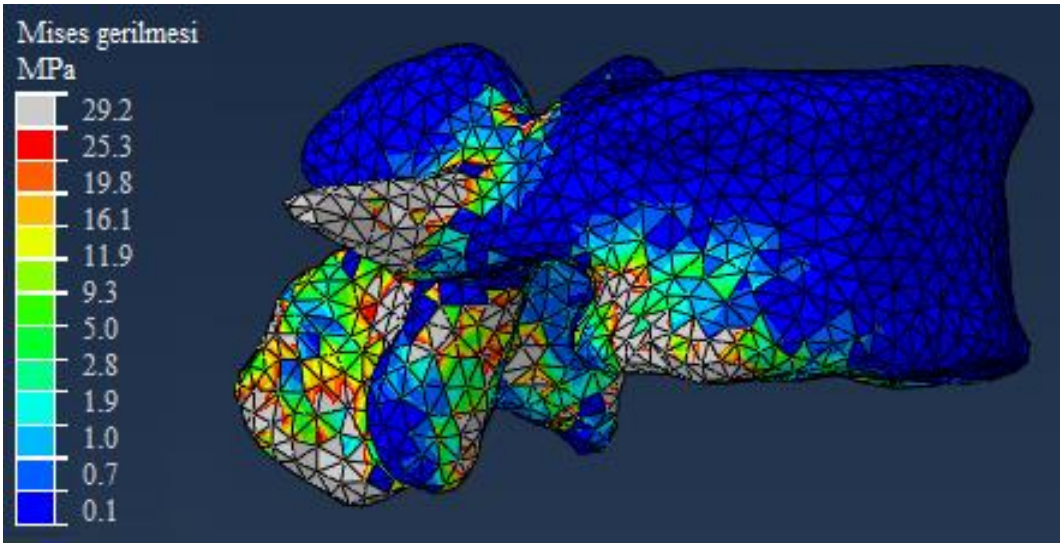
Omur

Sonlu elemanlar analizine göre en yüksek gerilme L4 omurunda görülmüştür. Şekil 4.13'te L4 omuru üzerindeki en yüksek von Mises gerilmesinin zamana bağlı değişim grafiği yer almaktadır. Sonuçlara göre en yüksek gerilme 6.9 saniyede kortikal kemik için 29.2 MPa, gözenekli kemik için ise 0.4 MPa değerine ulaşmaktadır.



Şekil 4.13. L4 omurunda zamana bağlı ölçülen en yüksek Von Mises gerilmesi.

Sonlu elemanlar L4 omuru üzerindeki gerilme dağılımı en yüksek gerilmenin oluştuğu 5.6 saniyede Şekil 4.14'teki gibi olmaktadır.



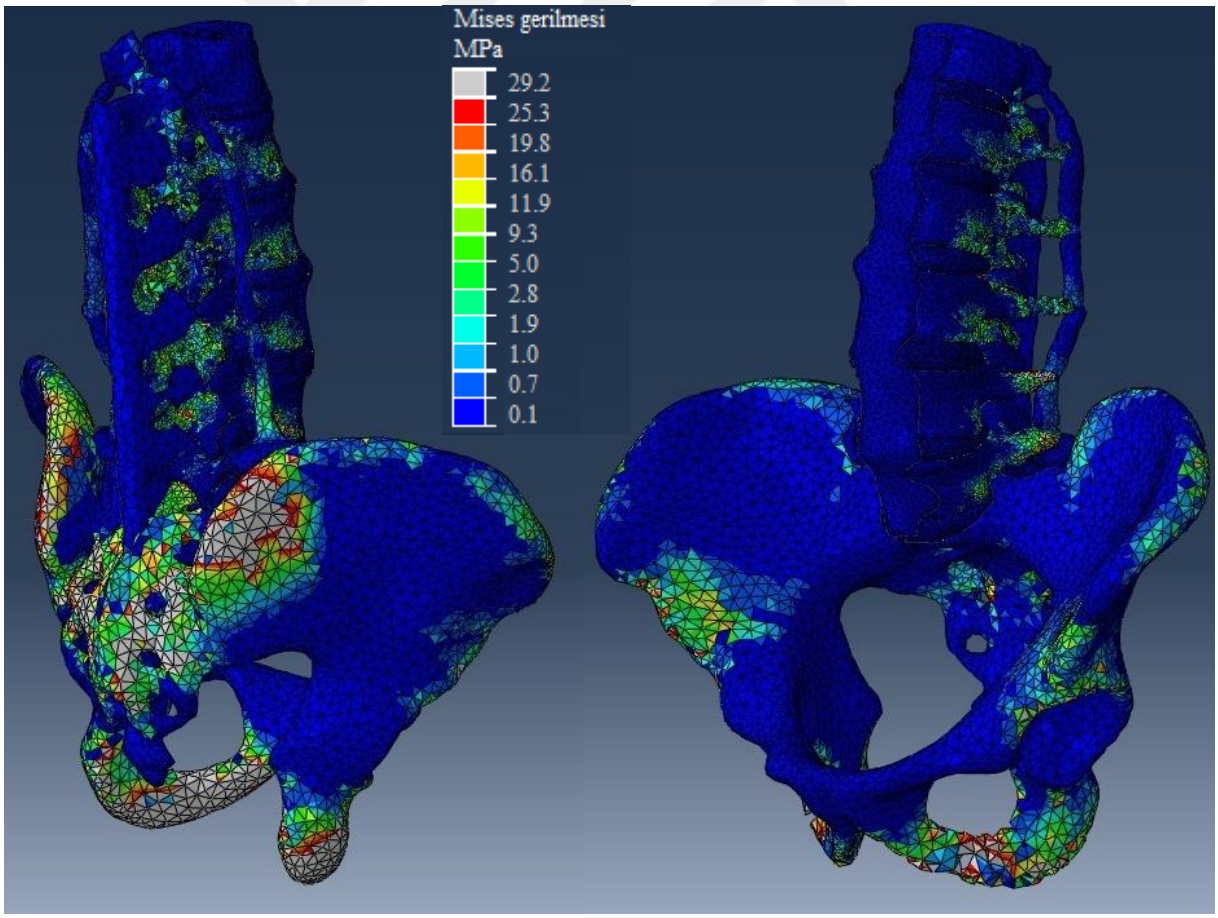
Şekil 4.14. L4 omurunda gerilme dağılımı.

Tüm kemik yapılarda gerilme değerleri incelenmiş ve en yüksek von Mises gerilmesi sonuçları Tablo 4.2'de verilmiştir. Omur ve pelvis-sakrum yapılarda ortaya çıkan tüm gerilme değerleri akma sınırının (gözenekli kemik akma gerilmesi 2.02 MPa ve kortikal kemik akma gerilmesi 70 MPa) altındadır *(Bayraktar ve diğ., 2004; Morgan ve Keaveny, 2001)*.

Tablo 4.2. Pelvis-sakrum ve omurlardaki en yüksek von Mises gerilmesi (MPa).

von Mises gerilmesi (MPa)	Pelvis-sakrum	L5	L4	L3	L2	L1	T12
Kortikal kemik	22	17.5	29.2	8.4	12	27	13
Gözenekli kemik	0.5	0.4	0.4	0.4	0.6	1.1	0.2

Tüm modelin gerilme dağılımı Şekil 4.15'de verilmiştir.



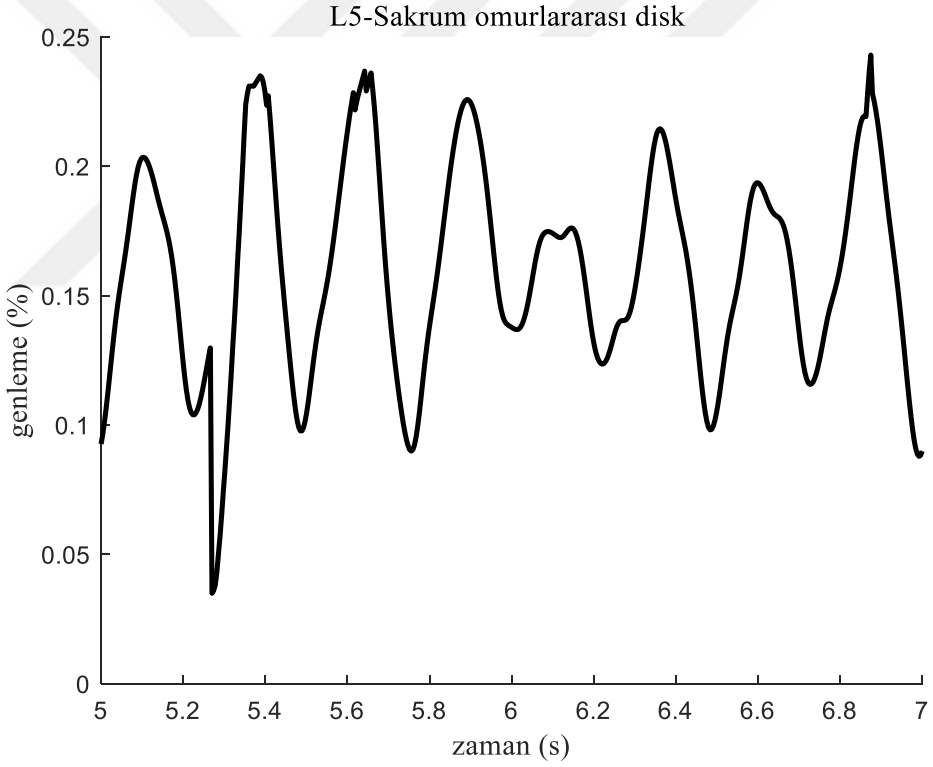
Şekil 4.15. Omurga üzerinde gerilme dağılımı.

4.3.2. Genleme

Mekanik değerlendirme için incelenmesi gereken diğer bir sonuç genlemedir. Elastik yapının şekil değişimi bilgisini vermektedir. Özellikle doğrusal olmayan malzeme özelliğinin olduğu dolayısıyla yüksek genleme beklenen gözenekli kemik yapıda inceleme gerekmektedir.

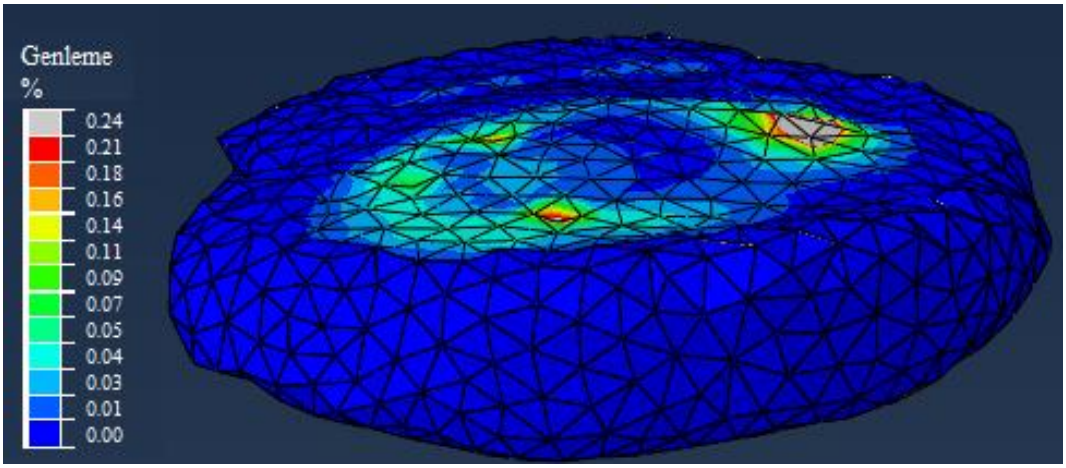
Omurlararası disk

Sonlu elemanlar analizine göre en yüksek genleme L5-Sakrum omurlararası diskinde görülmüştür. Şekil 4.16'da L5-Sakrum omurlararası disk üzerindeki en yüksek genlemenin zamana bağlı değişim grafiği yer almaktadır. Sonuçlara göre en yüksek gerilme 6.9 saniyede L5-Sakrum için %0.24 değerine ulaşmaktadır.



Şekil 4.16. L5-Sakrum omurlararası diskinde zamana bağlı ölçülen en yüksek genleme.

En yüksek genleme değeri olan L5-Sakrum omurlararası diskindeki en yüksek genlemenin oluştuğu 6.9 saniyede genleme dağılımı Şekil 4.17'de verilmiştir.



Şekil 4.17. L5-Sakrum omurlararası diskinde genleme dağılımı.

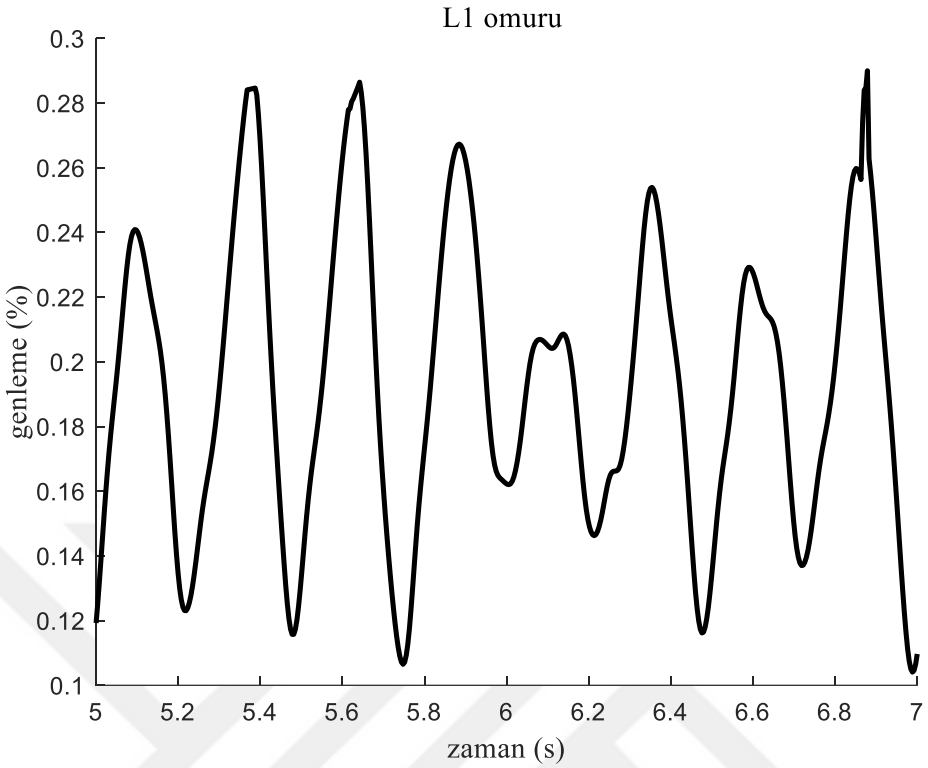
Tüm omurlararası disk yapılarda genleme değerleri incelenmiş ve en yüksek von Mises genlemesi sonuçları Tablo 4.3'de verilmiştir. Omurlararası disklerde ortaya çıkan tüm genleme değerleri akma sınırının (iç bölge annulus fibrozus akma genlemesi %0.29 ve dış bölge annulus fibrozus akma genlemesi %0.23) altındadır *(Stemper ve diğ., 2014).*

Tablo 4.3. Pelvis-sakrum ve omurlardaki en yüksek von Mises genlemesi (%).

	L5-sakrum	L4-L5	L3-L4	L2-L3	L1-L2	T12-L1
von Mises genlemesi (%)	0.24	0.18	0.15	0.11	0.19	0.16

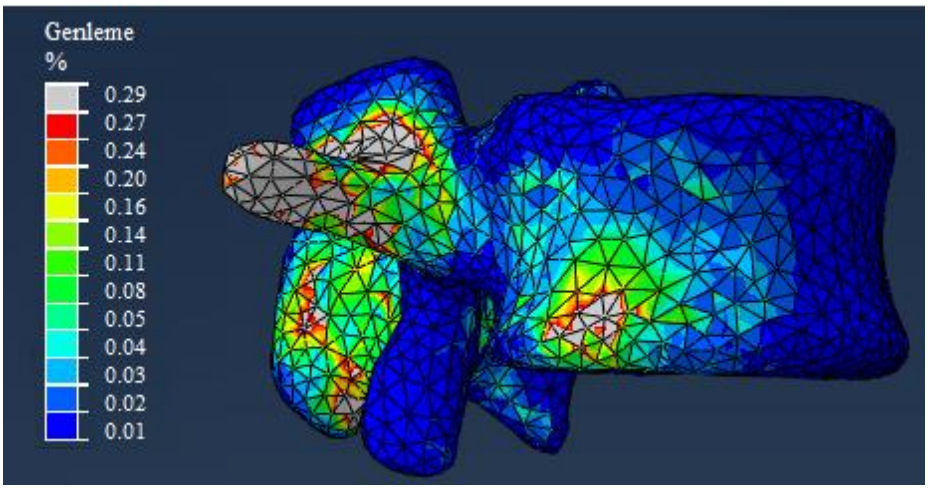
Omur

Sonlu elemanlar analizine göre en yüksek genleme L1 omurunda görülmüştür. Şekil 4.18'de L1 omuru üzerindeki en yüksek genlemenin zamana bağlı değişim grafiği yer almaktadır. Sonuçlara göre en yüksek genleme 6.9 saniyede L1 omuru gözenekli kemik üzerinde %0.29 ve kortikal kemik üzerinde %0.1 değerine ulaşmaktadır.



Şekil 4.18. L1 omurunda zamana bağlı ölçülen en yüksek genleme.

Sonlu elemanlar L1 omuru üzerindeki genleme dağılımı en yüksek gerilmenin oluştuğu 6.9 saniyede Şekil 4.19'daki gibi olmaktadır.



Şekil 4.19. L1 omurunda genleme dağılımı.

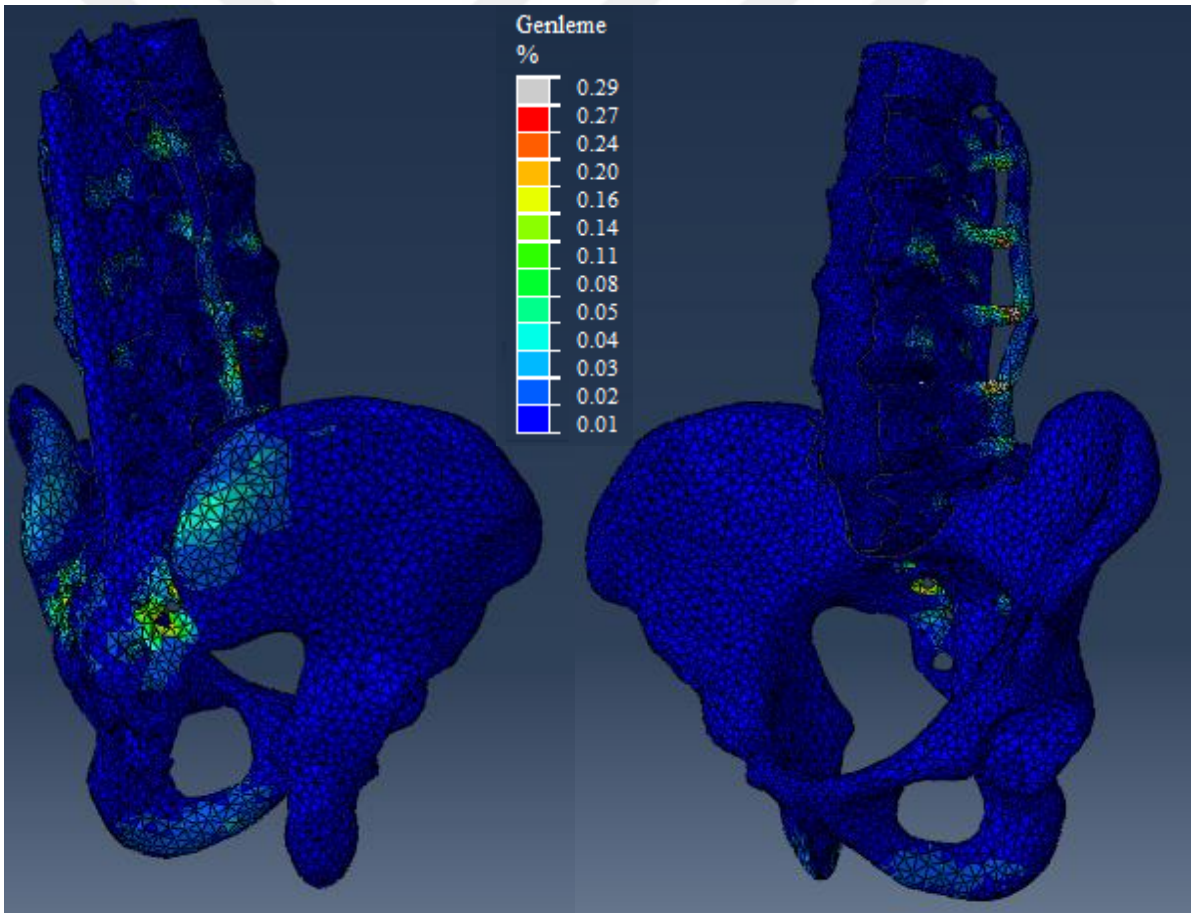
Tüm kemik yapılarda genleme değerleri incelenmiş ve en yüksek von Mises genlemesi sonuçları Tablo 4.4'de verilmiştir. Omur ve pelvis-sakrum yapılarda ortaya çıkan tüm genleme

değerleri akma sınırının (gözenekli kemik akma genlemesi %0.77 ve kortikal kemik akma genlemesi %0.55) altındadır *(Bayraktar ve diğ., 2004; Morgan ve Keaveny, 2001)*.

Tablo 4.4. Pelvis-sakrum ve omurlardaki en yüksek von Mises genlemesi (%).

von Mises genlemesi (%)	Pelvis-sakrum	L5	L4	L3	L2	L1	T12
Kortikal kemik	0.01	0.034	0.032	0.02	0.06	0.1	0.05
Gözenekli kemik	0.028	0.2	0.13	0.07	0.22	0.29	0.21

Tüm modelin genleme dağılımı Şekil 4.20'de verilmiştir.



Şekil 4.20. Omurga üzerinde genleme dağılımı.

5. TARTIŞMA VE SONUÇ

Tüm vücut titreşimine maruz kalındığında, kas-iskelet sisteminde kaslar aktifleşerek omurga stabilitesini korumaya çalışır. Kasların ani aktifleşmesi ve dokuların yüksek yüke maruz kalması yorulmaya ve omurgada dejenerasyona sebep olabilir. Ayrıca omurlarası disklerde baskının artmasına ve bu yüzden özellikle lumbar omurga bölgesinde ağrıya neden olabilir. Tüm vücut titreşiminin olumsuz etkilerinin değerlendirilmesi için omurganın biyomekanik açıdan incelenmesi gerekmektedir. Bu nedenle tez kapsamında, koltuk aracılığıyla insan vücuduna iletilen düşey titreşimin omurgada oluşturduğu etkiler ve neden olduğu gerilme ve genlemeler hesaplanmıştır. Bunun için ilk aşamada, gönüllülere üç farklı genlikte (0.5, 1.0 ve 2.0 ms^{-2} RMS) ve 0.5-20 Hz arasında değişen frekans değerlerinde düşey titreşim uygulanmış ve hangi genlik ve frekans değerinde insan vüdunun biyomekanik açıdan en fazla etkilendiği belirlenmeye çalışılmıştır. Araştırılan titreşimin omurgada oluşturduğu etki görünür kütle, geçirgenlik ve EMG metrikleri kullanarak belirlenmiştir. En yüksek görünür kütle ve EMG RMS değerine ulaşılan titreşimin karakteristiği belirlenmiştir. Ayrıca EMG sinyalleri aracılığıyla vücudun belirlenen duruşunu korumak için major rol oynayan kaslar tespit edilmiştir. İkinci aşamada, deney sonucunda elde edilen en yüksek görünür kütle ve EMG RMS değerine ulaşılan titreşim karakteristiği için omurganın kas-iskelet modeli analiz edilmiştir. Kaslar arasındaki kuvvet dağılımı statik optimizasyon yöntemi kullanılarak tahmin edilmiştir. Bu aşama sonucunda omurlara ve pelvis-sakruma etki eden kas kuvvetleri belirlenmiştir. Üçüncü aşamada, hesaplanan kas kuvvetleri ve ölçülen koltuk tepki kuvveti etkisindeki T12-Pelvis omurga sonlu elemanlar modeli dinamik durum için analiz edilmiştir. Omur ve omurlararası disk yapılar üzerindeki gerilme-genleme dağılımı hesaplanmış ve tartışılmıştır.

Düşey tüm vücut titreşimleri sırasında vücudun rezonans frekansını belirlemek için gönüllüler 0.5 – 20 Hz arası 0.5, 1, 2 ms^{-2} RMS genlikli rastgele titreşime maruz kalmışlardır. Birinci rezonans frekans değeri, 4.1.1. kısmında görüldüğü üzere 0.5 ms^{-2} RMS genliği için 5.21±0.47 Hz, 1 ms^{-2} RMS genliği için 4.96±0.45 Hz ve 2 ms^{-2} RMS genliği için 4.65±0.38 Hz bulunmuştur. Litearatürle uyumlu olarak, titreşim genliğinin arttıkça rezonans frekansının istatistiksel olarak anlamlı derecede azaldığı belirlenmiştir *(Matsumoto ve Griffin, 2002)*. Bu sonuç, rezonans frekansının doğrusal olmayan değişimini göstermektedir ve insan vücudunun doğrusal olmayan katılık gösterebilmesinden kaynaklıdır. Vücudun rezonans frekansı, katılık katsayısı ile kütle oranının karekköküne bağlıdır. İnsan vücudunun doğrusal olmayan katılık

göstermesi, yumuşak dokuların katılık katsayısını değiştirebilmesine ve kas aktivasyonu değişimine bağlıdır *(Oxland, 2016).* Ayrıca doğrusal olmayan biyodinamik sonucun, vücut duruşuna ve geometrisine bağlı olduğu düşünülmektedir *(Mansfield ve Griffin, 2002; Matsumoto ve Griffin, 2002).* Fakat halen doğrusal olmayan bu değişimin nedeni hakkında araştırmalar devam etmektedir, fikir birliğine varılamamıştır. Fairley ve Griffin, koltuk aracılığıyla maruz kalınan 0.25-20 Hz arası rastgele düşey titreşime maruz iken titreşim genliğindeki 0.25 ms^{-2}'den 2 ms^{-2} RMS'e artışın gönüllülerin rezonans frekansında 6 Hz'den 4 Hz'e düşüşe neden olduğunu bildirmişlerdir *(Fairley ve Griffin, 1989).* Tez kapsamında yapılan çalışmada doğrusal olmayan biyodinamik tepkinin Fairley ve Griffin'in çalışmasına göre daha az olduğu söylenebilir. Ayrıca bu doğrusal olmayan ilişki 4.1.2 ve 4.1.3 kısmında yer alan grafiklerde de görülmüştür. Titreşim ivme genliğinin artmasıyla görünür kütle ve geçirgenlik değerlerinin tepe noktalarının bulunduğu frekansın azaldığı tespit edilmiştir. Literatürde de titreşim genliği artışı ile geçirgenlik değerindeki tepe noktaların oluştuğu frekans değerlerinde düşüş bildirilmiştir *(Matsumoto ve Griffin, 1998).* Literatüre göre bir diğer doğrusal olmayan tepki, rezonanstan önce görünür kütle değerinin titreşim genliğinin artmasıyla arttığı fakat rezonanstan sonra titreşim genliğinin artmasıyla azaldığı yönündedir *(Matsumoto ve Griffin, 2002).* Ayrıca 8 Hz'den sonra titreşim genliği değişiminin görünür kütle genliğine etkisi olmadığı bildirilmiştir *(Matsumoto ve Griffin, 2002).* Fakat tez kapsamında yapılan çalışmada böyle bir bulguya rastlanmamıştır. Görünür kütle ve geçirgenlik için yüksek genliğe ulaşılan frekanslar, rezonans frekansı noktalarına işaret etmektedir. Uygulanan titreşim genliğinin artması ile görünür kütle ve geçirgenliğin yüksek genliğe ulaştığı rezonans frekansının düştüğü gözlemlenmiştir. Görünür kütle ve geçirgenliğin en yüksek genliğe ulaştığı ilk rezonans frekansında, uygulanan titreşimin genliği arttıkça görünür kütle ve geçirgenlik genliğinin de arttığı gözlemlenmiştir. Fakat aynı durum ikinci rezonans frekansı için geçerli değildir. İncelenen ilk rezonans frekansı için geçirgenlik genliğinin, titreşim kaynağına yaklaştıkça farklılık göstermediği fakat, ikinci rezonans frekansı için titreşim kaynağından uzaklaştıkça hesaplanan geçirgenlik genliğinin düştüğü gözlemlenmiştir. Bu da, yumuşak dokuların hareketi sönümleyerek titreşimin biyodinamik etkisini azalttığı ihtimalini düşündürmektedir. İlk rezonans frekansı noktasında yumuşak dokuların sönümleme özelliğinin ortaya çıkmaması kasların aktifleşerek sistemin katılaşması ile açıklanabilir. Bunun sonuncunda da doğrusal olmayan davranış ortaya çıkmaktadır. Bu nedenle ilerleyen aşamalardaki analizlerde ilk rezonans frekansı üzerine çalışılmıştır. İkinci rezonans frekansında titreşim genliğinin artması

ile geçirgenlik genliği azalmış fakat, EMG RMS'lerinde anlamlı bir artış gözlemlenmemiştir. Bu sonuca göre, ikinci rezonans frekansında kasların aktif olarak rol almadığını ve yumuşak dokuların hareketi sönümleye çalıştığını söyleyebiliriz. Bu sonuçlara göre, kas aktivasyonunun vücut katılığının değişimine sebep olduğu açıkça ifade edilebilir. Tez çalışmasında kas gerilmesinin arttıkça katılığın arttığı sonucuna ulaşılmaktadır. Matsumoto ve Griffin'in (2002) çalışmasında, kas gerginliği ve titreşimin genliği arttıkça görünür kütleden elde edilen rezonans frekans değerinde düşüş gözlemlenmiştir fakat, doğrusal olmayan bu durum istatistiksel açıdan anlamlı olmayacak şekilde azalmıştır *(Matsumoto ve Griffin, 2002).* Bir başka çıkartılabilecek sonuç ise ikinci rezonans frekansında geçirgenlik genliğinin artışı ile görünür kütlede değişim gözlemlenmemesi üzerinedir. Bu sonuç, cilt dokusunun etkisi ihtimalini de göstermektedir. Farklı rezonans frekansı farklı titreşim modlarına sebep olur ve buna bağlı görünür kütle ve geçirgenliğin değiştiği söylenebilir. İkinci rezonans frekansında geçirgenlik artışı ile gözlemlenen EMG'deki sessizlik, vücudun yatay yöndeki stabilitesini sağlamak için kasları aktifleştirmeye ihtiyaç duymadığını da gösterebilir. Birinci rezonans frekansında ise düşey görünür kütledeki genliğin artışı ile beraber EMG'deki artış ve geçirgenliğin ikinci rezonans frekansında olduğu gibi sönümlenememesi, sadece düşey harekete değil eğilme momentine de maruz kaldığına işaret ediyor olabilir. Eğilmeye karşı omurga stabilitesini sağlamak için kasların aktifleştiği EMG sonucundan anlaşılmaktadır. Kasın aktifleşmesi (EMG genliğinin artması) doğrusal olmayan etki yaratarak rezonans frekansı değerini düşürmektedir. EMG sonuçlarına göre tüm vücut titreşimi sırasında en çok multifidus kasları aktiftir. Stabilizasyonu en çok bu kasın sağladığı düşünülmektedir. Rezonans frekansından büyük olan frekanslarda diğer sırt kaslarından ölçülen EMG oldukça düşük değerlere sahip iken lumbar bölge seviyesi multifidus kasında rezonans frekansından daha büyük frekanslarda dahi yüksek EMG değerleri ölçülmüştür. Bu sonuç multifidus kasının omurga stabilitesini sağlamak için önemli rol üstlendiğini göstermektedir. De Oliveira ve Nadal tarafından yapılan çalışmada helikopter kullanımı sırası insan vücuduna gelen titreşim genliğinin $2ms^{-2}$ olduğu sırada ölçülen en yüksek sırt kası EMG değerinin en yüksek kas kasılma aktivasyonuna göre %14'e seviyesine ulaştığını belirtilmektedir *(De Oliveira ve Nadal, 2004).* Tez kapsamında ise multifidus kasının maksimum istemli kasılma seviyesi ile normalize edildiğinde EMG değerinin %32 seviyesine ulaştığı sonucuna varılmıştır. Bu artışın nedeni tez çalışması kapsamında gönüllülerden oturma pozisyonlarını korumalarının istenmiş olması olabilir. Bir diğer önemli nedeni ise tez kapsamında sırtsız koltuk kullanılmasıdır. Omurganın fleksiyon – ekstansiyon hareketine karşı

stabiliteye yardım eden sırtlık desteği olmadığı için kasların aktivasyonlarının arttığı anlaşılmaktadır. Literatür ile karşılaştırma yapılınca sırtlık kullanmamanın kas kuvvetini arttıran en önemli nedenlerden biri olduğu söylenebilir. Sırtlık desteği olmayan koltukların kullanıldığı deneysel çalışma literatürü tez çalışması sonuçları ile uyumludur (Seroussi ve diğ., 1989; Bennett ve diğ., 1989). Deneyler sırasında gönüllülerden duruş pozisyonlarını korumayı sağlayabildiklerini Şekil 3.12'deki omurların açısal değişimlerinin az olmasından çıkartabiliriz. Bu şartı sağlayabilmek için gönüllülerin kas aktivasyonlarını arttırdığı 4.1.4'deki sonuçlardan görebiliriz. Bu sonuçlara göre, omurga stabilitesini koruyabilmek için titreşimle eş zamanlı ve sürekli olarak gönüllülerin kaslarını aktifleştirdiği sonucu çıkartılabilir. Kaslardaki titreşim frekansına bağlı eş zamanlı aktivasyonun bir zaman sonra yorulmaya neden olacağı öngörülmektedir. Ölçümler sonrasında yorgunluk kontrolü için her kasın aktivasyonlarının ortalama frekans değerleri hesaplanmıştır. Ortalama frekans değerinde zamanla azalma olmadığı için kaslarda yorulma olmadığı sonucuna varılmıştır.

12 gönüllüden elde edilen deneysel sonuçlara göre en yüksek kas aktivasyonu ve görünür kütle değeri, 2 ms^{-2} RMS genlik ve 4 Hz frekans değerine sahip titreşim sırasında gözlenmiştir. Literatürde genel olarak araç kaynaklı titreşimin en yüksek genliği 2 ms^{-2} RMS'dir *(BS 6841, 1987)*. Rohlmann ve diğ.'in 2010 çalışmasında titreşim genliği arttıkça in vivo ölçülen omur temas kuvveti değerlerinde artış ölçülmüştür *(Rohlmann ve diğ., 2010)*. Ayrıca Barzgari ve diğ.'in sonlu elemanlar modeli çalışmasına göre kas aktivasyonu arttıkça basma-kayma gerilmesi artmaktadır *(Barzgari ve diğ., 2008a)*. Bu nedenle bu tez kapsamında kas-iskelet sistemi model ve analizi ile omurganın sonlu elemanlar analizi, en yüksek EMG aktivasyonunun oluşmasına sebep olan titreşim karakteristiği (2 ms^{-2} RMS genlik ve 4 Hz frekans) dikkate alınarak gerçekleştirilmiştir. İlgili analizleri gerçekleştirilmek üzere bir gönüllüye ait kas-iskelet sistemi ve sonlu elemanlar modelleri oluşturulmuştur. Seçilen gönüllünün birinci rezonans frekansının uygulanan sinuziodal titreşime eş değer olması dikkate alınmıştır.

Tüm vücut titreşimi sırasında anatomik yapıların mekanik zarar görmesinin nedeni bu yapılarda oluşan iç kuvvetlerdir *(Seidel, 2005)*. Dinamik iç kuvvetlerin artışı kasların aktivasyon-deaktivasyonundan kaynaklanır *(Blüthner ve diğ., 2002)*. Statik iç kuvvetler ise yer çekimi, vücut duruşu ve vücut kütle dağılımına bağlıdır. Statik ve dinamik iç kuvvetler dokular üzerinde gerilme-genlemeye neden olur. Gerilme-genleme ise mekanik dejenerasyona sebeptir.

Dayanım değerlerine göre inceleme yapılan yapıda dejenerasyon ihtimali belirlenebilir. Sonuç olarak, gerilme-genleme hesabını sonlu elemanlar yöntemiyle yapmadan önce dokular üzerindeki statik ve dinamik kuvvetleri belirlemek gerekir.

Bilgisayarlı tomografi ile omurga modelinin vücut kütle dağılımı, yer çekimi kuvveti, yer tepki kuvveti ve duruşu belirlenebilmiş, ancak kas kuvvetleri çoklu-cisim modeli kullanılarak tahmin edilmiştir. Kas kuvveti tahmini için rijit bir iskelet model kullanılmıştır. Bu da dokuların sönümleme özelliğinin ihmal edilmesine neden olmaktadır. Diğer rijit modelleme çalışmalarında yaklaşık olarak tanımlanan sönümleme kat sayısı etkisi farklı omur seviyelerindeki geçirgenliğin kontrolü ile yapılmaktadır *(Yang, 2016).* Fakat tez kapsamında yapılan deneysel çalışmanın avantajı omurganın farklı noktalarının kinematik verisinin tanımlanabilmesidir. Bu sayede bilinmeyen sönümleme etkisini tanımlamak yerine neden olduğu sonuç, kinematik veri ile modele tanımlanmıştır. Diğer çalışmalardan başka bir fark ise, omurganın geometrisinin, yer çekimi merkezinin vücut dinamiğine etkisinin ve kasların detaylı fizyolojisinin dikkate alındığı bir model geliştirilmiş olmasıdır. Literatürde yer alan çalışmalara göre düşey titreşim sırasında kasların cevabının uygulanan titreşimin ivme eğrisinin frekansı ile eş zamanlı olduğu sonucuna varılmıştır *(De Oliveira ve Nadal, 2004, Seroussi ve diğ., 1989).* Seidel çalışmasında düşey sinüzoidal titreşimin lumbar seviye kaslarda eş zamanlı EMG artışına neden olduğunu söylemektedir *(Seidel, 1988).* 4.2. kısmında yer alan hesaplanan kas kuvvetleri sonuçları uygulanan titreşimin sinuzoidal ivme eğrisi ile eş zamanlı çıkmıştır ve literatür ile uyumlu sonuç vermektedir. Kas kuvvetindeki bu sonuç, 3.2.4 kısmında yer alan EMG sonucuyla da örtüşmektedir. Kaslardaki bu titreşim frekansına bağlı aktivasyonun yorulmaya neden olacağı öngörülmektedir *(Bongers ve diğ., 1990).*

Omurganın sonlu elemanlar modelindeki kemik yapılar bilgisayarlı tomografi verisi kullanılarak 10 katmanlı olacak şekilde modellenmiştir. Ayrıca fiber, matris ve sıvı-jel yapı tanımlanan detaylı omurlararası disk modeli oluşturulmuştur. Kaslar kuvvet vektörleri olarak modelde yer almaktadır. Panjabi, omurga stabilizasyonunun aktif ve pasif sistemler tarafından sağlandığını belirtmektedir *(Panjabi, 1992a; Panjabi, 1992b).* Aktif sistem, dinamik durum için omurga katılığını sağlamaktadır. Yani kaslar aktif olarak titreşim altında stabiliteyi sağlamaktadır. Diğer bir deyişle dinamik kontrolcüdür. Pasif sistem ise omurgayı hep nötral bölgede tutmaya çalışır. Bu sayede omurga stabilitesinin korunmasına yardımcı olmaktadır. Bu nedenle detaylı modelin gerekliliği pasif sistem içerisinde bulunan ligamentleri modele dâhil

etmektir. Sonlu elemanlar analizinde ligamentler ve fasetler de yer almaktadır. Sonlu elemanlar modelinde zamana bağlı dinamik analiz uygulanmıştır. Literatürde tüm vücut titreşimi etkisinin çalışıldığı sonlu elemanlar omurga modellerinde dinamik kas kuvvetini içeren çalışma bulunmamaktadır. Tez kapsamında deneysel yolla ölçülen açısal hareket, sonlu elemanlar analizinden elde edilen omur açısal hareketi sonuçları ile karşılaştırılmıştır. Deneysel sonuçlarla uyumlu elde edilen açısal hareket sonucuna göre modelin gerçeğe yakın sonuç sağlayacağı doğrulanabilmektedir.

Sonlu elemanlar omurga modeli, 5-7 saniye arası yer tepki ve kas kuvvetlerinin omurgaya etkisini araştırmak için analiz edilmiştir. Kemik ve omurlararası disk üzerinde oluşan von Mises gerilme değerleri hesaplanmıştır. Omurlararası disk gerilme sonuçlarına göre en yüksek gerilme L5-Sakrum omurlararası diskinde görülmüştür. Sonuçlara göre en yüksek gerilme 4.1 MPa değerine ulaşmaktadır ki bu sonuç L5-Sakrum omurlararası disk gerilme değerinin akma sınırını aştığını göstermektedir *(Stemper ve diğ., 2014).* Kas kuvvetlerinin %30 seviyelerine ulaşması sonucunda omurlararası disk gerilmesini sadece L5-Sakrum omurlararası disk için bile olsa akma sınırına oldukça yaklaştırmıştır. L5/S1 omurlararası diskinin titreşim kaynağına yakın olması ve lordoz açısı nedeniyle yerçekimi merkezine uzak olması yüksek gerilme çıkmasının nedeni olarak düşünülmektedir. Tablo 4.1'den görülmektedir ki modeldeki diğer omurlararası disklerde ortaya çıkan gerilme değerleri akma sınırı altındadır. Düşey titreşim nedeniyle omurlararası diskin sürekli çekme-basmaya maruz kaldığı sonuçlardan görülmektedir. Bunun sonucunda deformasyona bağlı ağrıya neden olacağı öngörülmektedir.

Sonlu elemanlar analizine göre en yüksek gerilme L4 omurunda görülmüştür. Sonuçlara göre en yüksek gerilme kortikal kemik için 29.2 MPa, gözenekli kemik 0.4 MPa değerine ulaşmaktadır. Tablo 4.2'den görülmektedir ki kemik yapı üzerindeki tüm gerilme değerleri akma sınırı altındadır *(Bayraktar ve diğ., 2004; Morgan ve Keaveny, 2001).* 4.3.1 kısmında omurlar üzerindeki sonuçlar gerilmelerin arka elemanlarda artış gösterdiğine işaret etmektedir. Analiz sonuçlarında elde edilen bu sonuç literatürde de görülmektedir *(Collier, 2014).* Bu sonuca göre omurganın lomber bölge lordoz eğriliğinin omurga stabilitesine katkı sağladığı düşünülmektedir. Omurun posteriorundaki yapıların (pedikül, lamina, spinoz çıkıntı ve faset) stabiteyi sağlamada etken olduğu dolayısıyla, gerilmelerin de bu bölgede yükseldiği gösterilmektedir. Bunun bir başka nedeninin de omurgada stabilite sağlamak için özellikle bu bölgede yer alan kasların aktifleşmesi de gösterilebilir. Ayari ve diğ.'in sonlu elemanlar analizi

sonucuna göre basma kuvvetinin yarattığı gerilmeler omurga seviyesine göre değişmediği belirtilmektedir *(Ayari ve diğ., 2009)*. Fakat literatürde yer alan bu modelde kas kuvvetleri bulunmamaktadır. Tez kapsamında dinamik kas kuvvetlerini içeren model kullanıldığından farklı omurga seviyesine göre sonuçların elde edildiği düşünülmektedir. Sonlu elemanlar analizine göre en yüksek genleme değerleri gerilme analizinde olduğu gibi L5-Sakrum omurlararası diskinde görülmüştür. Sonuçlara göre en yüksek gerilme L5-Sakrum için %0.24 değerine ulaşmaktadır. Tablo 4.3'den görülmektedir ki omurlararası disklerde ortaya çıkan genleme değerleri akma sınırı altındadır *(Stemper ve diğ., 2014)*. Gerilme omurgaya gelen kuvvetlere ve omurganın geometrisine bağlıdır. Genleme ise omurganın malzeme özelliklerine bağlıdır ve omurga yapısının deformasyonunu gösterir. Omurlararası disklerde genleme sonuçlarının akma sınırını geçmediği fakat, gerilme sonuçlarının ise geçtiği hesaplanmıştır. Bu sonuç malzeme özelliğinin yeterli doğrulukta tanımlanmadığını gösteriyor olabilir. Genlemeye bağlı elastisite modeli değerlerinin sorgulanması gerekliliğini göstermektedir. Ayrıca omurlararası diskte genleme değeri akma limiti altında ve gerilme değerinin akma limiti üstünde olması tanımlanan hiperelastik malzeme modelinin yapının gerilme-genleme ilişkisi eğiminin yüksek tanımlandığını göstermektedir. Bu sonuç, D1 esneklik modülünün daha yüksek bir değer olarak tanımlabileceği yönünde öngörüye ulaştırmaktadır.

Analiz sonuçlarına göre en yüksek genleme L1 omurunda görülmüştür. Sonuçlara göre en yüksek genleme L1 omuru için gözenekli kemikte %0.29 ve kortikal kemikte %0.1 değerine ulaşmaktadır. Tablo 4.4'den görülmektedir ki tüm kemik yapılardaki genleme değerleri akma sınırı altındadır *(Bayraktar ve diğ., 2004; Morgan ve Keaveny, 2001)*.

Şekil 3.24'de L5 omuru fleksiyon/ekstansiyon grafiğine bakıldığında 5.6 saniyede ekstansiyona olduğu anlaşılmaktadır. Şekil 3.14'de 5.6 saniyede kas kuvvetinin ve EMG sonuçlarının yüksek genliğe ulaştığı görülmektedir. En yüksek gerilme değeri 5.6 saniyede L4 omuru arka elemanlarında görülmektedir (Şekil 4.13). Omurda en yüksek gerilmeye ulaşılan ekstansiyon hareketi sırasında omurlararası diskte en yüksek gerilme gözlemlenmemiştir. Bunun nedeni ekstansiyon hareketi sırasında arka elemanların omurların yük taşımaya ve zorlanmaya daha çok maruz kalması olarak düşünülmektedir. Bu sonuç ekstansiyon hareketi esnekliğinin az olması nedeni faset ve arka elemanlar olması sebebiyle açıklanabilir *(Markolf ve diğ., 1972)*. Şekil 3.24'de L5 omuru fleksiyon/ekstansiyon grafiğine bakıldığında 6.9 saniyede açısal hareket yapmadığı görülmektedir. Şekil 4.11 ve Şekil 4.16'da nötr omurga pozisyonunda

omurlararası diskte en yüksek gerilme-genleme 6.9 saniyede gözlemlenmektedir. Şekil 4.12 ve Şekil 4.17'de nötr omurga pozisyonunda omurlararası diskin orta bölümünde gerilme-genleme dağılımının oluştuğu gözlemlenmektedir. Ayrıca, Şekil 3.14'de 6.9 saniyede kas kuvvetinin ve EMG sonuçlarının yüksek genliğe ulaştığı görülmektedir. Bu sonuçlar incelendiğinde, 6.9 saniyede kasların omurga stabiletisini sağlamak için yeterli geldiği söylenebilir. Stabilitenin sağlanabildiği 6.9 saniyede omurlararası disk yapısını zorlayıcı gerilme-genleme değerleri gözlemlenmiştir. 5.6 ve 6.9 saniyede kas kuvvetleri ve EMG'de artış gözlemlenirken 5.6 saniyede stabiliteyi sağlamak konusunda kaslar yeterli olmamıştır. Bunun sonucunda omurlarda ekstansiyon sırasında yüksek gerilme-genleme görülmüştür. Sonlu elemanlar analizinde kullanılan pasif dengeleyici olan ligamentlerin omurga stabilitesinde etkili olduğunu göstermektedir.

Genel olarak yüksek gerilme ve genlemeler titreşim kaynağına yakın olan alt lumbar bölgede elde edilmiştir. 4.2. kısmındaki grafikler gerilme-genlemelerin titreşim genliği ile eş zamanlı artış gösterdiğine işaret etmektedir. Bu durum EMG deneysel sonuçları için de geçerli bulunmuştur. Eş zamanlı EMG artışı ve eş zamanlı kas kuvveti artışı, omurlararası disk ve omurlar üzerindeki gerilme-genleme artışına neden olmuştur. Bu sonuç ise muhtemel lumbar bölge ağrılarına sebep olacaktır *(Bongers ve diğ., 1990).*

Etik nedenlerden dolayı insan vücuduna zarar vermemeyi gözetecek deneysel şartlar oluşturabilmek için tez kapsamında çeşitli kısıtlar uygulanmıştır. Ayrıca deneysel ekipmanların sınırlı olması ve biyodinamik insan vücudunun bilinmeyen yapılarını matematiksel modellerde tanımlayabilmenin zorluğu da tez kapsamında çeşitli kısıtlara neden olmuştur. Sinuzoidal titreşimle yapılan ölçümlerde bazı gönüllülerin rezonans frekansı tam olarak ölçüm yapılan frekansa eşit olmaması görünür kütle, geçirgenlik ve EMG RMS genliklerinin muhtemelen düşük olmasına neden olmuştur. İvmeölçerler ile ölçülen ivme değerinden elde edilen konum verisi integral yöntemiyle yaklaşık olarak hesaplanabilmektedir. Konum verisini dinamik elde edebilen ölçme sisteminin kullanılmamış olması çalışmanın bir kısıtıdır. Deneylerde omurga çıkıntısı hizasında cilde yerleştirilen ivmeölçerlerden elde edilen değerler cilt dokusu ihmal edilerek omurun ivme değeri olarak tanımlanmıştır. EMG ölçümlerinde karşılaşılan bir sorun sessiz kaslardır; diğer bir ifadeyle kas aktivasyonun olmamasıdır. Omurganın yüzeyel kaslarını kaydederken kas sessizliğinin en önemli nedeni, tüm vücut titreşimine maruz kalınan ilk anda derin kısa kasların omurga dengesini sağlamak için önce aktive olmasıdır, daha derin kas

aktivasyonunun sEMG tarafından kaydedilememesi ölçümler sırasında aktivasyon seviyesinin düşük olmasının nedeni olabilir *(Collier, 2014)*. Seidel (2005) derin kısa kasların ilk algılayıcı olarak önce kasılmasının nedeninin yüzeyel uzun kasların derin kısa kaslardan 6 kata varan daha az sayıda duyu lifine sahip olması şeklinde açıklamıştır *(Seidel, 2005)*. Yüzeyel kasların tüm vücut titreşimi sırasında sessiz kalmasının ana nedeninin bu olduğu düşünülmektedir. Callaghan ve Nadine (2002) sırt kaslarından EMG verisi alarak bel ağrısı ve oturma pozisyonunun ilişkisini incelemişlerdir. Bunun için öne eğilerek ve kendini rahat bıraktığı oturuş pozisyonlarında erektörspina kaslarının EMG verisi almışlardır *(Callaghan ve Nadine, 2002)*. Lumbar erektör spinanın kas aktivitesinin artmadığını bulmuş ve omurganın ligament gibi pasif dokularının omurgayı desteklediğini bulmuşlardır. Yazarlar, ligamentlerin ağrı reseptörü görevi gören çok sayıda serbest sinir ucu içerdiğinden dolayı potansiyel bir bel ağrısı kaynağı olabileceğini iddia etmiştir. Ayrıca, ligament ve lumbodorsal fasya gibi omurganın pasif dokularının, omurgadaki yükü desteklemek için gerildiği literatürde yer almaktadır *(Callaghan ve Nadine, 2002; Toussaint ve diğ., 1995)*. Tüm vücut titreşimi sırasında alınan EMG ölçümlerinde az kas aktivasyonu elde edilmesinin sebebi pasif dokuların omurga yükünü desteklemesi gösterilebilir. Ayrıca Farina ve diğ. (2008) çok kanallı yüzeyel EMG cihazlarında motor birimlerin %83 kadarının kaydedilebildiğini bildirmiştir *(Farina ve diğ., 2008)*. Bu nedenle ölçülen EMG değerlerinin daha düşük genlikle kaydedildiği gerçeğini ihmal edilemez. EMG ölçümleri sırasında karşılaşılan diğer bir problem, EMG'de görülen elektromekanik gecikmedir. Eşzamanlı ölçümlerde, EMG'den kaydedilen sinyaller ile ivme geçirgenliği, görünür kütle gibi diğer biyodinamik tepkiler arasında bir gecikme olabilir. Cavanagh ve Paavo (1979) elektromekanik gecikmenin, aksiyon potansiyeli ile çapraz köprü döngüsünün tamamlanması arasındaki fizyolojik gecikmeden kaynaklandığını açıklamıştır *(Cavanagh ve Paavo, 1979)*. Literatürde, tüm vücut titreşimine maruz iken rezonans frekansı altında, titreşim frekanslarının farklı oranlarda yavaş ve hızlı liflerin aktivasyonunu gerçekleştireceği için doğrusal olmayan elektromekanik gecikmelere neden olacağı söylenmektedir *(Blüthner ve diğ., 2002)*. Rohlmann ve diğ. (2010) çalışmasında 16 Hz titreşim frekansı altında EMG'de elektromekanik gecikmenin olmadığını belirtmektedir *(Rohlmann ve diğ., 2010)*. Modelleme ve analiz aşamasında da çeşitli kısıtlar uygulanmıştır. OpenSim'in kütüphanesinde var olan omurga modeli ölçeklenerek kullanılmıştır. Sağlıklı gönüllülerin BT ve manyetik rezonans görüntüleme verisini toplamak etik açıdan mümkün olmadığından kişiye özel kas-iskelet sistemi bu ihmal dâhilinde oluşturulmuştur. Modelde yer alan kemik dokuların kütle merkezleri

yapılan hesaplamalarda oldukça önemlidir, çünkü dokular, kütle merkezi ve kütle değeri ile tanımlanıp dinamik hesaba katılırlar. Kütle merkezi kadavra çalışmasına göre kullanılan modelde yaklaşık olarak tanımlanmıştır. Ayrıca, kas-iskelet modelinde agonist-antigonist kas tanımı yapılmamıştır. Yumuşak doku hareketi ihmal edilmiştir. Koltuktan ölçülen ivme ve kuvvet pelvis tuberosity bölümüne direkt uygulanmıştır. Fakat pelvisin PSIS bölümünden de ivme ölçümü yapılarak modelde tanımlanmış olması kısıtın olumsuz etkisini azaltmaktadır. Statik optimizasyon yönteminde OpenSim'in mevcut amaç fonksiyonu kullanılmıştır. Titreşim hareketinin karekterine daha uygun bir amaç fonksiyonu ile analizlerin yapılması elde edilecek kas kuvvetlerini ve dolayısıyla sonlu elemanlar analizi sonucunu değiştirebilecek etkiye sahiptir. Ancak programın çalışma prensibine mevcut bilgiler dahilinde müdahale edilemediği için analizler bu kabul dahilinde yapılmıştır. Ayrıca statik optimizasyon ile kas kuvveti tahmini sırasında ligamentlerin etkisinin alınmaması çalışmanın bir diğer kısıtıdır. Fakat bu kısıt ikinci rezonans frekansının etkisi üzerine çalışılsaydı daha önemli olacaktı. Çünkü deneysel sonuçlara göre kas aktivasyonu ikinci rezonans frekansında çok etkin değildir. Bu da ligamentlerin omurgayı stabilleştirmeye çalıştırdığı ihtimalini düşündürmektedir. İkinci rezonans seviyesi çalışma için statik optimizasyon sonucunun yeterli gelmeyeceği fakat tez kapsamında incelenen birinci rezonans frekansı için yeterli olacağı düşünülmüştür. Tendon ve ligamentin yaratacağı etkinin modelde dengesizliğe neden olmaması için eklemlere yerleştirilen motorlardan destek alınmaktadır. Fakat bu da üretilen kas aktivasyonu genliklerinde düşük sonuca neden olmuştur. Hem kas-iskelet analizi hem de sonlu elemanlar analizinde detaylı kas modeli yer alsa da gerçekte var olan kas modeli sayısına erişilememiştir. Yine de en aktif olan dolayısıyla en önemli kaslar ihmal edilmemiştir. Literatürde, kalça eklemi kaslarının (gluteus maximus, biceps femoris, semimembronosus ve semitendinosus) stabiliteye etkisinin var olduğu yer almaktadır *(Collier, 2014)*. Fakat tez kapsamındaki modellerde bu kaslar yer almamaktadır. Deneysel sonuçlara göre vücut katılığı, içinde bulunan dinamik koşullara göre değişmektedir. Bu doğrusal olmayan vücut tepkisi kas-iskelet modelinde dinamik kas özelliği olarak tanımlanmamıştır.

Sonuç olarak, bu tez çalışması ile deneysel veriye dayalı kas kuvvetleri ve ona bağlı olarak dokularda gerilme-genleme değerleri hesaplanmıştır. 2 ms^{-2} RMS genliğinde ve 4 Hz frekansındaki titreşimin omurlararası disk gerilme sonucuna göre L5-Sakrum omurga seviyesinde deformasyona neden olabileceği sonucuna varılmıştır.

KAYNAKLAR

Abaqus Manual, A.B.A.Q.U.S., 2006, *CAE: User's Manual* (versiyon 6.6), Bölüm 17.6, ABAQUS Inc., USA.

Abdi, H., 2007, *Bonferroni and Šidák corrections for multiple comparisons*, Encyclopedia of measurement and statistics, 3: 103-107.

Aihara, T. ve diğ., 2002, Does the morphology of the iliolumbar ligament affect lumbosacral disc degeneration?, *Spine*, 27(14), 1499-1503.

Argoubi, M. ve Shirazi-Adl, A., 1996, Poroelastic creep response analysis of a lumbar motion segment in compression. *Journal of biomechanics*, *29*(10), 1331-1339.

Åström, C., 2008, *Effects of vibration on muscles in the neck and upper limbs: with focus on occupational terrain vehicle drivers*, Thesis (PhD), Umeå University, Sweden.

Allen, G., 1978, A critical look at biomechanical modeling in relation to specifications for Human tolerance of vibration and shock, *AGARD Conference proceedings*, Paris, France, 6–10.

Arslan, Y. Z., 2015, Experimental assessment of lumped-parameter human body models exposed to whole body vibration, *Journal of mechanics in medicine and biology*, 15(03), 1550023.

Ayari, H. ve diğ., 2009, Evaluation of lumbar vertebra injury risk to the seated human body when exposed to vertical vibration, *Journal of sound and vibration*, 321(1-2), 454-470.

Babuška, I., 1973, The finite element method with Lagrangian multipliers, *Numerische mathematik*, 20(3), 179-192.

Balasubramanian, V., Ashwani, D. ve Shobhit, R., 2011, Analysis of muscle fatigue in helicopter pilots, *Applied ergonomics*, 42(6), 913-918.

Bayraktar, H.H. ve diğ., 2004, Comparison of the elastic and yield properties of human femoral trabecular and cortical bone tissue, *Journal of biomechanics*, *37*(1), 27-35.

Bazrgari, B., Shirazi-Adl, A. ve Kasra, M., 2008a, Seated whole body vibrations with high-magnitude accelerations—relative roles of inertia and muscle forces, *Journal of biomechanics*, 41(12), 2639-2646.

Bazrgari, B., Shirazi-Adl, A. ve Kasra, M., 2008b, Computation of trunk muscle forces, spinal loads and stability in whole-body vibration, *Journal of sound and vibration*, 318(4-5), 1334-1347.

Bazzarelli, M. ve diğ., 2003, A wearable computer for physiotherapeutic scoliosis treatment, *IEEE Transactions on instrumentation and measurement*, 52(1), 126-129.

Bennett, D.L. ve diğ., 1989, Comparison of integrated electromyographic activity and lumbar curvature during standing and during sitting in three chairs, *Physical therapy*, 69(11), 902-913.

Bernhardt, M. ve Bridwell, K.H., 1989, Segmental analysis of the sagittal plane alignment of the normal thoracic and lumbar spines and thoracolumbar junction, *Spine*, 14(7), 717–721.

Biering-Sorensen, F., 1984, A one-year prospective study of low back trouble in a general population: the prognostic value of low back history and physical measurements, *Dan Med Bull*, 31, 362-375.

Blüthner, R., Seidel, H. ve Hinz, B., 2002, Myoelectric response of back muscles to vertical random whole-body vibration with different magnitudes at different postures, *Journal of sound and vibration*, 253(1), 37-56.

Bogduk, N., 2005, *Clinical anatomy of the lumbar spine and sacrum*, Elsevier health sciences.

Bongers, P.M. ve diğ., 1990, Back pain and exposure to whole body vibration in helicopter pilots, *Ergonomics*, 33(8), 1007-1026.

Boileau, P.E.′ ve Rakheja S., 1998, Whole-body vertical biodynamic response characteristics of the seated vehicle driver: measurement and model development, *International journal of industrial ergonomics*, 22(6), 449–472.

Brinckmann, P. ve diğ., 1998, Quantification of overload injuries to thoracolumbar vertebrae and discs in persons exposed to heavy physical exertions or vibration at the workplace Part II Occurrence and magnitude of overload injury in exposed cohorts, *Clinical biomechanics*, 13: 1-36.

Bruno, A.G., Bouxsein, M.L. ve Anderson, D.E., 2015, Development and validation of a musculoskeletal model of the fully articulated thoracolumbar spine and rib cage, *Journal of biomechanical engineering*, 137(8), 081003.

British Standard, 1987, Guide to measurement and evaluation of human exposure to whole-body mechanical vibration and repeated shock, *BS 6841*, London.

Bull, A.M. ve McGregor, A.H., 2000, Measuring spinal motion in rowers: the use of an electromagnetic device, *Clinical biomechanics*, 15(10), 772-776.

Callaghan, J.P. ve Nadine M.D., 2002, Examination of the flexion relaxation phenomenon in erector spinae muscles during short duration slumped sitting, *Clinical biomechanics*, 17(5), 353-360.

Cavanagh, P.R. ve Paavo, V.K., 1979, Electromechanical delay in Human skeletal muscle under concentric and eccentric contractions, *European journal of applied physiology and occupational physiology*, 42(3), 159-163.

Chadha, M. ve diğ., 2003, Pedicle morphology of the lower thoracic, lumbar, and S1 vertebrae: an Indian perspective, *Spine*, 28(8), 744-749.

Chazal, J. ve diğ., 1985, Biomechanical properties of spinal ligaments and a histological study of the supraspinal ligament in traction, *Journal of biomechanics*, 18(3), 167-176.

Cheung, J.T.M., Zhang, M. ve Chow, D.H.K., 2003, Biomechanical responses of the intervertebral joints to static and vibrational loading: a finite element study, *Clinical biomechanics*, 18(9), 790-799.

Cho, I.Y. ve diğ., 2015, The effect of standing and different sitting positions on lumbar lordosis: radiographic study of 30 healthy volunteers, *Asian spine journal*, 9(5), 762.

Christophy, M. ve diğ., O.M., 2012, A musculoskeletal model for the lumbar spine, *Biomechanics and modeling in mechanobiology*, 11(1-2), 19-34.

Clark, R., McGough, R. ve Paterson, K., 2011, Reliability of an inexpensive and portable dynamic weight bearing asymmetry assessment system incorporating dual Nintendo Wii balance boards, *Gait&Posture*, 34(2), 288-291.

Coermann, R.R., 1962, The mechanical impedance of the human body in sitting and standing positions at low frequencies, *Human factors*, 4(5), 227–253.

Collier, R., 2014, *An anatomical and surface electromyography study of the fatigue characteristics of Longissimus Thoracis pars Thoracis, Iliocostalis Lumborum pars Thoracis and Lumbar Multifidus,* Thesis (PhD), University of Southampton, UK.

Conway, R. ve diğ., 2016, Associations between trunk extension endurance and isolated lumbar extension strength in both asymptomatic participants and those with chronic low back pain. *Healthcare*, 4(3), 70.

Cramer, G.D. ve Darby, S.A., 1995, *Basic and clinical anatomy of the spine , spinal cord, and ANS*, St. Louis: Elsevier Mosby, Missouri.

David, G.W. ve diğ., 1996, Muscular response to sudden load: a tool to evaluate fatigue and rehabilitation, *Spine*, 21(22), 2628-2639.

De Leva, P., 1996, Adjustments to Zatsiorsky–Seluyanov's segment inertia parameters, *Journal of biomechanics*, 29(9), 1223–1230.

De Luca, C.J., 2002, *Surface electromyography: Detection and recording*, DelSys Incorporated, 10(2), 1-10.

De Luca, C., 2006, *Electromyography*, Encyclopedia of medical devices and instrumentation.

De Luca, C.J. ve diğ., 2010, Filtering the surface EMG signal: Movement artifact and baseline noise contamination, *Journal of biomechanics*, 43(8), 1573-1579.

De Oliveira, C.G., Simpson, D.M. ve Nadal, J., 2001, Lumbar back muscle activity of helicopter pilots and whole-body vibration, *Journal of biomechanics*, 34(10), 1309-1315.

De Oliveira, C.G. ve Nadal, J., 2004, Back muscle EMG of helicopter pilots in flight: effects of fatigue, vibration, and posture, *Aviation, space, and environmental medicine*, 75(4), 317-322.

Del Rosario, M., Redmond, S. ve Lovell, N., 2015, Tracking the evolution of smartphone sensing for monitoring human movement, *Sensors*, 15(8), 18901-18933.

Delp, S.L. ve diğ., 2007, OpenSim: open-source software to create and analyze dynamic simulations of movement, *IEEE Transactions on biomedical engineering*, 54(11), 1940-1950.

DeVries, N.A., 2011, *The biomechanics of the sheep cervical spine: an experimental and finite element analysis*, Thesis (PhD), Iowa Üniversitesi.

Doğru, S.C. ve diğ., 2018a, Assessment of the biodynamic response of human body exposed to whole-body vibration using apparent mass and muscle activation level, *8th World congress of biomechanics*, Dublin, Ireland, July 8-12, 2018.

Doğru, S.C., Cansiz, E. ve Arslan, Y.Z., 2018b, A review of finite element applications in oral and maxillofacial biomechanics, *Journal of mechanics in medicine and biology*, 18(02), 1830002.

Doğru, S.C., 2018, Nonlinear finite element analysis of intervertebral disc: A comparative study, *Sakarya University journal of science*, 22(5), 1282-1287.

Dolan, K.J. ve Green, A., 2006, Lumbar spine reposition sense: the effect of a "slouched" posture, *Manual therapy*, 11(3), 202-207.

Dunlop, R.B. ve Adams, M.A., 1984, Disc space narrowing and the lomber facet joints, *The bone and joint journal*, British volume 66(5), 706-710.

Duprey, S. ve diğ., 2010, Biomechanical properties of the costovertebral joint, *Medical engineering and physics*, 32(2), 222–227.

Dupuis, H. ve Zerlett, G., 1987, Whole-body vibration and disorders of the spine, *International archives of occuptational and environmental health*, 59(4), 323-336.

Dupuis, H. ve Zerlett, G., 2012, *The effects of whole-body vibration*, Springer science ve business media.

Eberlein, R., Holzapfel, G.A. ve Schulze-Bauer, C.A., 2001, An anisotropic model for annulus tissue and enhanced finite element analyses of intact lumbar disc bodies, *Computer methods in biomechanics and biomedical engineering*, *4*(3), 209-229.

El-Khatib, A. ve Guillon, F., 2001, Lumbar intradiscal pressure and whole-body vibration–first results, *Clinical biomechanics*, 16: 127-134.

Elliott, D.M. ve Setton, L.A., 2001, Anisotropic and inhomogeneous tensile behavior of the human anulus fibrosus: experimental measurement and material model predictions, *Journal of biomechanical engineering*, 123(3), 256-263.

Enoka, R.M. ve Duchateau, J., 2008, Muscle fatigue: what, why and how it influences muscle function, *The journal of physiology*, 586(1), 11-23.

Farina, D. ve diğ., 2008, Detecting the unique representation of motor-unit action potentials in the surface electromyogram, *Journal of neurophysiology*, *100*(3), 1223-1233.

Fratini, A. ve diğ., 2009, Muscle motion and EMG activity in vibration treatment, *Medical engineering ve physics*, 31(9), 1166-1172.

Fritz, I.M., 1998, Three-dimensional biomechanical model for simulating the response of the human body to vibration stres, *Medical biological engineering and computing*, 36(6), 686-692.

Gayzik, F.S. ve diğ., 2008, Quantification of age-related shape change of the human rib cage through geometric morphometrics, *Journal of biomechanics*, 41(7), 1545–1554.

Granata, K.P. ve Orishimo, K.F., 2001, Response of trunk muscle coactivation to changes in spinal stability, *Journal of biomechanics*, 34(9), 1117-1123.

Griffin, M.J., 1990, *Handbook of human Vibration*, London: Academic Press, p.1.

Griffin, M.J., 2007, Discomfort from feeling vehicle vibration, *Vehicle system dynamics*, 45(7-8), 679-698.

Grujicic, M. ve diğ., 2009, Seat-cushion and soft-tissue material modeling and a finite element investigation of the seating comfort for passenger-vehicle occupants, *Materials&Design*, 30(10), 4273-4285.

Gupta, S. ve Dan, P., 2004, Bone geometry and mechanical properties of the human scapula using computed tomography data, *Trends biomater artif organs*, 17(2), 61-70.

Guo, L. X., Zhang, M. ve Teo, E.C., 2007, Influences of denucleation on contact force of facet joints under whole body vibration, *Ergonomics*, 50(7), 967-978.

Helgason, B. ve diğ., 2008, Mathematical relationships between bone density and mechanical properties: a literature review, *Clinical biomechanics*, *23*(2), 135-146.

Hermens, H.J. ve diğ., 1999, European recommendations for surface electromyography, *Roessingh research and development*, 8(2), 13-54.

Hermus, J. ve diğ., 2015, Posture monitor for vibration exercise training, *Biomedical conference*, Great Lakes, USA, 14-17 May 2015, pp.1-4. IEEE.

Heuer, F. ve diğ., 2007, Stepwise reduction of functional spinal structures increase range of motion and change lordosis angle, *Journal of biomechanics*, *40*(2), 271-280.

Hicks, J.L. ve diğ., 2015, Is my model good enough? Best practices for verification and validation of musculoskeletal models and simulations of movement, *Journal of biomechanical engineering*, *137*(2), 020905.

Hill, A.V., 1938, The heat of shortening and dynamics constants of muscles, *Proceedings of the royal society of London,* Series B-Biological Sciences, 126(843), 136–195.

Hinz, B. ve diğ., 2006, Apparent mass of seated man—First determination with a soft seat and dynamic seat pressure distributions, *Journal of sound and vibration*, 298(3), 704-724.

Huber, M.E. ve diğ., 2015, Validity and reliability of Kinect skeleton for measuring shoulder joint angles: a feasibility study, *Physiotherapy*, 101(4), 389–393.

Huurnink, A. ve diğ., 2013, Comparison of a laboratory grade force platform with a Nintendo Wii balance board on measurement of postural control in single-leg stance balance tasks, *Journal of biomechanics*, 46(7), 1392-1395.

Huynh, K.T. ve diğ., 2015, Development and validation of a discretised multi-body spine model in LifeMOD for biodynamic behaviour simulation, *Computer methods in biomechanics and biomedical engineering*, 18(2), 175-184.

Iatridis, J.C. ve diğ., 1996, Is the nucleus pulposus a solid or a fluid? Mechanical behaviors of the nucleus pulposus of the human intervertebral disc, *Spine*, 21(10), 1174-1184.

Iatridis, J.C. ve diğ., 1997, Alterations in the mechanical behavior of the human lumbar nucleus pulposus with degeneration and aging, *Journal of orthopaedic research, 15*(2), 318-322.

ISO 2631-1, 1997, *Mechanical vibration and shock – evaluation of human exposure to whole-body vibration – part 1: general requirements*, International Organization for Standardization.

Jørgensen, K., Nicholaisen, T. ve Kato, M., 1993, Muscle fiber distribution, capillary density, and enzymatic activities in the lumbar paravertebral muscles of young men. Significance for isometric endurance, *Spine*, 18(11), 1439-1450.

Joshi, A.B., 2004, *Mechanical behavior of the human lumbar intervertebral disc with polymeric hydrogel nucleus implant: An experimental and finite element study*, Thesis (PhD), Drexel University.

Kapandji, I.A., 1974, *Physiology of the joints: The trunk and the vertebral column:* Volume 3, Edinburgh: Churchill Livingstone.

Karabulut, D. ve diğ., 2017, Comparative evaluation of EMG signal features for myoelectric controlled human arm prosthetics, *Biocybernetics and biomedical engineering*, 37(2), 326-335.

Kitazaki, S. ve Griffin, M.J., 1995, A data correction method for surface measurement of vibration on the human body, *Journal of biomechanics*, 28(7), 885-890.

Klingner, B.M. ve Shewchuk, J.R., 2008, Aggressive tetrahedral mesh improvement, *Proceedings of the 16th international meshing roundtable*, Berlin, Heidelberg, Springer, pp. 3-23.

Konrad, P., 2005, *The ABC of EMG: A practical introduction to kinesiological electromyography*, Bölüm 1, 30-35.

Kuntz, C. ve diğ., 2007, Neutral upright sagittal spinal alignment from the occiput to the pelvis in asymptomatic adults: A review and resynthesis of the literature, *Journal of neurosurgery: Spine*, 6(2), 104–112.

Kurtz, S.M. ve Edidin A., 2006, *Spine technology handbook*, Elsevier Academic Press, USA.

Kurutz, M., 2010, *Finite element modelling of human lumbar spine*, Finite element analysis, David Moratal (Ed.), ISBN: 978-953-307-123-7.

Lee, R.Y., Laprade, J. ve Fung, E.H., 2003, A real-time gyroscopic system for three-dimensional measurement of lumbar spine motion, *Medical engineering ve physics*, 25(10), 817-824.

Lee, C. K., Kim, Y. E., Lee, C. S., Hong, Y. M., Jung, J. M. ve Goel, V. K., 2000, Impact response of the intervertebral disc in a finite-element model, *Spine*, *25*(19), 2431-2439.

Lemosse, D. ve diğ., 1998, Characterization of the mechanical behaviour parameters of the Costo-vertebral joint, *European spine journal*, 7(1), 16–23.

Li W., Zhang, M., Lv, G. ve diğ., 2015, Biomechanical response of the musculoskeletal system to whole body vibration using a seated driver model, *International journal of ındustrial ergonomics*, 45, 91-97.

Liang, C.C. ve Chiang C.F., 2006, A study on biodynamic models of seated human subjects exposed to vertical vibration, *International journal of industrial ergonomics*, 36(10), 869-890.

Lin, Y.C. ve diğ., 2012, Comparison of different methods for estimating muscle forces in human movement, *Proceedings of the institution of mechanical engineers, part H: Journal of engineering in medicine*, 226(2), 103-112.

Liu, X.X., Shi, J. ve Li, G.H., 1998, Biodynamic response and injury estimation of ship personnel to ship shock motion induced by underwater explosion, *Proceeding of 69th shock and vibration symposium*, St. Paul, USA, pp. 1–18.

Liu, Y.K., Laborde, J.M. ve Van Buskirk, W.C., 1971, Inertial properties of a segmented cadaver trunk: Their implications in acceleration injuries, *Aerospace medicine*, 42(6), 650–657.

Lopez-Lopez, J.A. ve diğ., 2001, Determination of lumbar muscular activity in helicopter pilots: a new approach, *Aviation, space and environmental medicine*, 72(1), 38-43.

Luoma, K. ve diğ., 2000, Low back pain in relation to lumbar disc degeneration, *Spine*, 25(4), 487-492.

Macneal, R.H. ve Harder, R.L., 1985, A proposed standard set of problems to test finite element accuracy, *Finite elements in analysis and design*, 1(1), 3-20.

Madgwick, S.O., Harrison, A.J. ve Vaidyanathan, R., 2011, Estimation of IMU and MARG orientation using a gradient descent algorithm, *2011 IEEE International conference on rehabilitation robotics (ICORR)*, June 2011, pp. 1-7.

Mani, R., Stephan, M. ve John, S.S., 2010, The effect of occupational whole-body vibration on standing balance: A systematic review, *International Journal of industrial ergonomics*, 40(6), 698-709.

Manon, K., Jeroen, D.H. ve Thomas, B.S., 2017, Using inertial sensors for position and orientation estimation, *Foundations and trends in signal processing*, 11(1-2), 1-153.

Mansfield, N.J., 2005, Impedance methods (apparent mass, driving point mechanical impedance and absorbed power) for assessment of the biomechanical response of the seated person to whole-body vibration, *Industrial health*, 43(3), 378-389.

Mansfield, N.J. ve Griffin, M.J., 2000, Non-linearities in apparent mass and transmissibility during exposure to whole-body vertical vibration, *Journal of biomechanics*, 33(8), 933-941.

Mansfield, N.J. ve Griffin, M.J., 2002, Effects of posture and vibration magnitude on apparent mass and pelvis rotation during exposure to whole-body vertical vibration, *Journal of sound and vibration*, 253(1), 93-107.

Mansfield, N.J. ve Maeda, S., 2005, Comparison of the apparent mass of the seated human measured using random and sinuzoidal vibration, *Industrial health*, 43(1), 233-240.

Markolf, K.L. ve diğ., 1972, Deformation of the throcalumbar intervertebral joints in response to external loads, *The journal of bone and joint surgery*, 54(3), 511-533.

Markolf, K.L. ve Morris, J.M., 1974, The structural components of the intervertebral disc: a study of their contributions to the ability of the disc to withstand compressive forces, *The journal of bone and joint surgery*, 56(4), 675-687.

Matsumoto, Y. ve Griffin, M.J., 1998, Dynamic response of the standing human body exposed to vertical vibration: influence of posture and vibration magnitude, *Journal of sound and vibration*, 212(1), 85-107.

Matsumoto, Y. ve Griffin, M.J., 2002, Effect of muscle tension on non-linearities in the apparent masses of seated subjects exposed to vertical whole-body vibration, *Journal of sound and vibration*, 253(1), 77-92.

Merletti, R. ve Di Torino, P., 1999, Standards for reporting EMG data, *Journal of electromyography and kinesiology*, 9(1), 3-4.

McGill, S.M., 2015, *Low back disorders: evidence-based prevention and rehabilitation*, Human kinetics.

Morgado, R.D.Z., Strike, S. ve Lee, R.Y.W., 2013, Measurement of transmission of vibration through the human spine using skin-mounted inertial sensors, *Medical engineering& physics*, 35(5), 690-695.

Morgan, E.F. ve Keaveny, T.M., 2001, Dependence of yield strain of human trabecular bone on anatomic site, *Journal of biomechanics*, *34*(5), 569-577.

Markolf, K.L. ve Morris, J.M., 1974, The structural components of the intervertebral disc: a study of their contributions to the ability of the disc to withstand compressive forces, *The journal of bone and joint surgery*, 56(4), 675-687.

Muksian, R. ve Nash, C.D., 1974, A model for the response of seated *HU*mans to sinuzoidal displacements of the seat, *Journal of biomechanics*, 7(3), 209–215.

Muksian, R. ve Nash, C.D., 1976, On frequency-dependent damping coefficients in lumped-parameter models of human beings, *Journal of biomechanics*, 9(5), 339–342.

Mustafy, T. ve diğ., 2014, Investigation of impact loading rate effects on the ligamentous cervical spinal loadpartitioning using finite element model of functional spinal unit C2–C3, *Journal of biomechanics*, 47(12), 2891-2903.

Myklebust, J.B. ve diğ., 1988, Tensile strength of spinal ligaments, *Spine*, *13*(5), 526-531.

Nachemson, A.L.F. ve Morris, J.M., 1964, In vivo measurements of intradiscal pressure discometry, a method for the determination of pressure in the lower lumbar discs, *The journal of bone and joint surgery*, 46(5), 1077-1092.

Newell, N. ve diğ., 2017, Biomechanics of the human intervertebral disc: a review of testing techniques and results, *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*, 69: 420-434.

OpenSim Manuel, https://simtk-confluence.stanford.edu:8443/display/OpenSim/_reserves+and+residuals [Ziyaret tarihi 01 Ocak 2020].

Oxland, T.R., 2016, Fundamental biomechanics of the spine—what we have learned in the past 25 years and future directions, *Journal of biomechanics*, 49(6), 817-832.

Pankoke, S., Jörg, H. ve Horst, P.W., 2001, Determination of vibration-related spinal loads by numerical simulation, *Clinical biomechanics*, 16: 45-56.

Panjabi, M.M., 1992a, The stabilizing system of the spine. Part I. Function, dysfunction, adaptation, and enhancement, *Journal of spinal disorders*, 5, 383-383.

Panjabi, M.M., 1992b, The stabilizing system of the spine. Part II. Neutral zone and instability hypothesis, *Journal of spinal disorders*, 5: 390-390.

Patil, M.K. ve Palanichamy, M.S., 1988, A mathematical model of tractor–occupant system with a new seat suspension for minimization of vibration response, *Applied mathematical modelling*, 12(1), 63–71.

Pearsall, D., Reid, J. ve Livingston, L., 1996, Segmental inertial parameters of the human trunk as determined from computed tomography, *Annals of biomedical engineering*, 24(2), 198–210.

Pei, L. ve diğ., 2013, Human behavior cognition using smartphone sensors, *Sensors*, 13(2), 1402-1424.

Pintar, F.A. ve diğ., 1992, Biomechanical properties of human lumbar spine ligaments, *Journal of biomechanics*, 25(11), 1351-1356.

Pooni, J.S. ve diğ., 1986, Comparison of the structure of human intervertebral discs in the cervical, throcal and lumbar areas of the spine, *Surgical and radiologic anatomy*, 8(3), 175-182.

Putz, R. ve Pabst R., 1994, *Atlas of human anatomy: thorax, abdomen, pelvis, lower limb,* Urban ve Schwarzenberg.

Qassem, W., 1996, Model prediction of vibration effects on human subject seated on various cushions, *Medical engineering&physics*, 18(5), 350–358.

Quek, J. ve diğ., 2014, Validity and intra-rater reliability of an Android phone application to measure cervical range-of-motion, *Journal of neuroengineering and rehabilitation*, 11(1), 65-1-6.

Rahmatalla, S. ve diğ., 2008, Three-dimensional motion capture protocol for seated operator in whole body vibration, *International journal of ındustrial ergonomics*, 38(5-6), 425-433.

Reddy, V.A.H., Raghu, R.C. ve Sara, E.W., 2010, Neuromotor transmissibility of horizontal seatpan vibration and a mathematical model, *Proceedings of the 3rd American conference on human vibration*, 1-4 June 2010, Iowa City, USA, pp.105-106.

Rohlmann, A. ve diğ., 2001, Influence of a follower load on intradiscal pressure and intersegmental rotation of the lumbar spine, *Spine*, 26(24), E557-E561.

Rohlmann, A. ve diğ., 2003, Analysis of the influence of disc degeneration on the mechanical behaviour of a lumbar motion segment using the finite element method, *Journal of biomechanics*, 39(13), 2484-2490.

Rohlmann, A. ve diğ., 2006, Determination of trunk muscle forces for flexion and extension by using a validated finite element model of the lumbar spine and measured in vivo data, *Journal of biomechanics*, 39(6), 981-989.

Rohlmann, A. ve diğ., 2007, Comparison of the effects of bilateral posterior dynamic and rigid fixation devices on the loads in the lumbar spine: a finite element analysis, *European spine journal*, 16(8), 1223-1231.

Rohlmann, A. ve diğ., 2009, Effect of an artificial disc on lumbar spine biomechanics: a probabilistic finite element study, *European spine journal*, 18(1), 89-97.

Rohlmann, A. ve diğ., 2010, Loads on a spinal implant measured in vivo during whole-body vibration, *European spine journal*, 19(7), 1129-1135.

Ritzmann, R. ve diğ., 2010, EMG activity during whole body vibration: motion artifacts or stretch reflexes?, *European journal of applied physiology*, 110(1), 143-151.

Roetenberg, D. ve diğ., 2005, Compensation of magnetic disturbances improves inertial and magnetic sensing of human body segment orientation, *IEEE Transactions on neural systems and rehabilitation engineering*, 13(3), 395-405.

Ruberté, L.M., Natarajan, R.N. ve Andersson, G.B., 2009, Influence of single-level lumbar degenerative disc disease on the behavior of the adjacent segments-a finite element model study, *Journal of biomechanics*, 42(3), 341-348.

Rubin, C. ve diğ., 2003, Transmissibility of 15-hertz to 35-hertz vibrations to the human hip and lumbar spine: determining the physiologic feasibility of delivering low-level anabolic mechanical stimuli to skeletal regions at greatest risk of fracture because of osteoporosis, *Spine* 28(23), 2621-2627.

Rützel, S., Hinz, B. ve Wölfel, H.P., 2006, Modal description—A better way of characterizing human vibration behavior, *Journal of sound and vibration*, 298(3), 810-823.

Santos, B.R. ve diğ., 2008, A laboratory study to quantify the biomechanical responses to whole-body vibration: The influence on balance, reflex response, muscular activity and fatigue, *International journal of industrial ergonomics*, 38(7-8), 626-639.

Sauro, J. ve Lewis, J.R., 2016, *Quantifying the user experience: Practical statistics for user research,* Morgan Kaufmann.

Schelldorfer, S. ve diğ., 2015, Low back pain and postural control, effects of task difficulty on centre of pressure and spinal kinematics, *Gait&posture* 41(1), 112-118.

Schileo, E. ve diğ., 2007, Subject-specific finite element models can accurately predict strain levels in long bones, *Journal of biomechanics*, 40(13), 2982-2989.

Seidel, H., 1988, Myoelectric reactions to ultra-low frequency and low-frequency whole body vibration, *European journal of applied physiology and occupational physiology*, *57*(5), 558-562.

Seidel, H., Blüthner, R. ve Hinz, B., 2001, Application of finite-element models to predict forces acting on the lumbar spine during whole-body vibration, *Clinical biomechanics*, 16: S57-S63.

Seidel, H., 2005, On the relationship between whole-body vibration exposure and spinal health risk, *Industrial health*, 43(3), 361-377.

Seroussi, R.E., Wilder, D.G. ve Pope, M.H., 1989,Trunk muscle electromyography and whole body vibration, *Journal of biomechanics*, 22(3), 219-229.

Sharma, M., Langrana, N.A. ve Rodriguez, J., 1995, Role of ligaments and facets in lumbar spinal stability, *Spine*, 20(8), 887-900.

Shaw, N.M., 2005, *A Biomechanical Evaluation of Lumbar Facet Replacement Systems*, Thesis (MSc), Toledo Üniversitesi.

Shewchuk, J.R., 2002, *What is a good linear finite element? interpolation, conditioning, anisotropy, and quality measures* (preprint), University of California at Berkeley, 73, 137.

Shih, C.H., Shih C.T. ve Chiang M.S., 2010, A new standing posture detector for people with multiple disabilities to control environmental stimulation by changing their standing posture through a commercial Wii balance board, *Research in developmental disabilities*, 31(1), 281-286.

Shirazi-Adl, A., Ahmed, A.M. ve Shrivastava, S.C., 1986, Mechanical response of a lumbar motion segment in axial torque alone and combined with compression, *Spine*, 11(9), 914-927.

Shirazi–adl, A., 1992, Finite-element simulation of changes in the fluid content of human lumbar discs: mechanical and clinical implications, *Spine*, 17(2), 206-212.

Sirca, A. ve Kostevc, V., 1985, The fibre type composition of thoracic and lumbar paravertebral muscles in man, *Journal of anatomy*, 141, 131.

Spine, A. ve diğ., 2009, Systematic assessment of diagnostic accuracy and therapeutic utility of lumbar facet joint interventions, *Pain physician*, 12, 437-460.

Stemper, B.D. ve diğ., 2014, Mechanical yield of the lumbar annulus: a possible contributor to instability, *Journal of neurosurgery: Spine*, *21*(4), 608-613.

Štern, D. ve diğ., 2013, Quantitative vertebral morphometry based on parametric modeling of vertebral bodies in 3D, *Osteoporosis international*, 24(4), 1357-1368.

Stokes, I.A. ve Gardner-Morse, M., 1999, Quantitative Anatomy of the Lumbar Musculature, *Journal of biomechanics*, 32(3), 311–316.

Stokes, I.A., Gardner-Morse, M., Henry, S.M. ve diğ., 2000, Decrease in trunk muscular response to perturbation with preactivation of lumbar spinal musculature, *Spine*, 25(15), 1957-1964.

Su, X., Tong, H. ve Ji, P., 2014, Activity recognition with smartphone sensors, *Tsinghua science and technology*, 19(3), 235-249.

Suggs, C.W., Abrams, C.F. ve Stikeleather, L.F., 1969, Application of a damped spring-mass human vibration simulator in vibration testing of vehicle seats, *Ergonomics*, 12(1), 79–90.

Taşkın, Y. ve diğ., 2019, Experimental investigation of biodynamic human body models subjected to whole-body vibration during a vehicle ride, *International journal of occupational safety and ergonomics*, 25(4), 530-544.

Thelen, D.G., 2003, Adjustment of muscle mechanics model parameters to simulate dynamic contractions in older adults, *ASME Journal of biomechanical engineering*, 125(1), 70–77.

Thuresson, M. ve diğ., 2005, Mechanical load and EMG activity in the neck induced by different head-worn equipment and neck postures, *International Journal of industrial ergonomics*, 35(1), 13-18.

Timlin, J.A. ve diğ., 2000, Raman spectroscopic imaging markers for fatigue-related microdamage in bovine bone, *Analytical chemistry*, 72(10), 2229-2236.

Toussaint, H.M. ve diğ., 1995, Flexion relaxation during lifting: implications for torque production by muscle activity and tissue strain at the lumbo-sacral joint, *Journal of biomechanics*, 28(2), 199-210.

Vasavada, A.N., Li, S. ve Delp, S.L., 1998, Influence of muscle morphometry and moment arms on the moment-generating capacity of human neck muscles, *Spine*, 23(4), 412–422.

Vrtovec, T. ve diğ., 2012, Analysis of pelvic incidence from 3-dimensional images of a normal population, *Spine*, 37(8), E479-E485.

Wan, Y. ve Schimmels, J.M., 1995, A simple model that captures the essential dynamics of a seated human exposed to whole body vibration, *Advances in bioengineering, ASME*, San Francisco, USA, pp. 333–334.

Wang, W. ve diğ., 2010, Biodynamic response and spinal load estimation of seated body in vibration using finite element modeling, *Industrial health*, 48(5), 557-564.

Wang, Y. ve Rahmatalla, S., 2013, Human head–neck models in whole-body vibration: Effect of posture, *Journal of biomechanics*, 46(4), 702-710.

Wei, L. ve Griffin J., 1998, The prediction of seat transmissibility from measures of seat impedance, *Journal of sound and vibration*, 214(1), 121–137.

White, A.A. ve Panjabi, M.M., 1990, *Kinematics of the Spine*, Clinical biomechanics of the spine, Philadelphia, JB Lippincott Company, 85-127.

Wilke, H.J. ve diğ., 1999, New ın vivo measurements of pressures in the intervertebral disc in daily life, *Spine*, 24(8), 755-762.

Wilke, H.J. ve diğ., 2001, Intradiscal pressure together with anthropometric data–a data set for the validation of models, *Clinical biomechanics*, 16: 111-126.

Wong, K.W. ve diğ., 2006, Continuous dynamic spinal motion analysis, *Spine*, *31*(4), 414-419.

Wu, X., Rakheja, S. ve Boileau, P.É., 1999, Distribution of human–seat interface pressure on a soft automotive seat under vertical vibration, *International journal of industrial ergonomics*, 24(5), 545-557.

Xu, R. ve diğ., 1999, The Quantitative anatomy of the laminas of the spine, *Spine*, 24(2), 107-113.

Xu, X. ve McGorry, R.W., 2015, The validity of the first and second generation Microsoft Kinect™ for identifying joint center locations during static postures, *Applied ergonomics*, 49: 47-54.

Yamada, E. ve diğ., 2005, Vastus lateralis oxygenation and blood volume measured by near-infrared spectroscopy during whole body vibration, *Clinical physiology and functional imaging*, 25(4), 203-208.

Yang, M., 2016, *Effects of sitting posture and seat backrest on the biodynamic response of the human body and prediction of spinal forces during vertical whole-body vibration*, Thesis (PhD), University of Southampton, UK.

Yoganandan, N., Kumaresan, S. ve Pintar, F.A., 2001, Biomechanics of the cervical spine Part 2: Cervical spine soft tissue responses and biomechanical modeling, *Clinical biomechanics*, 16(1), 1-27.

Yoganandan, N. ve diğ., 2017, Fatigue responses of the human cervical spine intervertebral discs, *Journal of mechanical behavior of biomedical materials*, 69: 30-38.

Yoshimura, T., Nakai, K. ve Tamaoki, G., 2005, Multi-body dynamics modelling of seated human body under exposure to whole-body vibration, *Industrial health*, 43(3), 441-447.

Zajac, F.E., 1989, Muscle and tendon: properties, models, scaling, and application to biomechanics and motor control, *Critical reviews in biomedical engineering*, 17(4), 359-411.

Zhang, Z., 2012, Microsoft kinect sensor and its effect, *IEEE multimedia*, 19(2), 4-10.

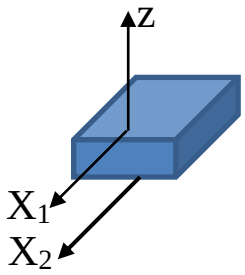
Zhao, H. ve Wang, Z., 2012, Motion measurement using inertial sensors, ultrasonic sensors, and magnetometers with extended kalman filter for data fusion, *IEEE Sensors journal*, 12(5), 943-953.

Zheng, G., Qiu, Y. ve Griffin, M.J., 2012, Vertical and dual-axis vibration of the seated *HU*man body: nonlinearity, cross-axis coupling, and associations between resonances in transmissibility and apparent mass, *Journal of sound and vibration*, 331(26), 5880-5894.

Zhou, H. ve Hu, H., 2008, Human motion tracking for rehabilitation—A survey. *Biomedical signal processing and control*, 3(1), 1-18.

Zimmermann, C.L., Cook, T.M. ve Goel, V.K., 1993, Effects of seated posture on erector spinae EMG activity during whole body vibration, *Ergonomics*, 36(6), 667-675.

EKLER



EK-1 Cihazların teknik bilgisi

Data toplama cihazı

Cihaz 1: NI-USB6211 16bit:

1. Kuvvet_x
Kazanç:1
2.Kuvvet_y
Kazanç:10
3.Kuvvet_z
Kazanç:10
4.External excitation
Kazanç:
5.ivme_seat_z
Kazanç:2
6.ivme_psis_z
Kazanç:10
7.ivme_l5_z
Kazanç:10
8.ivme_l1_z
Kazanç:10
9.ivme_t11_z
Kazanç:10
10.ivme_t7_z
Kazanç:10
11.ivme_psis_x1 (üst taraf)
Kazanç:10
12.ivme_psis_x2 (alt taraf)
Kazanç:10
13. ivme_l5_x1 (üst taraf)
Kazanç:10
14. ivme_l5_x2 (alt taraf)

Cihaz 2: NI-USB6211 16bit:

1.ivme_l1_x1 (üst taraf)
Kazanç:10
2.ivme_l1_x2 (alt taraf)
Kazanç:10
3.ivme_t11_x1 (üst taraf)
Kazanç:10
4. Boş
Kazanç:
5.ivme_t7_x1 (üst taraf)
Kazanç:10
6.ivme_t7_x2 (alt taraf)
Kazanç:10
7.Boş
Kazanç:
8.ivme_t11_x2 (alt taraf)
Kazanç:10

Kazanç:10

15. Boş

Kazanç:

16. Boş

Kazanç:

Multifidus_sağ	Kablo 1 (Kısa Kablo)	1-16 kanal
Iliocostalis_ sağ	Kablo 2 (Kısa Kablo)	17-32 kanal
Longissimus_ sağ	Kablo 3 (Uzun Kablo)	33-48 kanal
Multifidus_sol	Kablo 4 (Kısa Kablo)	49-64 kanal
Iliocostalis_ sol	Kablo 5 (Uzun Kablo)	65-80 kanal
Longissimus _ sol	Kablo 6 (Uzun Kablo)	81-96 kanal
İvme		97 kanal

Trigger düğmesi

Cihaz 1 ve Cihaz 2 arasında

Kuvvet platformu

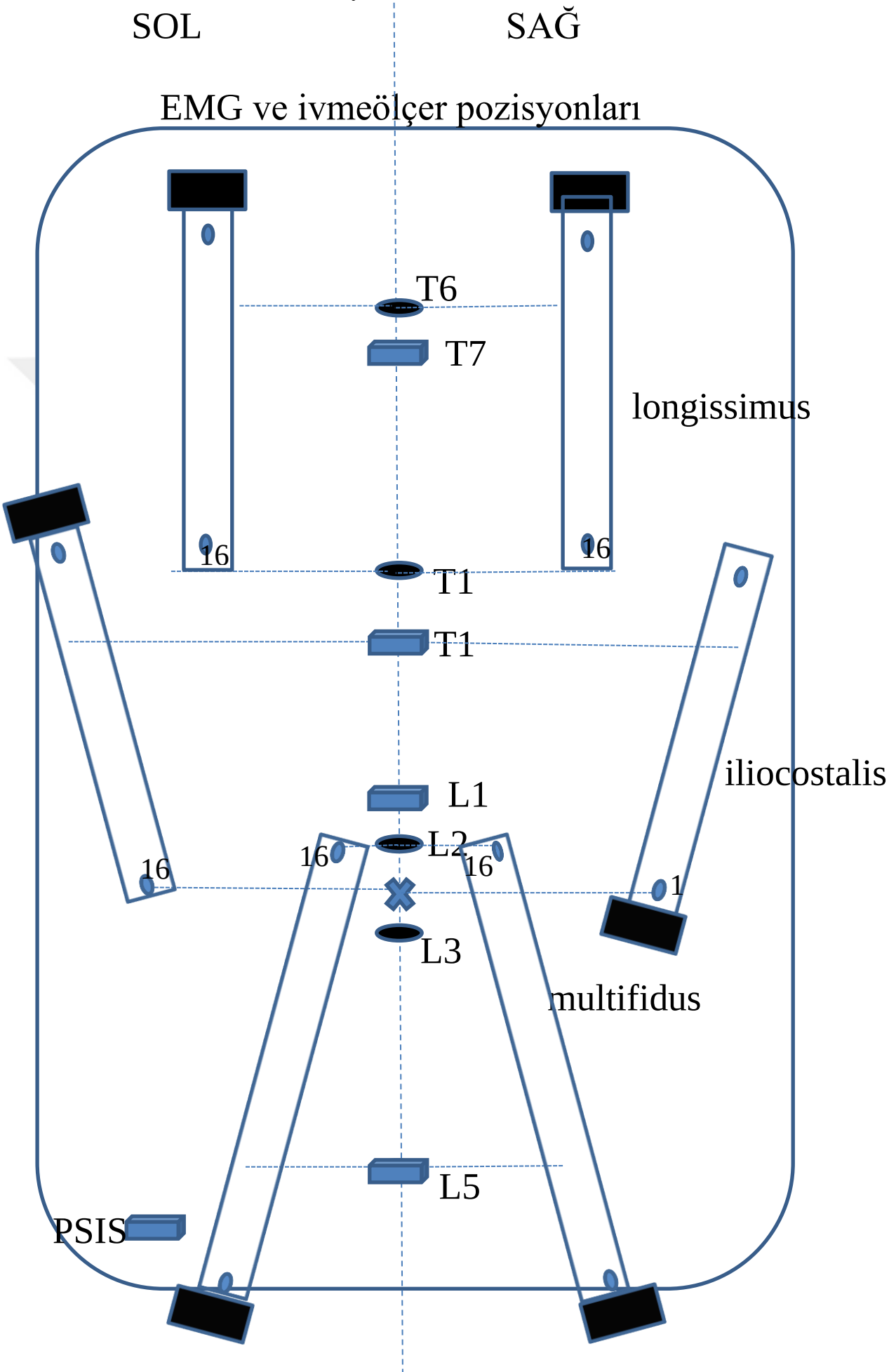
1 kuvvet platformu koltuk yüzeyinde 3 yönlü dinamik kontakt kuvvetleri ölçmek için.

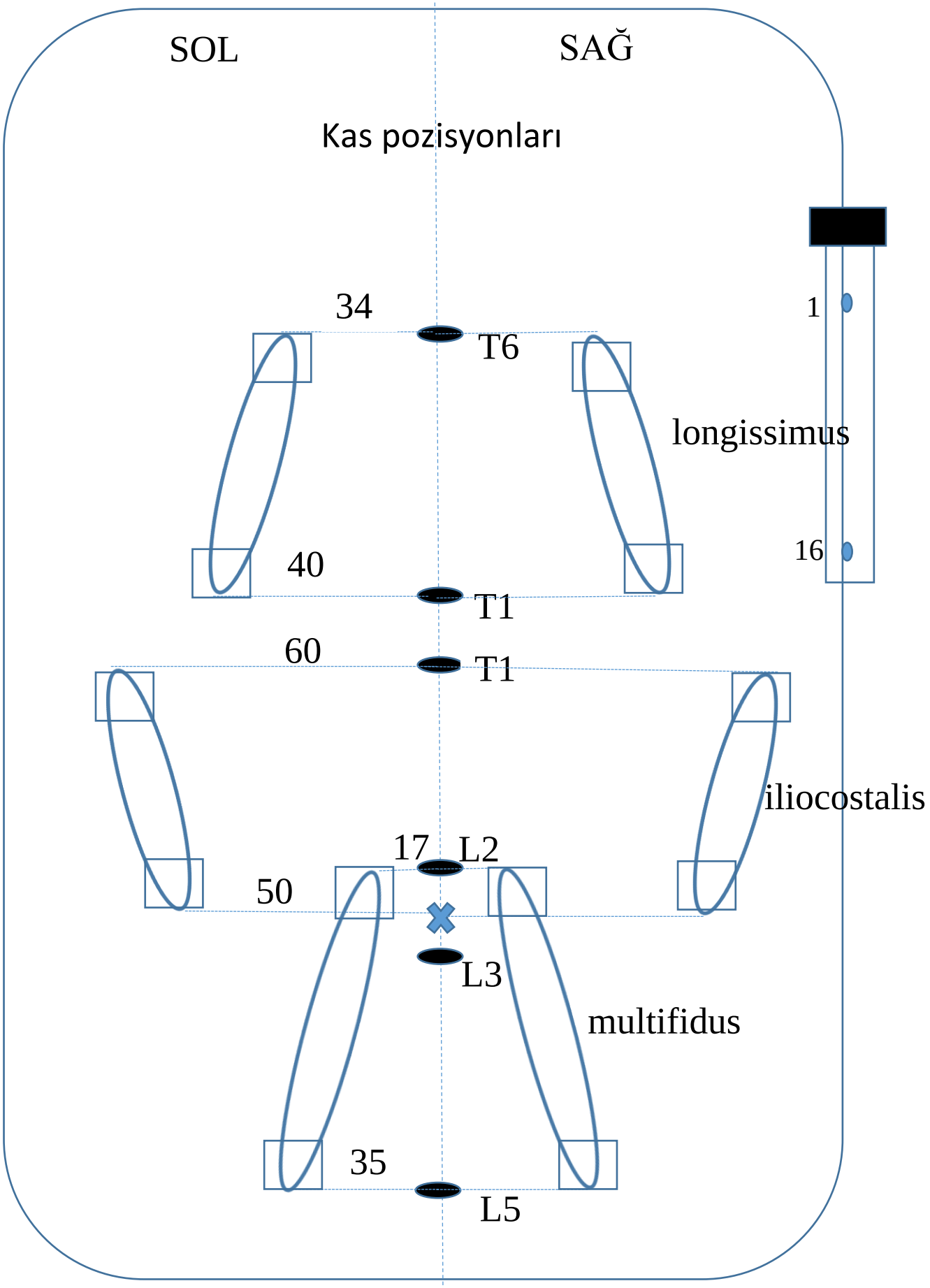
Kistler 9281 B, 12 kanallı kuvvet platformunun 4 köşesinde 4 tri-axial quartz transdüseri var. Dikdörtgen bir çelik kafese (600 (genişlik) mm x 400 (uzunluk) mm)) kaynaklanmıştır. Sinyal Kistler 5073 charge amplifier ile genişletilmiştir. Fz kuvveti ölçüm aralığı -10 - 20 kN, aşırı yüklenme değeri -10 ve 25 kN ve Fx – Fy kuvvetleri ölçüm aralığı -10 - 10 kN aşırı yüklenme değeri -15 ve 15kN.

İvmeölçerler

10 mikro-ivmeölçer düşey ve ön-arka hareketi pelvis, L5, L3, L1, T5 seviyesinden ölçmek için. KXD94-2802 transdüser hassasiyet değeri 200 mV/g, ölçüm aralığı ±10 g ve frekans aralığı 0 – 1000 Hz.
1 ivmeölçer koltuk yüzeyinden tek eksenli düşey ivme ölçümü için.
Silicon Designs 2260-005 transdüser hassasiyet değeri 800 mV/g ve ölçüm aralığı ±5 g.

Ek-2 EMG elektrodları ve ivmeölçerin yerleşimi




SOL
SAĞ
Kas pozisyonları
34
T6
longissimus
1
16
40
T1
60
T1
iliocostalis
17
L2
50
L3
multifidus
35
L5

Ek-3 Sağlık anketi formu

Health questionnaire to be completed by adult subjects who are

being paid for their participation in an experiment

(Adults are 18 years of age or older).

Human Experimentation Safety & Ethics Approval Number:29946

.

Exposure Number: ……..

Vibration Experiment Exposure health questionnaire

Before completing this form, please read the 'Information for Subjects' on the reverse side of this sheet.

(i) Name ..... (Mr/Mrs/Miss/)

(ii) Do you have any of the conditions listed on the reverse side of this form?.....

(iii) Have you ever suffered any serious illness or injury? .....

(iv) Are you under medical treatment or suffering disability affecting your daily life?….....

.....
....

(v) Do you have any allergy on your skin to medical adhesive tape?….....

If your answer is 'YES' to questions (ii), (iii), (iv) or (v) please give details to Experimenter.

I understand that for my participation in this experiment I am to be paid the total of £10 for my attendance on 1 occasions.

_____

DECLARATION

I volunteer to be a subject in a vibration experiment. My replies to the above questions are correct to the best of my belief, and I understand that they will be treated by the experimenter as confidential. I understand that I may at any time withdraw from the experiment and that I am under no obligation to give reasons for withdrawal or to attend again for experimentation.

I undertake to obey the regulations of the laboratory and instructions of the Experimenter regarding safety, subject only to my right to withdraw declared above. The purpose and methods of the research have been explained to me and I have had the opportunity to ask questions.

Signature of Subject..... Date .....

I confirm that I have explained to the subject the purpose and nature of the investigation which has been approved by the Human Experimentation Safety and Ethics Committee.

Signature of Experimenter Suzan C. Dogru Date .....

This form must be submitted to the Secretary of the Human Experimentation Safety and Ethics Committee on completion of the experiment.

Information for Subjects

Persons with any of the following conditions are usually considered unfit for vibration experiments

Active disease of respiratory system: including recent history of coughing-up blood or chest pain.

Active disease of the gastro-intestinal tract: including internal or external hernia, peptic ulcer, recent gall-bladder disease, rectal prolapse, anal fissure, haemorrhoids or pilonidal sinus.

Active disease of the genito-urinary system: including kidney stones, urinary incontinence or retention or difficulty in micturition.

Active disease of the cardiovascular system: including hypertension requiring treatment, angina of effort, valvular disease of the heart, or haemophilia.

Active disease of the musculo-skeletal system: including degenerative or inflammatory disease of the spine, long bones, or major joints or a history of repeated injury with minor trauma.

Active or chronic disease or disorders of the nervous system: including eye and ear disorders and any disorder involving motor control, wasting of muscles, epilepsy or retinal detachment.

Pregnancy: any woman known to be pregnant should not participate as a subject in a vibration experiment.

Mental Health: subjects must be of sound mind and understanding and not suffering from any mental disorder that would raise doubt as to whether their consent to participate in the experiment was true and informed.

Recent trauma and surgical procedures: persons under medical supervision following surgery or traumatic lesions (e.g. fractures) should not participate in vibration experiments.

Prosthesis: persons with internal or external prosthetic devices normally should not participate in vibration experiments (although dentures need not exclude participation in experiments with low magnitudes of vibration).

Other: Have you ever suffered any back problem (i.e. injury or pain)?

(For completion by experimenter)

To be completed by the Experimenter:

VIBRATOR: 1-m vertical vibrator

DESCRIPTION OF VIBRATION: The subject sat on a rigid seat and be exposed to the sinuzoidal vibration in vertical direction with a duration of 10 s and magnitudes of 0.5, 1.0 and 2.0 ms-2 RMS in the frequency 0.5, 1, 2, 3.15, 4, 5, 6.3, 8, 10, 12.5, 16, 20 Hz with 1.0 tapered

value to prevent exposing subjects to a sudden change of acceleration and random vibration in vertical direction with a duration of 60 s and magnitudes of 0.5, 1.0 and 2.0 ms-2 RMS with an approximately flat constant bandwidth acceleration power spectrum over a frequency range of 0.5 to 20 Hz and with 1.0 tapered value to prevent exposing subjects to a sudden change of acceleration. Between every sinuzoidal signal, there was break of 30 sec. After all sinuzoidalsignal, ten minutes breaks was applied in order to prevent fatigue. Between every random signal, there was break of 60 sec. In total, vibration dose value was 8.63 $ms^{-1.75}$ for a session.

COMMENTS:

Ek-4 Onay formu

CONSENT FORM

Study title: Measuring muscle activation and biodynamic response of the *HU*man spine exposed to vertical vibration

Researcher name: Suzan Cansel Dogru

ERGO number: 29946

Please initial the box(es) if you agree with the statement(s):

I have read and understood the information sheet (*20/08/2017 / version 2 of participant information sheet*) and have had the opportunity to ask questions about the study.	
I agree to take part in this research project and agree for my data to be used for the purpose of this study.	
I understand my participation is voluntary and I may withdraw (at any time) for any reason without my rights being affected.	
I agree to be contacted regarding future unspecified ethically approved research projects. I therefore consent to the University retaining my personal details, kept separately from the research data detailed above. I understand that I can request my details be deleted at any time.	
I understand that information collected about me during my participation in this study will be stored on a password protected computer and that this information will only be used for the purpose of ethically approved research studies.	

Name of participant

(printname)……

Signature of
participant…….

Date……..

Name of researcher (print name) Suzan Cansel Dogru

Signature of researcher
…….

Date……

Ek-5 Etik onay

From: feeriskassessments@soton.ac.uk

To: Dogru S.C.

Cc: Qiu Y.

Subject: FEERA 13680

Date: 28 July 2017 10:00:12

FEERA 13680.

Staff 2537699 Suzan Cansel Dogru has completed the risk assessment procedure and is now authorised to workin the area covered by the risk assessment

Please carry this email and your risk assessment documents when you are using the laboratory area/workshopfor which you have been assessed.

From: ERGO

To: Dogru S.C.

Subject: Your Ethics Submission (Ethics ID:29946) has been reviewed and approved

Date: 28 August 2017 13:58:07

Submission Number: 29946

Submission Name: Measuring muscle activation and biodynamic response of the *HU*man spine exposed to vertical vibration

This is email is to let you know your submission was approved by the Ethics Committee.

You can begin your research unless you are still awaiting specific Health and Safety approval (e.g. for a Genetic or Biological Materials Risk Assessment)

Comments

None

Click here to view your submission

Coordinator: Suzan Dogru

ERGO : Ethics and Research Governance Online

http://www.ergo.soton.ac.uk

DO NOT REPLY TO THIS EMAIL

ÖZGEÇMİŞ



Kişisel Bilgiler	
Adı Soyadı	Suzan Cansel DOĞRU
Doğum Yeri	Fatih
Doğum Tarihi	22.01.1987
Uyruğu	☑ T.C. ❒ Diğer:
Telefon	02124737070-17912
E-Posta Adresi	cansel.gurcan@istanbul.edu.tr
Web Adresi	http://avesis.istanbulc.edu.tr/cansel.gurcan/

Eğitim Bilgileri Lisans	
Üniversite	Zonguldak Karaelmas Üniversitesi (Bülent Ecevit Üniversitesi)
Fakülte	Mühendislik Fakültesi
Bölümü	Makine Mühendisliği
Mezuniyet Yılı	2009

Yüksek Lisans	
Üniversite	İstanbul Teknik Üniversitesi
Enstitü Adı	Fen Bilimleri Enstitüsü
Anabilim Dalı	Makine Mühendisliği Anabilim Dalı
Programı	Katı Cisimlerin Mekaniği

Makale ve Bildiriler

Makale

1. Karabulut D., **Dogru S.C.,** Lin Y.C., Pandy M., Herzog W., Arslan Y.Z., 2019, Direct Validation of Model-predicted Muscle Forces in the Cat Hindlimb During Walking, Journal of Biomechanical Engineering (Kabul edilmiş).
2. **Dogru, S.C.,** Cansiz, E., Arslan, Y.Z., 2019, Biomechanical evaluation of resorbable and titanium miniplates and of single and double miniplates for the treatment of mandibular condyle fractures, Biocybernetics and Biomedical Engineering, 39(3), 709-718.
3. Cansiz E., **Dogru S.C.,** Karabulut D., Temelli Y., Akalan N.E., Arslan Y.Z., 2019, Gait analysis of patients subjected to the atrophic jaw augmentation, Applied Bionics and Biomechanics, Volume 2019, Article ID 8203597.
4. **Dogru, S.C**., 2018, Nonlinear finite element analysis of intervertebral disc: a comparative study, Sakarya Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Dergisi, 22(5), 1-7.

5. Dincel, Y.M., Alagoz, E., Arikan, Y., Caglar, A.K., **Dogru, S.C.,** Ortes, F., Arslan, Y.Z., 2018, Biomechanical, histological and radiological effects of different phosphodiesterase inhibitors on femoral fracture healing in rats , Journal of Orthopaedic Surgery, 26(2), 1–9.

6. Dincel YM, Caglar AK, Adanir O, Arikan Y, **Dogru SC**, Arslan YZ, 2018, Effects of high-dose vitamin C and hyaluronic acid on tendon healing , Acta Ortopédica Brasileira, 26(2), 82-85.

7. Dogru, S.C., Cansiz, E., Arslan, Y.Z, 2018, A review on finite element applications in oral and maxillofacial biomechanics, The Journal of Mechanics in Medicine and Biology, 18(2), 1830002.

8. Cansız, E., **Dogru, S. C.,** Karabulut, D., Arslan, Y. Z., Temelli, Y., Akalan, E, 2017, Evaluation of the gait characteristics of the patients subjected to iliac crest bone grafting, International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery, 46, 176.

9. Y. Imren, V. Gürkon, K. Bilsel, EE. Desteli, M. Tuna, **C. Gurcan**, I. Tuncay, C. Şen, 2015, Biomechanical comparison of dynamic hip screw, proximal femoral nail, cannulated screw, and monoaxialexternal fixation in the treatment of basicervical femoral neck fractures, Acta Chir Orthop Traumatol Cech., 82(2), 140-4, WOS:000354595900006.

10. Cansiz, E., **Dogru, S.C**., Arslan, Y.Z., 2015, Comparative evaluation of the mechanical properties of resorbable and titanium miniplates used for fixation of mandibular condyle fractures, Journal of Mechanics in Medicine and Biology, 15(2), 1540032-1-8.

11. Y. Imren, V. Gürkon, K. Bilsel, M. Erdil, M. Tuna, **C. Gurcan**, I. Tuncay, C. Şen, 2013, Biomechanical comparison of dynamic hip screw, proximal femoral nail, cannulated screw, and monoaxialexternal fixation in the treatment of basicervical femoral neck fractures, Injury, 44(2), doi:10.1016/S0020-1383(13)70020-2.

Bildiri

1. Dinçel, Y.M., Alagöz, E., Arikan, Y., Cağlar, A.K., **Doğru, S.C.,** Örtes, F., Arslan, Y.Z., Effects of sildenafil and pentoxifylline on femoral fracture healing in rats, IBC2018, Eskişehir, Türkiye.

2. Dogru S.C., Qiu Y., Collier R., Arslan Y.Z., The biodynamic response of human body exposed to whole-body vibration, ISGRS2018, Istanbul, Turkey.

3. Karabulut D., **Dogru S.C.,** Lin Y.C., Pandy M., Herzog W., Arslan Y.Z., Modeling and simulation of the musculoskeletal system of the cat hind limb in opensim, WCB2018, Dublin, Ireland.

4. Dogru S.C., Qiu Y., Collier R., Arslan Y.Z., Assessment of the biodynamic response of human body exposed to whole-body vibration using apparent mass and muscle activation level, WCB2018, Dublin, Ireland.

5. Dincel YM, Caglar AK, Adanir O, Arikan Y, **Dogru SC**, Arslan YZ., Biomechanical and histopatholgical investigation of the effects of high-dose vitamin C and hyaluronic acid on tendon healing, WCB2018, Dublin, Ireland.

6. Dogru S.C., Qiu Y., Yang M., Arslan Y.Z., A musculoskeletal spine model for predicting spinal muscle forces of a human body exposed to whole body vibration, 6th International Conference on Whole Body Vibration Injuries, June 19-21 2017, Gothenburg, Sweden.

7. Karabulut D., **Dogru S.C.,** Cansiz E., Arslan Y.Z., Akalan, N. E., Temelli Y., Evaluation of gait characteristics of patient subjected to the atrophic jaw augmentation, 8th National Biomechanics Congress with International Participation, 19 – 23 October 2016, Ankara, Turkey.

8. Karabulut D., **Dogru S.C.,** Arslan Y.Z., Lin Y.C., Pandy M., Herzog W., Development of a computational musculoskeletal model of the cat hind limb, Biomechanics 2016, September 5 – 7 2016, Biała Podlaska, Poland.

9. Cansiz E., **Dogru S.C.,** Karabulut D., Arslan Y.Z., Temelli Y., Akalan N.E., Evaluation of preoperative and postoperative gait analysis of patients subjected to iliac crest augmentation for the treatment of maxillary alveolar atrophya, TAOMS 2016, Mugla, Turkey, 26-30 Mayıs 2016, pp.34-34.

10. Dogru, S.C., Comparative evaluation of the mechanical properties of intervertebral disc: finite element analysis, ICAME 2016, May 10-13 2016, Istanbul, Turkey.

11. Cansiz, E., **Dogru, S.C.,** Arslan, Y.Z., Mechanical evaluation of different fixation materials used for mandibular condyle fractures: finite element analysis, BIYOMUT, November 6-7 2015, Istanbul, Turkey (**Best presentation award**).

12. Karabulut, D., **Dogru, S.C.,** Arslan, Y.Z., Lin, Y.C., Pandy, M., Herzog, W., Development and validation of a musculoskeletal model of the cat hind limb, BIYOMUT, November 6-7 2015, Istanbul, Turkey.

13. Karabulut, D., **Dogru, S.C.,** Cansiz, E., Arslan, Y.Z., Akalan, N. E., Temelli Y. Evaluation of gait characteristics of patient subjected to the atrophic jaw augmentation, 2nd International Conference on Electrical, Computer, Mechanical and Mechatronics Engineering, Istanbul, Turkey, 27-28 August 2015.

14. Cansiz, E., **Dogru, S.C**., Arslan, Y.Z., Evaluation of different fixation materials for mandibular condyle fractures, XIX International Conference on Mechanics in Medicine and Biology, Bologna, Italy, September 3-5, 2014.

15. Karakas S., **Dogru S.C**., Sayin B., Yildizlar B., Akcay C., Determination of Von-Mises stress distributions of hot asphalt mixtures prepared with polymer modified bitumen, ICESA 2014.

16. Y. Imren, K, V. Gürkon. Bilsel, M. Erdil, M. Tuna, **C. Gurcan**, I. Tuncay, C. Şen, Biomechanical comparison of dynamic hip screw, proximal femoral nail, cannulated screw, and monoaxialexternal fixation in the treatment of basicervical femoral neck fractures, EFORT 2013.

17. M.C. Balkaya, S. Baloglu, M. Tuna, **S.C. Gurcan**, B. Bekler, Effect on the stress distribution of laminate veneer design and materials in a maxillary central incisor: A 3D-finite element analysis, Belgium 2012.