

T.C. KÜTAHYA SAĞLIK BİLİMLERİ
ÜNİVERSİTESİ

LİSANSÜSTÜ EĞİTİM ENSTİTÜSÜ

FİZYOTERAPİ VE REHABİLİTASYON ANABİLİM DALI

LİGAMENTÖZ LAKSİTENİN AYAK-AYAK BİLEĞİ
YAPILARINA ETKİSİNİN SONLU ELEMANLAR YÖNTEMİYLE
BELİRLENMESİ

DOKTORA TEZİ

EMRAH AFŞAR

Mart 2020

**LİGAMENTÖZ LAKSİTENİN AYAK-AYAK BİLEĞİ
YAPILARINA ETKİSİNİN SONLU ELEMANLAR
YÖNTEMİYLE BELİRLENMESİ**

Emrah AFŞAR

Kütahya Sağlık Bilimleri Üniversitesi

Lisansüstü Eğitim-Öğretim Yönetmeliği Uyarınca

Lisansüstü Eğitim Enstitüsü Fizyoterapi ve Rehabilitasyon Anabilim Dalında

DOKTORA TEZİ

olarak hazırlanmıştır.

Danışman: Dr. Öğr. Üyesi Özgen ARAS

Mart - 2020

TEZ KABUL ONAYI

Kütahya Sağlık Bilimleri Üniversitesi, Lisansüstü Eğitim Enstitüsü Fizyoterapi ve Rehabilitasyon Ana Bilim Dalında, Emrah AFŞAR tarafından hazırlanan “**Ligamentöz Laksitenin Ayak-Ayak Bileği Yapılarına Etkisinin Sonlu Elemanlar Yöntemiyle Belirlenmesi**” başlıklı tez çalışması, aşağıdaki jüri tarafından OY BİRLİĞİ / OY ÇOKLUĞU ile DOKTORA TEZİ olarak kabul edilmiştir.

Danışman

Kütahya Sağlık Bilimleri Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Fakültesi,
Fizyoterapi ve Rehabilitasyon Bölümü, Fizyoterapi ve
Rehabilitasyon ABD

Bu tezin Doktora Tezi olduğunu onaylıyorum/onaylamıyorum.
Üye: Dr. Öğr. Üyesi Özgen ARAS

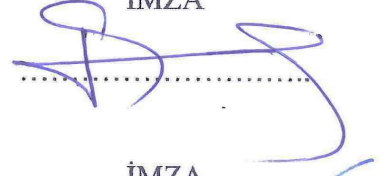
İMZA

.....


Eskişehir Osmangazi Üniversitesi/Mühendislik-Mimarlık
Fakültesi/Bilgisayar Mühendisliği Bölümü/Bilgisayar Yazılımı ABD

Bu tezin Doktora Tezi olduğunu onaylıyorum/onaylamıyorum.
Üye: Prof. Dr. Eyyüp GÜLBANDILAR

İMZA

.....


Eskişehir Osmangazi Üniversitesi/Sağlık Hizmetleri Meslek
Yüksekokulu/Tıbbi Hizmetler ve Teknikler Bölümü/Ortopedik
Protez ve Ortez Pr.

Bu tezin Doktora Tezi olduğunu onaylıyorum/onaylamıyorum.
Üye: Doç. Dr. Ebru TURAN KIZILDOĞAN

İMZA

.....


Kütahya Sağlık Bilimleri Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Fakültesi,
Fizyoterapi ve Rehabilitasyon Bölümü, Fizyoterapi ve
Rehabilitasyon ABD

Bu tezin Doktora Tezi olduğunu onaylıyorum/onaylamıyorum.
Üye: Dr. Öğr. Üyesi Meltem İŞINTAŞ ARIK

İMZA

.....


Kütahya Sağlık Bilimleri Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Fakültesi,
Fizyoterapi ve Rehabilitasyon Bölümü, Fizyoterapi ve
Rehabilitasyon ABD

Bu tezin Doktora Tezi olduğunu onaylıyorum/onaylamıyorum.
Üye: Dr. Öğr. Üyesi Cihan Caner AKSOY

İMZA

.....


Tez Savunma Sınavı Tarihi: 06/03/2020

Jüri üyeleri tarafından DOKTORA tezi olarak uygun görülmüş olan bu tez Kütahya Sağlık Bilimleri Üniversitesi, Lisansüstü Eğitim Enstitüsü Yönetim Kurulu kararı ile onaylanmıştır.

Kütahya Sağlık Bilimleri Üniversitesi

Lisansüstü Eğitim Enstitüsü Müdürü

Doç. Dr. Fatma BAŞAR

ONAY



T. C.
KÜTAHYA SAĞLIK BİLİMLERİ ÜNİVERSİTESİ
(Lisansüstü Eğitim Enstitüsü Müdürlüğü)

(Tez Teslim Beyan Formu)

Öğrenci No : 1572521004
Adı Soyadı : Emrah AFŞAR
Anabilim/Bilim Dalı : Fizyoterapi ve Rehabilitasyon Anabilim Dalı
Programı : Tezli Yüksek Lisans Tezsiz Yüksek Lisans
 Doktora

Kütahya Sağlık Bilimleri Üniversitesi, Lisansüstü Eğitim Enstitüsü Tez Yazım Kurallarına uygun olarak hazırladığım bu tez çalışmada;

- Mevcut tez çalışmasının kendi çalışmam olduğunu,
- Tez içinde sunduğum verileri, bilgileri ve dokümanları akademik ve etik kurallar çerçevesinde elde ettiğimi,
- Tüm bilgi, belge, değerlendirme ve sonuçları bilimsel etik ve ahlak kurallarına uygun olarak sunduğumu,
- Tez çalışmada yararlandığım eserlerin tümüne uygun atıfta bulunarak kaynak gösterdiğimi,
- Mevcut tezin çalışılması ve yazımı sırasında patent ve telif haklarını ihlal edici bir davranışımın olmadığını,
- Kullanılan verilerde herhangi bir değişiklik yapmadığımı, bildirir, aksi bir durumda aleyhime doğabilecek tüm hak kayıplarını kabullendiğimi beyan ederim.

Tez Sahibi Adı Soyadı

Emrah AFŞAR

Tarih / İmza

16.03.2020
F. Afşar

ONAY

Danışman

Dr. Öğr. Üyesi Özgün ARAS

16/3/2020

ÖZET

Afşar, E. Ligamentöz Laksitenin Ayak-Ayak Bileği Yapılarına Etkisinin Sonlu Elemanlar Yöntemiyle Belirlenmesi, Kütahya Sağlık Bilimleri Üniversitesi, Lisansüstü Eğitim Enstitüsü, Fizyoterapi ve Rehabilitasyon Anabilim Dalı, Doktora Tezi, Kütahya, 2020.

Amaç: Bu çalışmanın amacı, ligamentöz laksitenin, ayak-ayak bileğinin dizilimine ve bu bölgedeki kemik ve yumuşak dokularda oluşan streslere etkisini sonlu elemanlar yöntemiyle araştırmaktır.

Gereç ve Yöntem: Çalışmaya hastane kayıt sisteminde ayak manyetik rezonans görüntüleme ya da bilgisayarlı tomografi verileri bulunan, değerlendirmeleri normal referans değerler arasında olan ve ayağında herhangi bir patoloji olmayan 4 kadın birey ile başlandı. Bu olguların arasından en uygun 1 ayak görüntü verisi seçildi. Seçilen veriler, Mimics, Geomagic ve Solidworks programları yardımıyla 3D modellere dönüştürüldü. Farklı oranlarda (%10-%80) ligamentöz laksite oluşturulan ayak modellerindeki analizler, ayakta durma pozisyonuna uygun fizyolojik şartlarda Ansys workbench programıyla gerçekleştirildi.

Bulgular: Ligamentöz laksite oranı arttıkça ayak plantar yüzeyi, ön ayak plantar yüzeyi, kalkaneus ve metatarsal kemiklerdeki maksimum stres değerlerinin artarak stres dağılımlarının etkilendiği belirlendi. Bununla birlikte ligamentöz laksitedeki artışın ayak dizilimini etkilediği ve plantar fasya gerilim kuvvetlerini arttırdığı bulundu.

Sonuçlar: Çalışmanın sonucunda, ligamentöz laksitenin ayak yapılarında oluşan stres değerlerini artırdığı, stres dağılımlarını olumsuz yönde etkilediği ve ayak dizilimini etkileyerek ayaktaki stabiliteyi bozduğu belirlendi. Bu nedenle ligamentöz laksitenin ayak patolojileri için bir risk faktörü olabileceği düşünülmektedir.

Anahtar kelimeler: Ligamentöz laksite, sonlu elemanlar analizi, ayak biyomekanikleri, pes planus, ayak arkları

ABSTRACT

Afsar, E. Determination of the Effect of Ligamentous Laxity on Foot-Ankle Structures Using Finite Element Method, Kutahya Health Sciences University, Institute of Postgraduate Education, Physiotherapy and Rehabilitation Programme, Doctorate Thesis, Kutahya, 2020.

Aim: The aim of this study was to investigate the effect of ligamentous laxity on the alignment of the foot-ankle and the stresses occurring in the bone and soft tissues in this region using the finite element method.

Materials and Methods: The study started with 4 female individuals who had foot magnetic resonance imaging or computed tomography data in the hospital registry system, had no pathology in their feet and whose measurement were among the normal reference values. The most suitable foot image data was selected among these cases. The selected data were transformed into 3D models with the help of Mimics, Geomagic and Solidworks programs. Analyzes in foot models with different rates (10%-80%) of ligamentous laxity were performed by using Ansys workbench program under physiological conditions suitable for standing position.

Results: It was determined that as the rate of ligamentous laxity increased, maximum stress values in foot plantar surface, forefoot plantar surface, calcaneal and metatarsal bones increased and stress distributions were affected. It was also found that increase in ligamentous laxity adversely affected foot alignment and increased plantar fascia tension forces.

Conclusion: As a result of the study, it was determined that ligamentous laxity increases stress values in foot structures, negatively affects stress distributions and deforms foot stability by affecting foot alignment. Therefore, it is thought that ligamentous laxity may be a risk factor for foot pathologies.

Key words: Ligamentous laxity, finite element analysis, foot biomechanics, pes planus, foot arches

TEŞEKKÜR

Tezimin her aşamasında bilgi ve tecrübelerinden faydalandığım, hoşgörüsü, güleryüzü ve sabrıyla her zaman beni destekleyen ve bana yol gösteren, danışmanım ve değerli hocam Sayın Dr. Öğr. Üyesi Özgen ARAS'a,

Tezimin modelleme ve analiz aşamalarında sürekli başını ağrıttığım, bana kapısını her zaman açan değerli abim ve hocam Sayın Doç. Dr. Kadir GÖK'e ve değerli eşi, ablam Tefide GÖK'e,

Tez olgularının değerlendirilmesinde bana yardımcı olan ve KSBÜ Evliya Çelebi Eğitim ve Araştırma Hastanesi Ortopedi Kliniği'nde beni içtenlikle misafir eden Uzm. Dr. Halil İbrahim YILDIZ'a,

Tezimin her aşamasında beni motive eden ve destekleyen, kardeşim Dr. Öğr. Üyesi İsmail SARAÇOĞLU'na,

Tezimin her aşamasında desteklerini ve yardımlarını benden esirgemeyen oda arkadaşım Uzm. Fizyoterapist İsmail OKUR başta olmak üzere tüm KSBÜ SBF Fizyoterapi ve Rehabilitasyon Bölümü öğretim üyeleri ve öğretim elemanlarına,

Tüm eğitim ve öğretim hayatım boyunca bir gün bile benden desteklerini esirgemeyen, haklarını hiçbir zaman ödeyemeyeceğim annem Sevim AFŞAR, babam Metin AFŞAR, kız kardeşlerim Habibe ÖZCAN ve Büşra AFŞAR'a,

Hayatımı birleştirdiğim andan itibaren her anımda bana destek olan, tez sürecinde de en çok kahrımı çeken, canım eşim Ayşe Tuba AFŞAR'a,

Tez sürecindeki en büyük motivasyon kaynağım, yüzünü ve güzel gözlerini gördüğümde tüm yorgunluk ve stresimi unutturana, ailemizin şimdilik son üyesi canım oğlum Alihan Metin AFŞAR'a,

TEŞEKKÜRLERİMİ SUNARIM.

İÇİNDEKİLER

TEZ KABUL ONAYI	iv
BEYAN FORMU	iv
ÖZET	iv
ABSTRACT	v
TEŞEKKÜR	vi
İÇİNDEKİLER	vii
ŞEKİL LİSTESİ	ix
TABLO LİSTESİ	xi
SİMGELER VE KISALTMALAR	xii
GİRİŞ VE AMAÇ	1
1. GENEL BİLGİLER	3
1.1. AYAK BİLEĞİ-AYAK ANATOMİSİ	3
1.1.1. Temel Terimler ve Kavramlar	3
1.1.2. Ayak Bileği-Ayak Kemikleri	4
1.1.3. Ayak Bileği-Ayak Eklemleri.....	6
1.1.4. Ayak Bileği-Ayak Ligamentleri.....	9
1.1.5. Ayak Bileği-Ayak Kasları.....	13
1.1.6. Plantar Fasya	15
1.2. AYAK DİZİLİMİ.....	15
1.2.1. Ayağın Arkları	17
1.2.2. Subtalar Nötral Pozisyon.....	18
1.3. HİPERMOBİLİTE	18
1.4. SONLU ELEMANLAR YÖNTEMİ.....	20
1.4.1. Konu ile İlgili Biyomekanik Temel Kavramlar	21
1.4.2. Sonlu Elemanlar Yönteminin Ayak Çalışmalarında Kullanımı.....	23
2. GEREÇ VE YÖNTEMLER	25
2.1. ÇALIŞMANIN TİPİ VE SÜRESİ	25
2.2. KATILIMCILAR	25
2.2.1. Dahil Edilme Kriterleri	25
2.2.2. Dışlama Kriterleri.....	26
2.3. DEĞERLENDİRME	26
2.4. YÖNTEMLER	28
2.4.1. 3D Katı Modelin Elde Edilmesi.....	28
2.4.2. Sonlu Elemanlar Analizi	32

3. BULGULAR.....	37
4. TARTIŞMA.....	51
4.1. Limitasyonlar.....	62
5. SONUÇLAR.....	64
6. KAYNAKLAR	66
7. EKLER	73
8. ÖZGEÇMİŞ VE İLETİŞİM BİLGİLERİ.....	76



ŞEKİL LİSTESİ

Şekil 1.1: Sağ ayak kemiklerinin görüntüsü	3
Şekil 1.2: Plantar fasya.....	15
Şekil 1.3: Ayak Arkları	18
Şekil 2.1: MIMICS programında ayağın kesitleri ve 3D görüntüsü	28
Şekil 2.2: Kemik yapıların yüzey modeli.....	28
Şekil 2.3: Olguların ayak yüzey modeli.....	29
Şekil 2.4: Olguların ayak katı modeli	29
Şekil 2.5: Kemik ve kartilaj yapıların katı modeli	30
Şekil 2.6: Kemik, kartilaj ve yumuşak dokuların birleştirilmiş katı modeli	31
Şekil 2.7: Ayak modelinin zemin üzerine konumlanmış hali	31
Şekil 2.8: Ayağın mesh örülmüş biyomodeli.....	33
Şekil 2.9: Ligamentler ve plantar fasya eklenmiş biyomodel	35
Şekil 2.10: Yükleme ve sınır şartları.....	36
Şekil 3.1: Ligamentöz Laksite Oranlarına Göre Maksimum Plantar Basınç Değerleri	39
Şekil 3.2: Ligamentöz Laksite Oranlarına Göre Ön Ayak Maksimum Plantar Basınç Değerleri.....	39
Şekil 3.3: Ligamentöz Laksite Oranlarına Göre Ayak Plantar Basınç Dağılımı	40
Şekil 3.4: Ligamentöz Laksite Oranlarına Göre Ön Ayak Plantar Basınç Dağılımı .	41
Şekil 3.5: Ligamentöz Laksite Oranlarına Göre MLA Yükseklik Değişimleri	42
Şekil 3.6: Ligamentöz Laksite oranlarına göre MLA yüksekliklerinin medialden görünümü	43
Şekil 3.7: Ligamentöz Laksite Oranlarına Göre Metatarsal Kemiklerdeki Stres Dağılımı	44
Şekil 3.8: Ligamentöz Laksite Oranlarına Göre Metatarsal Kemiklerdeki Maksimum Stres Değerleri.....	45
Şekil 3.9: Ligamentöz Laksite Oranlarına Göre Kalkaneusta Oluşun Stres Dağılımı	46
Şekil 3.10: Ligamentöz Laksite Oranlarına Kalkaneustaki Maksimum Stres Değerleri	47
Şekil 3.11: PF-1 Gerilme Kuvvetinin Ligamentöz Laksite Oranlarına Bağlı Değişimi	48

Şekil 3.12: PF-2 Gerilme Kuvvetinin Ligamentöz Laksite Oranlarına Bağlı Değişimi	48
Şekil 3.13: PF-3 Gerilme Kuvvetinin Ligamentöz Laksite Oranlarına Bağlı Değişimi	49
Şekil 3.14: PF-4 Gerilme Kuvvetinin Ligamentöz Laksite Oranlarına Bağlı Değişimi	49
Şekil 3.15: PF-5 Gerilme Kuvvetinin Ligamentöz Laksite Oranlarına Bağlı Değişimi	50



TABLO LİSTESİ

Tablo 2.1: Kemik, kartilaj ve zeminin materyal özellikleri	32
Tablo 2.2: Yumuşak dokunun materyal özellikleri.....	32
Tablo 2.3: Ligamentlerin Laksite Oranlarına Göre Sertlik Değerleri	34
Tablo 3.1: Hiper mobilite ve Alt Ekstremitte Dizilim Değerlendirmeleri	38



SİMGELER VE KISALTMALAR

TMT	Tarsometatarsal
İMT	İntermetatarsal
MTF	Metatarsofalangial
İF	İnterfalangial
MCL	Medial kollateral ligament
LCL	Lateral kollateral ligament
PF	Plantar fasya
MLA	Medial longitudinal ark
LLA	Lateral longitudinal ark
TA	Transvers ark
SNP	Subtalar nötral pozisyon
SEY	Sonlu elemanlar yöntemi
MLAA	Medial longitudinal ark açısı
API	Ayak postür indeksi
MRG	Manyetik rezonans görüntüleme
BT	Bilgisayarlı tomografi
DICOM	Digital imaging and communications in medicine
3D	3 boyutlu
VKİ	Vücut kitle indeksi
kg	Kilogram

mm	Milimetre
cm	Santimetre
mm ²	Milimetre kare
m ²	Metrekare
F	Kuvvet
A	Alan
N	Newton
k	Sertlik katsayısı
E	Elastise Modülü
σ	Stres
Pa	Pascal
kPa	Kilopascal
MPa	Megapascal

GİRİŞ VE AMAÇ

Ayak-ayak bileği eklemleri düzgün olmayan zeminlere uyum için esnek bir yapıya bürünebilirken, ağırlık taşınması gereken durumlarda ise çok kısa süre içinde rijit bir yapıya dönüşebilmektedir. Ayak-ayak bileği kompleksinin bu esnek-rijit karakteristikleri, vücut ağırlığını yüklenmek; plantar fleksiyonda dizi kontrol ve stabilize etmek; düzgün olmayan yüzeylere uyum sağlamak; daha proksimalinde yer alan segmentlerdeki dizilim bozukluğu ve patomekanikleri kompanse etmek; sıçrama, tırmanma ya da parmak uçlarında durma sırasında vücudun elevasyonunu sağlamak ve yürüme ya da koşma aktiviteleri sırasında şok absorpsiyon gibi birçok önemli günlük fonksiyonu yerine getirmektedir (Houglum & Bertoti, 2011).

Ayak-ayak bileği kompleksinin fonksiyonlarını hızlı, tekrarlı ve dengeli şekilde yapabilme yeteneği, eklem kapsülü ve eklem çevresindeki ligament ve tendonların ekstrasellüler matriksinin eşsiz mekanik özellikleriyle ilişkilidir. Bu dokuların “sertliği” ve “elastisitesi” arasında hassas bir denge vardır. Dengenin elastisite lehine bozulmasının sonuçlarından biri de eklem laksitesi olarak ortaya çıkabilir. Konnektif dokunun laksitesinin ve kırılabilirliğinin artışıyla karakterize, aşırı eklem hareket açıklığı olarak tanımlanan (P. H. Beighton, Grahame, & Bird, 2011) eklem laksitesi, kadınlarda, gençlerde ve Asya-Afrika kökenli kişilerde daha fazla görülmektedir (Maillard & Payne, 2010).

Eklem laksitesinin, alt ve üst ekstremitayı etkileyen akut ve kronik kas iskelet sistemi yaralanmaları için doğrudan risk faktörü olabileceği bildirilmiştir. Yapılan çalışmalarda ayak bileği yaralanmaları ve ayak-ayak bileği instabilitesinin eklem laksitesi olan popülasyonda yaygın olduğu belirtilmektedir. Ayak-ayak bileği stabilitesinin bozulmasının hem ayak-ayak bileği hem de alt ekstremitenin diğer eklemlerindeki dizilimi ve kinematiği bozarak birçok kas iskelet sistemi problemine neden olabileceği belirtilmektedir (Aguilar, Abián-Vicén, Halstead, & Gijon-Nogueron, 2016; Newman, Witchalls, Waddington, & Adams, 2013; Pohl, Hamill, & Davis, 2009)

Ayak-ayak bileği dizilimindeki bozukluğa, ayaktaki hangi doku elemanlarındaki değişikliklerin neden olduğu ve dizilim bozukluğuna ne kadar etki ettiklerini belirlemek oldukça zordur. Ayağın kapalı kinetik halkadaki yüklenmesi, kemik, kartilaj, kas, ligament, plantar fasya ve eksternal çevrenin dahil olduğu çok kompleks bir durumdur. Ayak biyomekaniklerinin nicelleştirilmesi için bir çok deneysel teknik geliştirilmesine rağmen, deneysel çalışmalar, genelleyci ve umut verici sonuçların elde edilebilmesi için fazla sayıda ve farklı karakteristikte model ya da hasta ihtiyacının olduğu, zaman tüketici yöntemler olarak nitelendirilmektedir (Ming Zhang & Fan, 2014). Bu zorlukların üstesinden gelmek ve deneysel çalışmalarını desteklemek amacıyla sonlu elemanlar yöntemi gibi bilgisayar modellemesi yaklaşımları günümüzde sık kullanılan yöntemler haline gelmiştir (J. T.-M. Cheung, Zhang, Leung, & Fan, 2005; Jacob & Patil, 1999; Srirekha & Bashetty, 2010).

Sonlu elemanlar yöntemi, yapısal mekanik problemlerin analizi için geliştirilmiş bir yöntemdir. Deneysel çalışmaların zorluğu, maliyeti ve invaziv yöntemler gerektirmesi, sonlu elemanlar yöntemini ayak biyomekanikleri hakkındaki mevcut sorulara cevaplar aramak için önemli bir araç haline getirmiştir. (J. T.-M. Cheung, Yu, Wong, & Zhang, 2009; J. T. Cheung, Zhang, & An, 2006). Sonlu elemanlar yönteminin, ayak bileği ve ayak eklemlerinin karmaşık yükleme ve patolojik durumlarında, hız, maliyet etkinliği ve detaylı sonuçlar ortaya koymasına gibi birçok avantajı vardır. Sonlu elemanlar yöntemi, ayak-ayak bileği eklemleri gibi karmaşık biyomekaniye sahip eklemlerde diğer metotlarla ölçülemeyen, eklemler arasındaki stres dağılımını ve büyüklüğünü hem maliyet hem de zamandan tasarruf sağlayarak ölçen tek yöntemdir. Bu nedenle çalışmamız; ligamentöz laksitenin ayağın dizilimine, ayak dokularındaki (yumuşak ve kemik doku) stres değerleri ve dağılımına etkisini sonlu elemanlar yöntemiyle belirlemek amacıyla planlanmıştır.

1. GENEL BİLGİLER

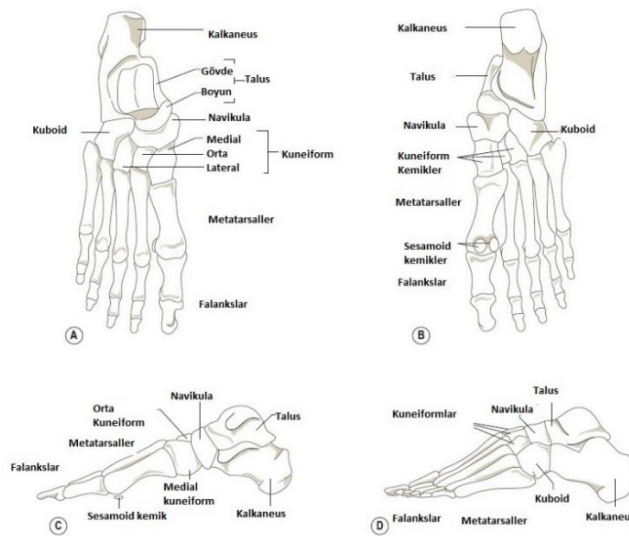
1.1. AYAK BİLEĞİ-AYAK ANATOMİSİ

1.1.1. Temel Terimler ve Kavramlar

Ayak bileği-ayak kompleksi yapısal olarak el bileği-el kompleksi ile aynıdır ancak ağırlık taşımada rolünü yerine getirmek için çok sayıda farklılığa sahiptir. Ayağın tamamlayıcı yapıları, çeşitli yüzeyler ve aktiviteler altında, ayağın stabilitesini ve mobilitesini azami seviyeye çıkararak yüksek gerilmelere dayanabilmesine olanak sağlar (Houglum & Bertoti, 2011; Levangie & Norkin, 2011).

Ayak bileği ifadesi birincil olarak, tibia, fibula ve talus arasındaki talokrural eklemi tanımlamaktadır. Ayak ise ayak bileğinin distalindeki tüm kemiklerin oluşturduğu yapıyı ifade eder. Ayak, talus, kalkaneus ve subtalar eklemden oluşan arka ayak; tarsal kemikler, transvers tarsal eklem ve daha küçük intertarsal kemiklerden oluşan orta ayak; metatarsaller, falankslar, tarsometatarsal eklemler ve distalindeki tüm eklemlerden oluşan ön ayak olmak üzere üç anatomik bölümde incelenir (Dawe & Davis, 2011; Levangie & Norkin, 2011; Neumann, 2013) (Şekil 1.1).

Anterior ve posterior ifadeleri tibia ve fibulayı referans alarak kullanılırken, dorsal ve plantar terimleri sırasıyla ayağın süperior ve inferior bölümlerini tanımlar (Neumann, 2013).



Şekil 1.1: Sağ ayak kemiklerinin A: süperiordan, B: inferiordan, C: medialden, D: lateralden görüntüsü (Palastanga & Soames, 2011)

1.1.2. Ayak Bileği-Ayak Kemikleri

1.1.2.1. Bacak kemikleri

Distal fibula

İnce ve uzun bir yapısı olan fibula, tibiyanın lateralinde tibiaya paralel olarak konumlanmıştır. Diz ekleminden gelen vücut ağırlığının sadece % 10'u fibuladan aktarılır. Fibula distalde fibular kaslar için makara fonksiyonu gören lateral malleolü oluşturur. Lateral malleolün medial yüzeyindeki artiküler faset ise talokrural eklemi oluşturan yapılardandır (Houglum & Bertoti, 2011; Muscolino, 2014; Neumann, 2013).

Distal tibia

Yüklerin büyük kısmının ayak bileğine aktarıldığı yer olan distal tibia beş yüzeyden (inferior, anterior, posterior, medial ve lateral) oluşur (Kelikian & Sarrafian, 2011). En belirgin bölümü medial malleoldür. Medial malleolün lateral yüzeyindeki artiküler faset talokrural eklem küçük bir kısmını oluşturur. Distal tibia, lateralde ise fibular çentik aracılığıyla tibiofibular eklemi meydana getirir (Muscolino, 2014; Neumann, 2013).

1.1.2.2. Tarsal kemikler

Talus

Talus yerleşim olarak ayakta en üstte yer alan kemiktir (Neumann, 2013). Gövde, boyun ve baş olmak üzere üç bölümden oluşur (Kelikian & Sarrafian, 2011). Dorsal yüzeyi yuvarlak; anterior-posterior düzlemde konveks ve medial-lateral düzlemde konkavdır. Talusun inferior yüzeyinde üç artiküler faset yer alır. Bu üç faset, kalkaneusun süperior yüzeyindeki üç fasetle eklemleşerek subtalar eklemi oluşturur (Houglum & Bertoti, 2011; Neumann, 2013).

Kalkaneus

Kalkaneus tarsal kemiklerin en büyüğüdür ve yürüme sırasında topuk vuruşunun etkisini karşılayacak şekilde uyumlu bir yerleşimi vardır. Kalkaneal tüberkülüne aşil tendonu, birçok intrinsik kas ve ayağın plantar fasyası tutunur. Kalkaneus anteriorda, kuboid kemikle kalkaneokuboid eklemi, süperiorda ise talusla

subtalar eklemi meydana getirir (Houglum & Bertoti, 2011; Kelikian & Sarrafian, 2011; Neumann, 2013).

Navikula

Navikula, talus başı ve kuneiformlar arasında yer alır. Proksimal yüzeyi talus başı ile talonaviküler eklemi oluştururken distal yüzeyinde ise üç kuneiform kemikle eklemleşen üç faset bulundurur (Kelikian & Sarrafian, 2011; Neumann, 2013).

Navikula medial yüzeyinde, medial malleolün uç kısmının yaklaşık 2,5 cm inferior ve distalinde, yetişkinlerde palpasyonda belirgin bir tüberositaya sahiptir. Bu tüberosita tibialis posterior kasının insersiyolarından biridir (Neumann, 2013).

Kuneiform kemikler

Medial, ara ve lateral olmak üzere üç küneiform kemik vardır. Bu kemikler navikula ve medialde yer alan üç metatarsal kemik arasında yer alırlar. Kuneiformlar ayağın transvers arkının desteklenmesinde ve kısmi olarak da orta ayağın dorsal kısmının transvers konveksliğini sağlamada rol oynar (Houglum & Bertoti, 2011; Neumann, 2013).

Kuboid

Kuboid kemiğin üçü tarsal kemiklerle (kalkaneus, lateral kuneiform, navikula) eklem oluşturan altı yüzeyi vardır. Distal yüzeyinde de dördüncü ve beşinci metatarsal kemiklerle eklem yapar (Neumann, 2013).

1.1.2.3. Metatarsal kemikler

Metatarsal kemikler, distal sıra tarsal kemiklerle proksimal falankslar arasında yer alır. Medialden başlayarak 1'den 5'e kadar isimlendirilirler. Metatarsal kemiklerin bir tabanı, gövdesi ve başı vardır. Birinci metatarsal en kısa ve en kalın, ikinci metatarsal ise genellikle en uzun metatarsal kemiktir (Neumann, 2013). Proksimalde üç kuneiform ve kuboid kemikle tarsometatarsal (Lisfrank) eklemi oluştururlar. Proksimalde, metatarsallerin tabanları medialde yüksek lateralde düşük olacak şekilde transvers arka kavisli şekilde oluşturur. Bu arkın apeksi ikinci metatarsal kemiğin tabanına karşılık gelir (Houglum & Bertoti, 2011; Kelikian & Sarrafian, 2011).

İkinci ve çoğunlukla üçüncü metatarsaller distal sıra tarsal kemiklere en sıkı bağlanan metatarsal kemiklerdir. Bu morfolojik özellikler yürüyüşün itme fazında, ön ayağın bu bölgesinden daha fazla yükün geçmesini sağlar (Neumann, 2013).

1.1.2.4. Falankslar

Ayakta on dört falanks vardır. Baş parmak hariç her parmak proksimal, orta distal falankslara sahiptir. Baş parmak ya da halluks şeklinde adlandırılan ayak birinci parmağının ise proksimal ve distal falanksları vardır. Genel olarak her falanksın proksimal ucunda bir konkav taban, bir gövde ve distal ucunda bir konveks baş yer alır (Neumann, 2013).

1.1.3. Ayak Bileği-Ayak Eklemleri

Ayak bileği-ayak kompleksi, çeşitli ağırlık taşıma postürlerinde, aşırı kas aktivitesi ve enerji harcaması olmadan, vücut içinde sabit bir destek tabanı sağlamalı ve yürüyüş sırasında etkili itme oluşturmak için rijit bir kaldıraç görevini üstlenmelidir. Bu kompleks ayak yere temas ettikten sonra, vücut ağırlığının şokunu emecek kadar stabil ve sürekli değişen yüzey ve hareket ihtiyaçlarını karşılayacak kadar da mobil olmalıdır. Ayak bileği-ayak kompleksi bu farklı gereksinimleri 28 kemiğin oluşturduğu 24 eklem aracılığıyla karşılamaktadır (Houglum & Bertoti, 2011; Levangie & Norkin, 2011).

1.1.3.1. Talokrural eklem

Ayak bileği eklemi ya da talokrural eklem proksimalde distal tibia ve fibula, distalde ise talus gövdesi arasındaki eklemi ifade eder. Talokrural eklem, eklem kapsülü ve ilişkili ligamentlerle birlikte sinovyal bir menteşe tipi eklemdir. Genel olarak oblik bir eksen etrafında hareket etmesi nedeniyle ayağın üç düzlemde de hareketinin sağlandığı fakat primer olarak dorsi fleksiyon / plantar fleksiyon hareketlerinin gerçekleştiği düşünülür (Houglum & Bertoti, 2011; Levangie & Norkin, 2011).

Proksimal ve distal tibiofibular eklemler anatomik olarak ayak bileği ekleminin bağımsız olmasına rağmen bu iki bağlantılı eklem, ayak bileği ekleminin fonksiyonunu etkileyebilir. Talokrural eklem fonksiyonu distal tibiofibular eklem

stabilitesine bağlıdır. Tibia ve fibulanın ayrılmasına izin verilse ya da distal tibiofibular eklem kenarlarından bir tanesi eksik olsa, tibia ve fibula talusu tutamayacak ve kavrayamayacaktı. Diğer taraftan distal tibiofibular eklem işlevini yerine getirebilmesi için bir miktar mobilite fonksiyonu da gerekir; aksi halde talokrural eklemdaki hareket kabiliyeti limitlenerek normal ayak bileği fonksiyonu bozulabilir. Distal tibiofibular eklem mobilite rolü ise primer olarak tibiaya kıyasla çok daha az yük taşıyan fibulayla sağlanmaktadır (Levangie & Norkin, 2011).

1.1.3.2. Subtalar eklem

Talokalkaneal ya da subtalar eklem, süperiorda talus ve inferiorda kalkaneusun üç ayrı düzlemde oluşturduğu bileşik bir eklemdir. Üç yüzey, tek bir eklem eksenini etrafında üç düzlemlilik bir hareket sağlar. Ayağın destek yüzeyi ile temasını korurken vücut ağırlığının dayattığı dönme kuvvetlerini azaltma fonksiyonu nedeniyle subtalar eklem fonksiyonu çok önemlidir (Houglum & Bertoti, 2011; Levangie & Norkin, 2011). Subtalar eklem tibianın hareketlerini ayağa, ayağın hareketlerini de tibiaya aktaran ve bipedal ambulasyon için kritik öneme sahip bir eklemdir (Oatis, 2016).

Subtalar eklemda, ağırlık taşınmadığı durumda, kalkaneus sabit ve talusa göre hareket ederken, supinasyon ve pronasyon hareketleri meydana gelir. Tam tersi ayakta durma ya da yürümde olduğu gibi ağırlık taşıma durumunda ise mortis ve talus, sabit kalkaneus üzerinde dönerken yine supinasyon ve pronasyon hareketleri meydana gelir. Subtalar eklem, bu kinematikler sayesinde ani yön değiştirme ve farklı zeminlerde yürüme-koşma içeren aktivitelerde fonksiyon görmektedir (Neumann, 2013).

1.1.3.3. Transvers tarsal eklem

Transvers tarsal eklem adından da anlaşılacağı üzere tarsal kemikleri transvers olarak ayıran eklemdir. Talus ve naviküler kemiklerin arasında yer alan talokalkanonavikular eklem ile kalkaneus ve kuboid eklemlerin arasında yer alan kalkaneokuboid eklem oluşturduğu bileşik bir eklemdir. Bu eklemlerden talonavikular eklem, kalkaneokuboid eklemden daha mobildir. Transvers tarsal eklem hareketleri supinasyon ve pronasyondur. Subtalar eklemdaki herhangi bir hareket, transvers tarsal eklemda de hareketi gerektirir. Subtalar ve transvers tarsal eklemler arasındaki ilişkiyi anlamak için her iki eklem de dahil olan kemiklere

bakmak gerekir. Subtalar eklemdeki talus aynı zamanda transvers tarsal eklemlerden talonavikular eklemde bir parçası ve yine subtalar eklemdeki kalkaneus aynı zamanda transvers tarsal eklemlerden kalkaneokuboid eklemde bir parçasıdır. Bu yüzden ayakta durma sırasında navikula ve kuboid kemikler fikse iken talus ya da kalkaneusun hareketi transvers tarsal eklemde de hareketi zorunlu kılar (Muscolino, 2014).

1.1.3.4. Tarsometatarsal eklemler

Tarsometatarsal (TMT) eklemler distal sıra tarsal kemiklerle metatarsal kemikler arasında yerleşim gösteren eklemlerdir. 1.TMT eklem, 1.kuneiform kemikle 1.metatars kemiğin basisi arasında; 2.TMT eklem, 2.kuneiform kemikle 2.metatars kemiğin basisi arasında; 3.TMT eklem, 3.kuneiform kemikle 3.metatars kemiğin basisi arasında; 4.TMT eklem, kuboid kemikle 4.metatars kemiğin basisi arasında; 5.TMT eklem, kuboid kemikle 5.metatars kemiğin basisi arasında yer alır (Kelikian & Sarrafian, 2011; Oatis, 2016). Her metatarsal ve ilgili falanks ayağın bir kolonunu oluşturur.

2.metatars kemiğin basisinin diğer metatarsal kemiklere göre daha posteriora yer alması onun birinci ve üçüncü kuneiform kemikler arasında sıkışmasına neden olur. 2.metatarsal kemiğin bu pozisyonu 2.TMT eklemde mobilitesini azaltır ve bu sayede 2.TMT eklem, beş TMT eklem arasında en stabil olanıdır. Bu stabilite ayağın ikinci ray'ını ayağın merkez stabil sütunu haline getirir (Muscolino, 2014).

TMT eklem dorsi fleksiyon / plantar fleksiyon ve inversiyon/eversiyon hareketlerine izin verir. Bu hareketler yürüme ve ayakta durma sırasında ayağın düzgün olmayan yüzeylere uyumunu sağlamak için önemlidir. Metatarsal kemikler dorsifleksiyon yaptığında 1. kolon inversiyon; 3-5. kolonlar eversiyon yapar ve ayak zeminle buluşmak için düzleşir. Metatars kemikler plantar fleksiyon yaptığında ise 1. kolon eversiyon; 3-5. kolonlar inversiyon yapar ve ayağın arkı yükselerek engebeli zeminin şekline uyum sağlar (Muscolino, 2014).

1.1.3.5. İntermetatarsal eklemler

İntermetatarsal (İMT) eklemler metatars kemikler arasında, hem proksimalde hem de distalde yer alan eklemlerdir. İMT eklemler, metatars kemiklerin bitişindeki

metatarsal kemikler üzerinde kayma hareketi yapmasına izin verir. TMT eklemlerdeki hareket metatarsal kemiklerin hareketine de neden olduğu için, İMT eklemler fonksiyonel olarak TMT eklemlerle ilişkilidir (Houglum & Bertoti, 2011; Muscolino, 2014).

1.1.3.6. Metatarsofalangial eklemler

Metatarsofalangial (MTF) eklemler metatars başlarıyla proksimal falanksların basileri arasında yer alan eklemlerdir. Her bir metatars, hizasındaki falanksla eklem yapar. MTF eklemler fleksiyon/ekstansiyon ve abdüksiyon/addüksiyon hareketine izin verir. MTF eklemlerin kaslarının çoğu zaman fikse metatars kemikler üzerinde daha distalde yer alan proksimal falanksları hareket ettirdiği düşünülür. Aksine alt ekstremitenin kapalı zincir aktivitelerinde olduğu gibi parmaklar yerde fikse iken metatars kemikler hareket eder. MTF eklemlerdeki bu değişkenliği yürüme ya da koşma sırasında ayak yerden kalkarken; parmaklar yerde fikse iken ayağımızın MTF eklemlerden hareketini sağlayarak topuk kalkışına izin verir (Houglum & Bertoti, 2011; Muscolino, 2014).

1.1.3.7. İnterfalangial eklemler

İnterfalangial (İF) daha distaldeki proksimal falanks başı ile daha distaldeki falanksın basisi arasındaki eklemlerdir. Baş parmağın iki tane falanksı olduğu için baş parmakta sadece bir tane İF eklem vardır. 2-5 numaralı parmaklar ise hem proksimal hem de distal İF eklemlere sahiptir (Houglum & Bertoti, 2011; Kelikian & Sarrafian, 2011).

1.1.4. Ayak Bileği-Ayak Ligamentleri

1.1.4.1. Ayak Bileği Ligamentleri

Anterior ve posterior tibiofibular ligamentler

Distal tibiofibular eklemden distal tibia ve fibula, aralarındaki fibroadipoz doku nedeniyle tam olarak birbirlerine temas etmezler. Ayak bileği eklemının kapsülü de oldukça ince ve özellikle anterior ve posterior bölgelerinden zayıftır. Bu nedenle anterior ve posterior tibiofibular ligamentler primer olarak stabil bir mortisin devamlılığını sağlamakla görevlidir (Kelikian & Sarrafian, 2011; Levangie & Norkin, 2011).

Medial kollateral ligament

Medial kollateral ligament (MCL) ve lateral kollateral ligament, mortis ve talusun temas ve uyumunu devam ettirir ve medial-lateral eklem stabilitesini kontrol eder. Bu iki ligament aynı zamanda subtalar eklemi de çaprazladıkları subtalar eklemin stabilitesinde de anahtar rol oynar. Bu yüzden kollateral ligamentlerin ayak bileği eklemindeki fonksiyonunu subtalar eklemindeki fonksiyonundan ayırmak zordur (Levangie & Norkin, 2011).

MCL en yaygın şekilde deltoid ligament olarak adlandırılır ve yelpaze şeklindedir. Medial malleolün her iki kenarından naviküler kemiğin önündeki hattı çaprazlayarak talus ve kalkaneusun distaline ve posterioruna uzanan yüzeysel ve derin liflere sahiptir. Bir bütün olarak deltoid ligament son derece güçlüdür. Bu bağ, ayak bileği eklemi üzerindeki medial distraksiyon stresini kontrol eder. Ayrıca, özellikle kalkaneal eversiyon ile ortaya çıkan eklem hareket açıklığının uç noktalarındaki hareketin kontrol edilmesine yardımcı olur (Houglum & Bertoti, 2011; Levangie & Norkin, 2011).

Lateral kollateral ligament

Lateral kollateral ligament (LCL), genellikle ayrı ligamentler olarak adlandırılan üç ayrı banttandır oluşur. Bu ligamentler **anterior talofibular**, **posterior talofibular** ve **kalkaneofibular** ligamentlerdir. Anterior ve posterior ligamentler oldukça horizontal pozisyonda uzanırken daha uzun olan kalkaneofibular ligament hemen hemen vertikal pozisyonda uzanır (Kelikian & Sarrafian, 2011; Levangie & Norkin, 2011). LCL, varus stresini ve aşırı eklem hareketini kontrol etmeye yardım eder. Genel olarak, LCL'nin komponentleri MCL'nin komponentlerinden daha zayıf ve yaralanmaya daha yatkındır (Levangie & Norkin, 2011).

Anterior talofibular ligament lateral malleolün anteriorundan talus boynunun medialine uzanır. Bu ligament lateral ligamentler arasında en sık yaralanan ligamenttir. Yaralanma genellikle aşırı inversiyon ya da yanlışlıkla bir çukura ya da sıçradıktan sonra başka birinin ayağının üzerine düşme sırasında olduğu gibi plantar fleksiyonla kombine horizontal düzlemde ayak bileğinin addüksiyonunda meydana gelir (Neumann, 2013).

Kalkaneofibular ligament lateral malleolün apeksinden kalkaneusun lateral yüzeyine uzanır. Bu ligament talokrural eklemdede (özellikle tam dorsifleksiyonda) ve subtalar eklemdede inversiyonu limitler. Kalkaneofibular ve anterior talofibular ligament çift olarak plantar fleksiyon ve dorsifleksiyon hareket açıklığının büyük bölümünde inversiyonu limitlerler. Ayak bileği lateral ligament yaralanmalarının yaklaşık üçte ikisi bu iki ligamenti birlikte içerir (Houglum & Bertoti, 2011; Neumann, 2013).

Posterior talofibular ligament lateral malleolün posterior medial kenarından orjin alır ve talusun lateral tüberkülüne tutunur. Birincil fonksiyonu mortis içinde talusu stabilize etmektir. Özellikle de ayak bileği dorsifleksiyonda iken talusun aşırı abduksiyonunu limitler (Neumann, 2013).

1.1.4.2. Ayak ligamentleri

Talokalkaneal Ligamentler

Talusla kalkaneusu birbirine bağlayan talokalkaneal ligamentler; **interosseöz talokalkaneal ligament, lateral talokalkaneal ligament, medial talokalkaneal ligament ve posterior talokalkaneal ligament** olmak üzere 4 tanedir. Bu ligamentler, subtalar eklemin primer stabilizasyonunu sağlayan kalkaneofibular ve deltoid ligamente yardım eden; subtalar eklemin sekonder stabilizasyonundan sorumlu ligamentlerdir (Kelikian & Sarrafian, 2011; Neumann, 2013).

Dorsal ve plantar kalkaneonavikular ligamentler

Bu ligamentler navikulayı kalkaneusa bağlayan ligamentlerdir. **Plantar kalkaneonavikular (“spring”) ligament**, sustentaculum tali'den naviküler kemiğin plantar yüzeyine uzanan, yoğun bir ligamenttir. **Dorsal kalkaneonavikular ligament** ise bifurcate ligamentin bir parçasıdır ve kalkaneusun distaliyle navikulanın dorsal yüzeyi arasında uzanır (Houglum & Bertoti, 2011; Kelikian & Sarrafian, 2011).

Dorsal talonavikular ligament

Dorsal talonavikular ligamentin yüzeysel ve derin olarak iki komponenti vardır. Talus boynunun süperomedial kenarından orijin alır, anterolaterale doğru seyrederek ve navikulanın dorsumuna insersiyonu yapar (Kelikian & Sarrafian, 2011).

Dorsal ve plantar kalkaneokuboid ligamentler

Kalkaneus ve kuboid kemikleri birbirine bağlayan bu iki ligament kalkaneokuboid eklem stabilizasyonuna yardım eder. Dorsal kalkaneokuboid ligament ayağın dorsal yüzünde, plantar kalkaneokuboid ligament ise uzun plantar ligamentin altında uzanarak, ayağın plantar yüzünde kalkaneusla kuboid kemikleri birleştirir (Houglum & Bertoti, 2011; Kelikian & Sarrafian, 2011).

Uzun plantar ligament

Uzun plantar ligament ayağın en uzun ligamentidir. Kalkaneusun plantar yüzünde kalkaneal tuberositanın anteriorundan orijin alıp lateral üç metatarsal kemiğin basislerinin plantar yüzeyine insersiyoyu yapar. Uzun plantar ligament plantar kalkaneokuboid ligamentle birlikte kalkaneokuboid eklem plantar yüzeyini sağlamlaştırarak ayağın lateral kolonuna üstün bir yapısal stabilite sağlar (Houglum & Bertoti, 2011; Neumann, 2013).

Dorsal ve plantar kuboidonavikular ligament

Kuboid ve navikula kemikleri birbirlerine transvers olarak yerleşimli bu iki ligament aracılığıyla bağlanır. **Dorsal kuboidonavikular ligament** üçgen şeklindedir ve navikulanın dorsal yüzünden orijin alıp kuboid kemiğin dorsumuna yapışır. **Plantar kuboidonavikular ligament** ise dikdörtgen biçimindedir ve kuboid kemiğin medial kenarına yakın inferior yüzünden orijin alıp navikulanın inferior yüzeyine insersiyoyu yapar (Kelikian & Sarrafian, 2011).

Dorsal ve plantar kuneonavikular ligament

Her bir kuneiform kemik, navikular kemiğe hem dorsal hem de plantar yönlerden birer ligament ile bağlıdır. 3 dorsal ve 3 plantar kuneonavikular ligament vardır.

Dorsal kuneonavikular ligamentler navikulanın dorsal yüzeyinin distalinden orijin alırlar ve kuneiform kemiklerin dorsumuna insersiyoyu yaparlar. Birinci dorsal kuneonavikular ligament dorsal kuneonavikular ligamentler arasındaki en güçlü ligamenttir. İkinci ve üçüncü dorsal kuneonavikular ligamentler ise daha incedirler ve daha oblik seyredirler.

Plantar kuneonavikular ligamentler navikulanın plantar yüzeyinden orijin alıp her bir kuneiform kemiğin plantar yüzeyinde sonlanırlar. Birinci plantar

kuneonavikular ligament, üç ligament arasında en kuvvetli olan ligamenttir. İkinci ve üçüncü plantar kuneonavikular ligamentler ise daha ince ve zayıftır; üç ligament arasında ikinci ligament en uzun, üçüncü ligament ise en derin yerleşimli olandır (Kelikian & Sarrafian, 2011).

Kuneokuboid ligamentler

Dorsal, plantar ve interosseöz olmak üzere üç kuneokuboid ligament vardır. Bu üç ligament kuboid kemiği, dorsal, plantar ve anterior yönlerden üçüncü kuneiform kemiğe bağlar (Kelikian & Sarrafian, 2011).

İnterkuneiform ligamentler

Ayakta, iki dorsal, iki interosseöz ve plantar olmak üzere beş interkuneiform ligament vardır. Bu ligamentler birinci küneiformu ikinci kuneiform kemiğe, ikinci kuneiformu da üçüncü kuneiforma bağlayan kısa, transvers yerleşimli ligamentlerdir (Kelikian & Sarrafian, 2011).

Tarsometatarsal ligamentler

Tarsometatarsal ligamentler, metatarsal kemiklerin basislerini kuneokuboid bloğa bağlarlar. Plantar ve dorsal yerleşimli olan bu ligamentler tarsometatarsal eklemlerin stabilitesinden sorumludur (Kelikian & Sarrafian, 2011).

İntermetatarsal ligamentler

Metatarsal kemikler arasında kalan bu ligamentler intermetatarsal stabiliteyi sağlar. Dorsal ve plantar olarak iki dizi şeklinde olan ligamentlerden plantar yüzeyde yer alan ligamentler dorsal yüzeydeki ligamentlerden daha güçlüdür (Kelikian & Sarrafian, 2011).

1.1.5. Ayak Bileği-Ayak Kasları

1.1.5.1. Ekstrinsik kaslar

Ekstrinsik kaslar birçok eklem ve dönme eksenini katettiği, ayak ve ayak bileği boyunca geniş bir hareket çeşitliliğine sahiptirler. Bu kasların açığa çıkardığı hareketler, dönme eksenine göre çekiş hatlarının pozisyonları tarafından belirlenir (Neumann, 2013).

Bacağın ön bölgesindeki kaslar

Bacağın ön bölgesinde yer alan kaslar **tibialis anterior**, **ekstansör digitorum longus**, **ekstansör hallucis longus** ve **peroneus tertius**'tur. Grup olarak, proksimal tibia, komşuluğundaki fibula ve interosseös membrandan orijin alırlar. Bu kasların talokrural ve subtalar eklemlerin rotasyon eksenleriyle olan ilişkileri açığa çıkaracakları hareket potansiyelini belirler. Talokrural eklemden dorsifleksiyon, subtalar eklemden ise inversiyon ya da eversiyon yaptırırlar. Bu dört kasın da siniri derin peroneal sinirdir ve hepsi de dorsi fleksiyonu primer hareketlerinden biri olarak yapar (Ombregt, 2013).

Bacağın lateral bölgesindeki kaslar

Bacağın lateral bölgesinde **peroneus longus** ve **peroneus brevis** kasları yer alır. Her ikisi de ayağa plantar fleksiyon ve eversiyon yaptırır. Peroneal sinirin yüzeyel tarafından inerve edilirler (Ombregt, 2013).

Bacağın posterior bölgesindeki kaslar

Bacağın posterior bölgesindeki kaslar yüzeyel ve derin grup kaslar olarak ikiye ayrılır. Yüzeyel grup **gastrocnemius**, **soleus** ve **plantaris** kaslarını içerir. Derin grupta ise **tibialis posterior**, **fleksör digitorum longus**, **fleksör hallucis longus** kasları yer alır. Bacağın posterior bölgesindeki tüm kasların siniri tibial sinirdir ve hepsi de plantar fleksiyonu primer hareketlerinden biri olarak yapar (Ombregt, 2013).

1.1.5.2. İntrinsik kaslar

Genel olarak ayağın intrinsik kasları yürüme ve koşma aktivitesinin itme fazında aktiftir. Bu kaslar görece yükseltilmiş Medial Longitudinal Arkı (MLA) desteklemek için grup olarak kasılırlar. Bu fonksiyon itme fazı sırasında plantar fleksörler kasılırken ayağın stabilizasyonuna yardım eder (Ombregt, 2013).

Ayağın dorsumundaki tek intrinsik kas **ekstansör digitorum brevis** kasıdır ve parmakların ekstansiyonunda görevlidir. Ayağın plantar yüzünde ise intrinsik kaslar 4 ayrı katmanda yerleşim gösterir. İlk katman, **fleksör digitorum brevis**, **abduktör hallucis** ve **abduktör digiti minimi**; ikinci katman, **kuadratus plantae** ve **lumbrikaller**; üçüncü katman, **abduktör hallucis**, **fleksör hallucis brevis** ve **fleksör**

digiti minimi; dördüncü katman, **dorsal** ve **plantar interosseal** kaslardan oluşur. En dış katman da plantar fasya tarafından kaplanır (Ombregt, 2013).

1.1.6. Plantar Fasya

Ligamentler, spesifik eklemleri destekleyen bağımsız yapılardır. Ayak, bunlara ek olarak tüm ayağı destekleyecek şekilde fonksiyon gören bir fasyal yapı da içerir. Plantar fasya (PF), ayağın plantar yüzeyindeki derinin stabilizasyonuna ve ayağın şeklini devam ettirmesine yardım eder (Lusardi, Jorge, & Nielsen, 2013). Birincil olarak kalkaneusun medial tüberositası ve aşil tendonu çevresindeki konnektif dokulardan başlayarak MTF eklem kapsüllerine tutunur (Şekil 1.2). Gerilme direnci, ayak bileğindeki en kuvvetli ligament olan deltooid ligamentin iki katıdır (Oatis, 2016).

Plantar fasya, ayağın arklarını kaplar ve onları destekleyerek ayak diziliminde çok önemli bir rol oynar (Neumann, 2013; Oatis, 2016).



Şekil 1.2: Plantar fasya (<https://www.fairview.org>)

1.2. AYAK DİZİLİMİ

Ayak bileği, ayak ve zemin arasındaki ilişki, normal yürüyüşün kritik ana unsurlarıdır. Ayak bileği ve ayağın fonksiyonu, anatomi, fizyoloji ve fiziğin kompleks ilişkileri tarafından belirlenir. Bununla birlikte ayak bileği ve ayağın uygun dizilimi yürüyüş sırasında kalça ve dizin optimal fonksiyonu için de gereklidir (Davids, 2009; Perry & Davids, 1992).

Yürüyüş, ayağın zemine temasıyla başlayan, duruş fazıyla devam eden ve sallanma fazıyla nihayet bulan döngüsünün belli bir periyotta devam eden tekrarlarıdır.

Yürüyüş döngüsünün duruş fazında, ayak bileği ve ayağın zeminle ilişkisi üç “rocker” ile tarif edilir. Normal yürüyüşte, ayağın yerle ilk temas eden bölümü topuktur. Ayak bileği, ayak zemin üzerinde düz pozisyona gelene kadar plantar fleksiyon yapar. Bu hareket, ayak bileği dorsifleksör grup kaslarının eksentrik aktivitesi tarafından kontrol edilir. Birinci ya da topuk rocker, topuk vuruşundan ayak düzleşinceye kadarki kısımda gerçekleşir. Vücut ağırlığı öne doğru aktarıldıkça, tibia da ayak bileği dorsifleksörlerinin yardımıyla ayak üzerinde öne gelir. Bu hareket ayak bileği plantar fleksörlerinin eksentrik aktivitesiyle kontrol edilir. İkinci ya da ayak bileği rocker, tibianın ayak üzerinde öne doğru hareketiyle ortaya çıkar. Diğer ayağın zeminle temasından hemen önce referans ayağın topuğu yerden kalkar ve ön ayağın metatarsofalangial eklemlerine kadar dorsifleksiyon ortaya çıkar. Bu hareket de ayak bileği plantar fleksör kaslarının konsentrik aktivitesiyle kontrol edilir. Üçüncü ya da ön ayak rocker ise, ayak bileği plantar fleksiyon yapmaya başladığında meydana gelir (Davids, 2009; Perry & Davids, 1992; Sabharwal, 2015).

Normal yürüyüşün duruş fazında, ayak bileği ve ayak, birinci rocker sırasında şok absorpsiyon, ikinci rocker sırasında stabilite ve üçüncü rocker sırasında rijit kaldıraç görevini üstlenir. Birinci rocker sırasında, tibial segment internal rotasyon yapar ve ayak bileği plantar fleksiyona gider. Bu, arka ayakta primer olarak da subtalar eklemlerde eversiyon ve abduksiyonla sonuçlanır. Arka ayağın pronasyonu, talusu plantar fleksiyona zorlayarak orta ayağın kilidini açar ve orta ayak da pronasyona gider. Arka ayak ve orta ayağın bu ikili hareketi ayağa maksimum esneklik sağlayarak, eklemlerin şok absorpsiyon yapmasına imkan sağlar. İkinci rocker sırasında, tibial segment eksternal rotasyon yapar ve ayak bileği dorsifleksiyona gider. Bu arka ayakta birincil olarak da subtalar eklemlerde inversiyon ve adduksiyon neden olur. Arka ayağın supinasyonu, talusu dorsifleksiyona zorlayarak orta ayak eklemlerini kilitler ve bunu orta ayağın supinasyonu izler. Arka ve orta ayağın bu ikili senkronize hareketi longitudinal arkı restore edip maksimum rijiditeyle sonuçlanarak ayağın stabilitesini artırır. Üçüncü rocker sırasında, tibial segment eksternal rotasyon ayak bileği de dorsifleksiyon yapmaya devam eder. Vücut öne doğru geldikçe ayak altında basınç merkezi ön ayağa doğru ilerler. Ayak segmentleri maksimum rijiditeyi sağlamak için dizildiği için ön ayak stabildir. Ayak segmentlerinin rijiditesi ayak bileği plantar fleksör kasları için optimal kaldıraç kolunun sağlanmasına olanak verir. Ayak ve ayak

bileğinin, yürüyüşün duruş fazındaki beklenen normal segmental dizilim paterni, anatomik segmentlerin arasındaki ikili hareketlerin sonucudur (Davids, 2009; Perry & Davids, 1992; Sabharwal, 2015).

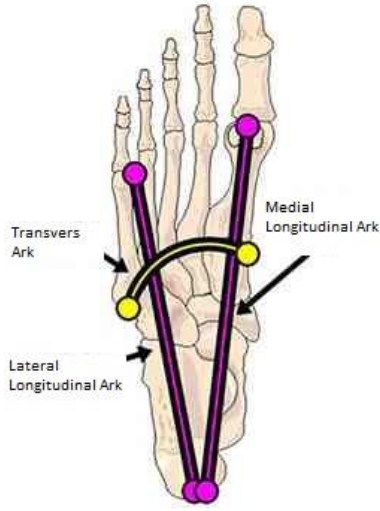
Ayak, yük taşırken primer olarak fonksiyonunu kapalı zincir içinde yaptığı için, ayaktaki dizilim bozuklukları ayakta lokal deformitelere neden olurken aynı zamanda açığa çıkarttığı kompensasyonlarla da uzağındaki bölgelerde başka dizilim bozukluklarına neden olabilir. Ayak dizilimindeki değişiklikler, eklem ve kas mekaniklerini değiştirip, bozukluk açığa çıkartarak ağrıya neden olabilir. Ayak diziliminin alt ekstremite fonksiyonundaki potansiyel etkisini anlamak için ayağın normal dizilimini ve bu dizilimi etkileyen faktörleri anlamak gerekir (Oatis, 2016).

1.2.1. Ayağın Arkları

Ayakta, transvers, medial longitudinal ve lateral longitudinal olmak üzere 3 tane ark yer alır. **MLA**, kalkaneus, talus, navikular, medial kuneiform ve birinci metatarsal kemikleri içerir (Oatis, 2016). **Lateral longitudinal ark (LLA)** , kalkaneus, kuboid ve beşinci metatarsal kemiklerden oluşur (Oatis, 2016). **Transvers ark (TA)** ise, kuboid, kuneiform kemikler ve metatarsal kemiklerin basisleri tarafından oluşturulur.

Arklar, sinirleri, damarları ve ayağın plantar yüzeyindeki kasları ağırlık taşıma sırasındaki kompresyondan korumak; yere temas etme sırasındaki şoku absorbe etmek; mekanik enerjiyi depolayıp lokomasyonun etkisini geliştirmeye yardım etmek gibi birçok amaca hizmet eder (Lusardi et al., 2013). Ayağın arkları çocukluk çağında yürümeye paralel olarak gelişir ve 8-10 yaşlarına kadar oluşmaya devam eder. Arkların bütünlüğü primer olarak kemik diziliminin yardımıyla ligamentöz yapıların ve ek olarak ayak kaslarının eksternal desteğine bağlıdır (Oatis, 2016).

MLA ayaktaki birincil şok absorbe eden yapıdır. Ayakta dururken medial longitudinal ark yüksekliği daha çok ligamentler, eklemler ve en önemlisi plantar fasya gibi non-musküler dokular tarafından sağlanır (Lusardi et al., 2013). Elastik bir kiriş gibi davranan plantar fasya MLA'nın yüksekliğini desteklediği için aynı zamanda vücut ağırlığını absorbe eder. Ayakta durma sırasında normal arkı desteklemek için aktif kas kuvveti gerekli değildir (Mansfield & Neumann, 2009).



Şekil 1.3: Ayak arkları (nabosotechnology.com)

1.2.2. Subtalar Nötral Pozisyon

Subtalar nötral pozisyon (SNP) kavramı, ayaktaki postural kompensasyonları anlamak için çok önemlidir. İşlevsel olarak subtalar eklemin pronasyon ya da supinasyonda olmadığı pozisyon olarak tanımlanır (Lusardi et al., 2013). SNP, talus ve kalkaneus arasındaki temas alanının artmasını sağlar. SNP'den pronasyon ve supinasyona doğru olan uzaklaşmalar ise talus ve kalkaneus arasındaki temas alanını azaltır (Oatis, 2016). Bacağı ikiye bölen bir hat ile kalkaneusun posteriorunu ikiye bölen hat arasındaki açı SNP miktarını belirler. Kalkaneusun bacağa göre mediale deviasyonu varus; kalkaneusun bacağa göre lateral deviasyonu ise valgus deformitesini gösterir (Oatis, 2016).

1.3. HİPERMOBİLİTE

Eklemlerin hareketleri hızlı ve tekrarlı şekilde yapabilme yeteneği, eklem kapsülü ve eklem çevresindeki ligament ve tendonların ekstrasellüler matriksinin eşsiz mekanik özellikleriyle ilişkilidir. Bu dokuların “sertliği” ve “elastisitesi” arasında hassas bir denge vardır. Bu dengenin elastisite lehine bozulmasının sonuçlarından biri de hipermobilitate olarak ortaya çıkabilir. Konnektif dokunun laksitesinin ve kırılabilirliğinin artışıyla karakterize aşırı eklem hareket açıklığı olarak tanımlanan (P. H. Beighton et al., 2011) hipermobilitate, kadınlarda, gençlerde ve Asya-Afrika kökenli kişilerde daha fazla görülmektedir (Maillard & Payne, 2010).

Hipermobilitenin değerlendirilmesinde en kabul gören değerlendirme yöntemi Beighton ve ark.'larının geliştirdikleri yöntemdir. Bu teknikte skor 0-9 arasında değişmektedir ve yüksek skor, artmış eklem laksitesini ifade eder (PH Beighton, Solomon, & Soskolne, 1973). Başka birçok kompleks ölçme sistemleri geliştirilmesine rağmen, çok zaman aldıkları ya da büyük popülasyonlara uygulanması zor olduğu gerekçesiyle kullanımları kısıtlı kalmıştır (P. H. Beighton et al., 2011).

Hipermobil kişilerde artan fleksibilitenin biyolojik bedeli olarak, tendon, ligament, kemik, kartilaj ve deri gibi kas iskelet sistemi yapıları diğer bireylere göre daha fazla mekanik yetmezlik riski altındadır. Normal gerginlikteki ligamentler hem stabiliteyi artırarak hem de normal eklem hareketini kısıtlayarak bir koruma sağlar. Laks eklemler ise hem bu koruyucu etkinin yoksunluğu hem de laksitenin neden olduğu azalmış propriosepsiyon nedeniyle, travma ve aşırı kullanıma bağlı yaralanmalara karşı daha savunmasızdır (P. H. Beighton et al., 2011).

Hipermobil kişilerde bozulmuş propriosepsiyon nedeniyle, denge ve yürüyüş etkilenebilir ve hipermobil ayağın şekil ve yapısında farklılıklar olabilir. Tipik olarak ayaktaki bozukluklar, ark düşüklüğüne eşlik eden dizilim değişiklikleridir. Ayaktaki bu dizilim değişiklikleri de birçok kas iskelet sistemi rahatsızlığıyla ilişkilendirilmektedir. Klinik açıdan bakıldığında, kırılğan konnektif doku alt yapısı, ayak-ayak bileği ligament yaralanmaları, kas yaralanmaları, kemik-tendon bileşkesinde traksiyon lezyonları, stres kırıkları ve aşırı kullanım yaralanmaları gibi bir çok rahatsızlığa yatkınlığı artırmaktadır (P. H. Beighton et al., 2011).

Ayağın kapalı kinetik halkadaki yüklenmesi, kemik, kartilaj, kas, ligament, plantar fasya ve eksternal çevrenin dahil olduğu çok kompleks bir durumdur. Ayak biyomekaniklerinin nicelleştirilmesi için basınca duyarlı filmler, basınç algılama platformları, ayakkabı içi basınç algılayıcıları, kadavra çalışmaları, kuvvet ölçümleri ve yürüyüş analizleri gibi bir çok deneysel teknik geliştirilmiştir. Bu teknikler plantar basınç dağılımlarını belirlemek ve farklı hareket fazlarında eklem hareketlerini tahmin edebilmek için yaygın olarak kullanılmaktadır. Bununla birlikte, deneysel yaklaşımların limitasyonları ve zorlukları nedeniyle kemik ve yumuşak dokulardaki internal stresleri ve yük aktarma mekanizmasını belirlemek imkansızdır. Bu çalışmalarda farklı anatomik komponentlerin, yük dağılımı ve stabilizasyondaki

fonksiyonel rolü sadece gros basınç dağılımıyla gösterilebilmektedir. Deneysel çalışmalar, genelleyici ve umut verici sonuçların elde edilebilmesi için fazla sayıda farklı karakteristikte model ya da hasta ihtiyacının olduğu, zaman tüketici yöntemlerdir (Ming Zhang & Fan, 2014). Bu zorlukların üstesinden gelmek ve deneysel çalışmaları desteklemek amacıyla sonlu elemanlar yöntemi gibi bilgisayar modellemesi yaklaşımları günümüzde sık kullanılan yöntemler haline gelmiştir (J. T.-M. Cheung et al., 2005; Jacob & Patil, 1999; Srirekha & Bashetty, 2010).

1.4. SONLU ELEMANLAR YÖNTEMİ

Bilgisayarlar, mühendislik alanında adeta devrim yapmışlardır. Yorucu el çizimleriyle yapılan ürün dizaynları, yerini bilgisayar grafiklerinin kullanıldığı bilgisayar destekli dizaynlara bırakmıştır. El hesaplamalarıyla yapılan dizaynların analizleri ve birçok test de yine yerini bilgisayar destekli mühendislik yazılımlarıyla yapılan bilgisayar simülasyonlarına bırakmıştır. Bilgisayar destekli dizayn, bilgisayar destekli mühendislik ve bilgisayar destekli üretim birlikte, mühendisliğin çehresini çarpıcı bir biçimde değiştirmiştir. Örneğin bir arabanın dizaynından üretimine kadar beş-altı yıl gerekirken bahsedilen teknolojilerin kullanımı ile bu süre bir yıla kadar düşmüştür (X. Chen & Liu, 2014).

Bilgisayar destekli mühendislik için geliştirilen tüm araçlar içinde sonlu elemanlar yöntemi (SEY) en çok kullanılan hesaplama yöntemlerinden biridir (X. Chen & Liu, 2014). SEY ya da sonlu elemanlar analizi basit parçalardan karmaşık yapılar oluşturma ya da karmaşık objeleri küçük ve çözümlenebilir parçalara ayırma fikrine dayanmaktadır. Bu basit fikrin uygulaması, günlük yaşamın her yerinde bulunabilir. Örneğin çocuklar LEGO oynarken küçük ve basit geometriye sahip parçalardan trenler, gemiler, binalar yaparlar ve bu yapıların parçaları küçüldükçe de objeler daha gerçekçi bir görünüm alır. Matematik terimi olarak bu, limit kavramının basit bir uygulamasıdır, yani tasarımın doğruluğunu ya da hassasiyetini artırmak için parçaların sayısını ölçülebilir derecede artırma yaklaşımıdır (X. Chen & Liu, 2014). SEY, gerilme analizi, ısı transferi ve akışkanlar mekaniği gibi bir çok alanda üstün problem çözme yeteneğine sahiptir.

SEY'e dayanan bilgisayar modellerinin kullanımı, düzensiz geometri, karmaşık malzeme özellikleri, değişken sınır ve yükleme koşulları gibi zorlu şartlardaki yeteneği nedeniyle birçok biyomekanik araştırmada büyük başarı ile artmaktadır. Bilgisayar modelleri, eklem yüzeylerin şekilleri ve ligamentlerin dizilimi gibi farklı geometrileri içeren yapılarda, kemik ve yumuşak dokuların mekanik özellikleri, kas kuvvetleri, eksternal yükler gibi değişen durumlarda bile kolaylıkla kullanılabilir (Ming Zhang & Fan, 2014). SEY, değerlendirdiği anatomik bölgenin her bir komponentinin, yük dağılımını, yer değiştirmelerini ve internal streslerini hesaplayabilir. Ayrıca, spesifik şartlar altında, kemik yapıların 3D (3 boyutlu) hareketlerini ve yumuşak dokuların deformasyonlarını analiz etme imkanı sağlar (Brilakis, Kaselouris, Xypnitos, Provatidis, & Efstathopoulos, 2012; J. T.-M. Cheung et al., 2005; Liang, Yang, Yu, Niu, & Wang, 2011; Mondal & Ghosh, 2017; Morales-Orcajo, Souza, Bayod, & Barbosa de Las Casas, 2017).

1.4.1. Konu ile İlgili Biyomekanik Temel Kavramlar

1.4.1.1. Kuvvet

Cisimlerin hareketlerini ve/veya şekillerini değiştirebilen etki kuvvet olarak tanımlanır. Cisimlere diğer cisimlerin uyguladığı etki, dış kuvvet olarak adlandırılırken, cismin kendi parçalarının etki tepki kuvvetleri ise iç kuvvet olarak isimlendirilir (Beer, 2015; Hibbeler, 2005).

1.4.1.2. Stres (gerilme) çeşitleri

Birim alana düşen kuvvet veya belirlenen bir kesitteki yayılı kuvvetlerin şiddeti stresi gösterir. Stres, uygulanan kuvvete karşı cismin birim alanında oluşturduğu tepkidir. Formülü, $\sigma = F/A$ 'dır. Kuvvet (F) Newton (N) ve alan (A) metrekaare (m^2) olduğundan sigma gerilmesi N/m^2 ile ifade edilir. Bu birim pascal (Pa) da olarak bilinir. Bu değer çok küçük bir birim olduğundan uygulamada kilopascal (kPa), megapascal (MPa) katları kullanılır (Kubat, 2013).

Kuvvet, bir cismi her yön ve açıdan etkileyerek karmaşık streslerin ortaya çıkmasına neden olabilir. Tüm stresler, gerilme, sıkışma ve makaslama stresi olarak üç şekilde ortaya çıkabilir. Cisimlere uygulanan kuvvetler sonucunda izole olarak tek

bir stres çeşidinin ortaya çıkması oldukça zordur; genellikle bunun yerine üç stresin de birarada bulunduğu bileşik streslerin görülmesi daha olasıdır.

Sıkışma stresi, aynı doğrultuda ve yönde iki kuvvetin cisme etkimesiyle meydana gelir ve cismi oluşturan molekülleri birbirine yaklaştırmaya zorlar. **Gerilme stresi**, aynı doğrultudaki zıt yönlü iki kuvvetin cismi etkilemesi sonucu ortaya çıkar ve bu durumda cismi oluşturan molekülleri birbirinden ayırmaya zorlar. **Makaslama stresi** ise cismin farklı seviyelerinden zıt yönlerdeki iki kuvvetin uygulanması ile açığa çıkar ve cismin moleküllerini tabakalar gibi birbiri üzerinde yüzeye paralel yönde kaymaya zorlar (Beer, 2015; Hibbeler, 2005).

1.4.1.3. Gerinim / Deformasyon (Strain)

Deformasyon, belirli bir kuvvet uygulanmasıyla cismin birim boyutunda oluşan boyutsal değişimdir. Deformasyon, plastik ya da elastik veya her iki halin de dahil olacağı şekilde olabilir. Elastik gerilmede, gerilim ortadan kalkınca cisim eski şekline dönerken, plastik deformasyonda bu görülmez (Beer, 2015; Hibbeler, 2005).

1.4.1.4. Hooke kanunu

Birimsel şekil değiştirmeler ve gerilimler arasında doğrusal ilişki olduğunu gösteren bir kanundur. Elastik deformasyon sınırını aşmamak kaydıyla cisimlerin davranışını yaklaşık olarak ifade eder. Cisme bir kuvvet uygulandığında cisimde ne kadar deformasyon olacağını tahmin etmeyi sağlar. Formülü;

$F = -kx$ tir. “k” cismin sertlik katsayısını ifade eder. Yüksek esneklik katsayısı rijit, düşük katsayı ise sünek (esnek) materyalleri gösterir (Beer, 2015; Gök Kadir, 2018; Hibbeler, 2005; Kazimi, 2001).

1.4.1.5. Elastik modül (E), young modülü

Cismin, maruz kaldığı kuvvete karşı direncini gösterir ve her madde için değeri farklıdır. Elastik modül ne kadar yüksekse cisim deformasyona karşı o kadar dirençlidir. Elastik modül ya da elastik katsayısı young modülü olarak da isimlendirilir ve cismin moleküllerinin birbirlerine uyguladığı çekim kuvvetinin uzamaya gösterdiği iç direnci ifade eder. Sert materyallerin deformasyona karşı iç dirençlerinin yüksek

olması onların esneklik katsayısının yüksek olmasıyla ilişkilidir (Gök Kadir, 2018; Hill, 1998; Kazimi, 2001; Kubat, 2013).

1.4.1.6. Poisson oranı

Uygulanan kuvvet altında cismin boyunda gösterdiği deformasyonun, kesitsel olarak gösterdiği deformasyona olan oranını ifade eder. Bir cisme çekme kuvveti uygulandığında kuvvetin geldiği yönlerde boyca uzama görülürken, yük ile paralel olmayan boyutlarda boyca kısalma görülür. Sıkışma kuvveti altında ise tam tersi durum geçerlidir; kuvvetin geldiği yönlerde boyca kısalma, yüke dik olan boyutlarda ise boyca uzama görülür. Poisson oranı da elastisite modülü gibi her materyal için ayrı değerlere sahiptir ve maddeler için ayırt edici bir özelliktir (Gök Kadir, 2018; Hill, 1998; Kazimi, 2001; Kubat, 2013).

1.4.1.7. Von Mises Stres

Kuvvet uygulanan cisimde stres dayanıklılığını belirlemek için kullanılan bir kriterdir. Cisimde oluşan streslerin dağılımı ve şiddetini genel bir şekilde ifade ederken aynı zamanda uygulanan kuvvete bağlı olarak cismin plastik şekil değişimine uğramış olup olmadığını anlamak için hesaplanan bir değerdir (Gök Kadir, 2018; Hill, 1998; Kazimi, 2001; Kubat, 2013).

1.4.2. Sonlu Elemanlar Yönteminin Ayak Çalışmalarında Kullanımı

SEY tabanlı bilgisayar modellerinin düzensiz geometri, kompleks materyal özelliklere sahip yapılarda; değişen sınır ve yükleme koşullarında bile yüksek başarı ile kullanımı artmaktadır. SEY ile sonsuz sayıda bilgisayar modeli geliştirilebilir ve farklı sınır şartlarında teste tabi tutulabilir. Bilgisayar modelleri diğer yöntemlerle kolaylıkla elde edilemeyen yumuşak dokulardaki yük dağılımı, eklem reaksiyon kuvvetleri ve kas kuvvet analizleri gibi birçok bilgi sağlayabilir (Liang et al., 2011).

SEY yapısal mekanik problemlerin analizi için geliştirilmiş bir yöntemdir. Malzeme bilimi ve bilgisayar modelleme tekniklerindeki gelişmelerle birlikte SEY'in ayak biyomekanik uygulamalarındaki yeri ve önemini artırmıştır. Son yıllarda ayak biyomekaniklerini araştırmak için birçok sonlu elemanlar modeli geliştirilmiştir. Plantar ayak ağrısı, diabetik ayak, MLA düşüklüğü, kırık, artrit ve sporla ilişkili birçok

ayak problemi ya da hastalığının oluş mekanizması ya da uygulanan tedavilerin biyomekaniksel sonuçları SEY kullanılarak tahmin edilebilir. Stres dağılımları, temas basınçları ve deformasyon gibi internal biyomekaniklerin net bir resmi, durumu daha iyi anlamamıza yardımcı olabilir (J. T.-M. Cheung, An, & Zhang, 2006; J. T.-M. Cheung et al., 2009; Liang et al., 2011).

Deneysel çalışmaların zorluğu, maliyeti ve invaziv yöntemler gerektirmesi, SEY'i ayak biyomekanikleri hakkındaki mevcut sorulara cevaplar aramak için önemli bir araç haline getirmiştir. (J. T.-M. Cheung et al., 2009; J. T. Cheung et al., 2006). SEY'in, ayak bileği ve ayak eklemlerinin karmaşık yükleme ve patolojik durumlarında, hız, maliyet etkinliği ve detaylı sonuçlar ortaya koyması gibi birçok avantajı vardır.

Deneysel modelimizdeki hipotezler

1. H_0 : Ligamentöz laksitenin ayak bileği ve ayak yapılarının dizilimine etkisi yoktur.
 H_1 : Ligamentöz laksite ayak bileği ve ayak yapılarının dizilimini etkiler.
2. H_0 : Ligamentöz laksitenin ayak bileği ve ayak yapılarının yük dağılımında etkisi yoktur.
 H_1 : Ligamentöz laksite ayak bileği ve ayak yapılarının yük dağılımını etkiler

2. GEREÇ VE YÖNTEMLER

2.1. ÇALIŞMANIN TİPİ VE SÜRESİ

Bu çalışma retrospektif olarak planlandı. Verilerin toplanması Şubat-Temmuz 2019 tarihleri arasındaki 6 aylık süreçte gerçekleştirildi.

2.2. KATILIMCILAR

Bu çalışma, KSBÜ Evliya Çelebi Eğitim ve Araştırma Hastanesi ve Kütahya Sağlık Bilimleri Üniversitesi Sağlık Bilimleri Fakültesi Fizyoterapi ve Rehabilitasyon Bölümü'nde gerçekleştirildi. Çalışmanın yapılabilmesi için Kütahya İl Sağlık Müdürlüğü'nden 55719891/604.02.99 sayılı izin alındı. Çalışma, Kütahya Sağlık Bilimleri Üniversitesi Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kurulu tarafından 30.01.2019 tarih ve 2019/02 sayılı Etik Kurul kararıyla onaylandı.

Çalışmaya hastane kayıt sisteminde ayak bölgesinde ağrı şikayetiyle ortopedi servisine başvuran ve ayak manyetik rezonans görüntüleme 1.5 T (MRG) ya da bilgisayarlı tomografi (BT) verileri (kesit kalınlığı en fazla 2mm olan) bulunan, muayene sonucunda tüm değerlendirmeleri normal referans değerler arasında olan ve ayağında herhangi bir problem olmadığına ortopedist tarafından karar verilmiş, dahil edilme kriterlerini sağlayan 4 kadın birey dahil edildi.

Çalışmaya dahil edilme ve çalışmadan dışlama şartları aşağıdaki gibi belirlendi.

2.2.1. Dahil Edilme Kriterleri

1. 18-35 yaşları arasında olan,
2. Görüntüleme verileri alındığı zamanda hamilelik öyküsü olmayan,
3. VKİ 20-30 kilogram/metrekare (kg/m^2) arasında olan,
4. Sistemik hastalığı olmayan,
5. Alt ekstremitte için yardımcı cihaz ya da ortez kullanmayan,
6. Alt ekstremitteyi ilgilendiren; cerrahisi olmayan, deformitesi olmayan,
7. Son 6 ay içerisinde alt ekstremitteyi ilgilendiren geçirilmiş travması olmayan kadın olgular

2.2.2. Dışlama Kriterleri

1. Önceden alt ekstremiteyi ilgilendiren (ayak bileği, kalça vb.) tanısı konmuş, biyomekaniyi bozabilecek problemi olan,
2. MRG ya da BT verisi bilgisayar programlarıyla katı modele dönüştürülemeyen olgular çalışmadan dışlandı.

2.3. DEĞERLENDİRME

Hekim tarafından aşağıdaki testler yapılmıştır;

Naviküler Düşme Testi: Naviküler düşme testi, ayakta, ayağa ağırlık verilerek ölçülen naviküler yüksekliğin, oturma pozisyonunda ayağa ağırlık verilmeden ölçülen naviküler yükseklikten çıkarılması ile elde edilen, ayaktaki pronasyon miktarını ölçmek için kullanılan testtir. Bireyler çıplak ayak bir sandalyede otururken her iki ayaklarında da naviküler tüberkül işaretlenir, sonra alt kenarı yerde bulunan bir kart üzerine naviküler tüberkül hizasına işaret koyulur. Daha sonra bireyden ayağa kalkması istenir, ayağa tam ağırlık vermişken aynı kartın üzerine naviküler tüberkül hizası yeniden işaretlenir. Her iki çizgi arasındaki uzaklığın milimetre (mm) cinsinden ifadesi naviküler düşme miktarı olarak kaydedilir. Ölçüm farkının 5-9 mm arasında olması normal kabul edilirken; 10 mm ve üzerinde olması pronasyon ve 4 mm ve altında olması supinasyon olarak değerlendirildi (Cote, Brunet, II, & Shultz, 2005).

Medial Longitudinal Ark Açısı (MLAA) : MLAA, yüksek güvenilirliğe sahip ayak sınıflandırma testlerinden biridir. Medial malleolün merkezinden naviküler tüberositeye kadar bir çizgi ile naviküler tüberositadan birinci metatarsın başına çizilen çizginin arasındaki geniş açıdır. Sağlıklı ayaktaki normal değerleri 131-152 derece arasındadır (Dahle, Mueller, Delitto, & Diamond, 1991).

Ayak Postür İndeksi (APİ): Ayak postürünün değerlendirilmesi APİ kullanılarak yapıldı. Değerlendirme sırasında hasta ayakta gevşek pozisyonda durdu ve APİ'nin altı parametresi (Talus başının palpasyonu, supra infra malleolar eğimin gözlenmesi, kalkaneusun frontal düzlemdeki pozisyonu (inversiyon/eversiyon), talonavikular eklemin medial katlantısı (balonlaşma), medial longitudinal arkın gözlenmesi, ön ayağın arka ayağa göre abduksiyon/addüksiyonu) değerlendirildi. Bu parametrelerin her birine -2 ile +2 arasında değerler verildi ve kişinin aldığı toplam

skora göre ayak postürü belirlendi. Negatif değerler ayağın supinasyonda olduğu, 0-5 puan arasındaki değerler ayağın nötral pozisyonda olduğu, 5-12 puan arasındaki değerler de ayağın pronasyonda olduğu şeklinde yorumlandı (Redmond, Crosbie, & Ouvrier, 2006). API'nin ayak postür değerlendirmesinde en sık kullanılan manuel, geçerli ve güvenilir bir araç olduğu gösterilmiştir (Evans, Copper, Scharfbillig, Scutter, & Williams, 2003; Redmond et al., 2006).

Uyluk Ayak Açısı: Uyluk-ayak açısı, hasta yüzükoyun pozisyonda yatarken, dizler 90° fleksiyona getirildiğinde ayak eksenini ile uyluk eksenini arasındaki açıdır. Pozitif değerler dış rotasyonu, negatif değerler iç rotasyonu gösterir. Erişkinlerde gonyometrik ortalama değeri 10°-15° arasındadır (Stuberg, Temme, Kaplan, Clarke, & Fuchs, 1991).

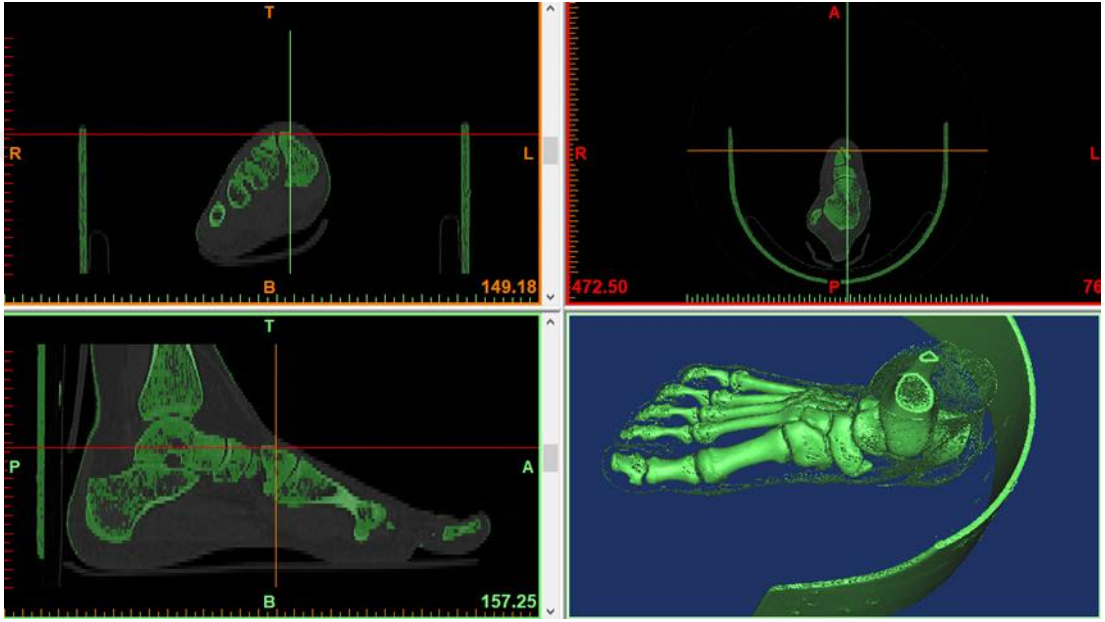
Craig Testi: Ryder testi ya da 'Trochanteric Prominence Angle Test' olarak da adlandırılır. Hasta yüzüstü pozisyonda yatarken testi uygulayacak kişi test edilecek kalçanın kontralateral tarafına geçer. Kalçalar ekstansiyonda, test edilecek taraftaki diz 90° fleksiyon pozisyonundadır. Testi yapan kişi sol eli ile trokanter majorü palpe eder ve sağ eli kalçayı iç rotasyona getirir. Trokanterik çıkıntının en belirgin olduğu anda tibia ile vertikal düzlem arasındaki açı gonyometre ile ölçülerek femoral anteverسیون açısı belirlenir. Erişkinlerde ortalama açısı 8°-15°'dir (Souza & Powers, 2009).

Beighton Skoru: Beighton skoru, hiper-mobilite tanısında en sık kullanılan, pratik olması nedeniyle de epidemiyolojik çalışmalar için en uygun skorlama yöntemidir. Beighton skoru, beş manevranın uygulanması (5. metakarpal ekleminin dorsifleksiyonu > 90°, başparmağın pasif olarak ön kol iç yüzüne değmesi, Dirseğin hiperekstansiyonu > 10°, dizin hiperekstansiyonu > 10°, ayakta ve dizler ekstansiyonda iken el ayasının yere değmesi) ile puanlanan ve toplam dokuz puan içeren kolay bir skorlama yöntemidir. İlk dört madde tüm ekstremitelerde simetrik olarak değerlendirilir ve yapılabilen her hareket için bir puan verilir. Sadece beşinci madde bir puan olarak değerlendirilir. Daha sonra alınan tüm puanlar toplanır ve toplamda dokuz puan üzerinden değerlendirme yapılır. Beighton skorunun 4-9 değerinde olması hiper-mobilitenin pozitif olduğunu gösterir (Peter Beighton, Grahame, & Bird, 2012).

2.4. YÖNTEMLER

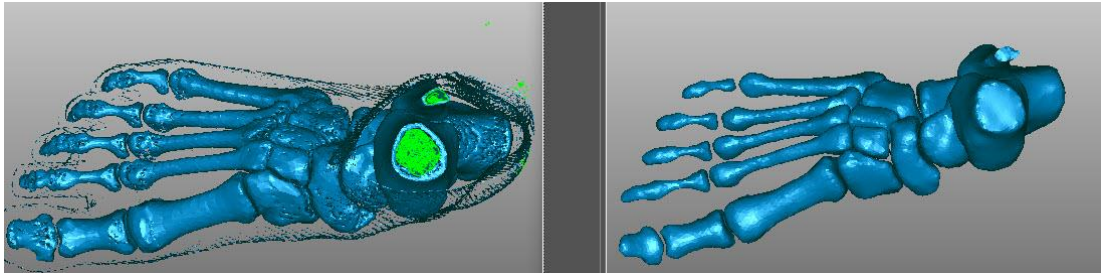
2.4.1. 3D Katı Modelin Elde Edilmesi

Katılımcıların Digital Imaging and Communications in Medicine (DICOM) verilerinden elde görüntüleri MIMICS 10.01 (Materialise, Leuven, Belgium) programına aktarıldı. MIMICS programında kemik yapıların ve yumuşak dokuların belirlenebilmesi için eşikleme (Thresholding) işlemi yapıldı. Aynı ayrı elde edilen kemik ve yumuşak dokular 3D modele dönüştürüldü (Şekil 2.1).

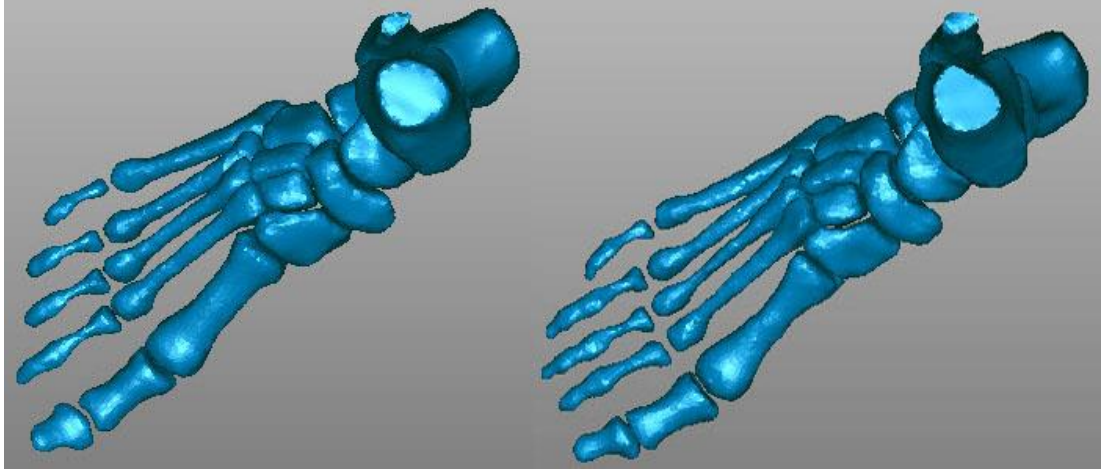


Şekil 2.1: MIMICS programında ayağın kesitleri ve 3D görüntüsü

Kemik ve yumuşak dokuların 3D biyomodel dosyaları Geomagic Studio (Raindrop Inc) programıyla nokta bulutu olarak açıldı. Bu programda model üzerinde düzeltilmesi gereken küçük boşluklar, istenmeyen öğeler, kesişen ve bozuk yüzeyler belirlenerek gerekli iyileştirmeler yapıldı (Şekil 2.2).

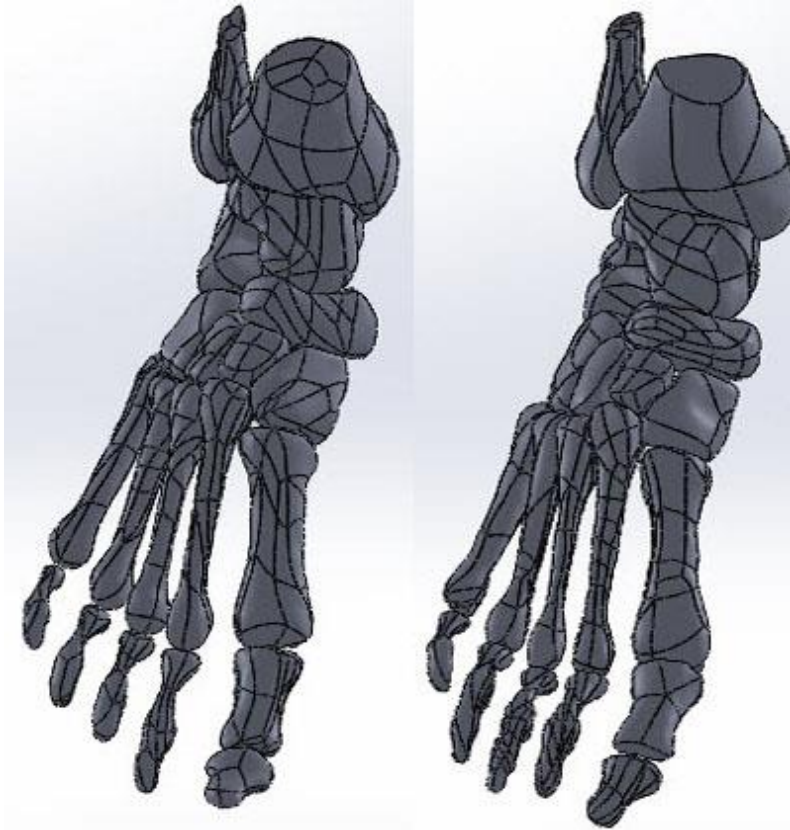


Şekil 2.2: Kemik yapıların yüzey modeli



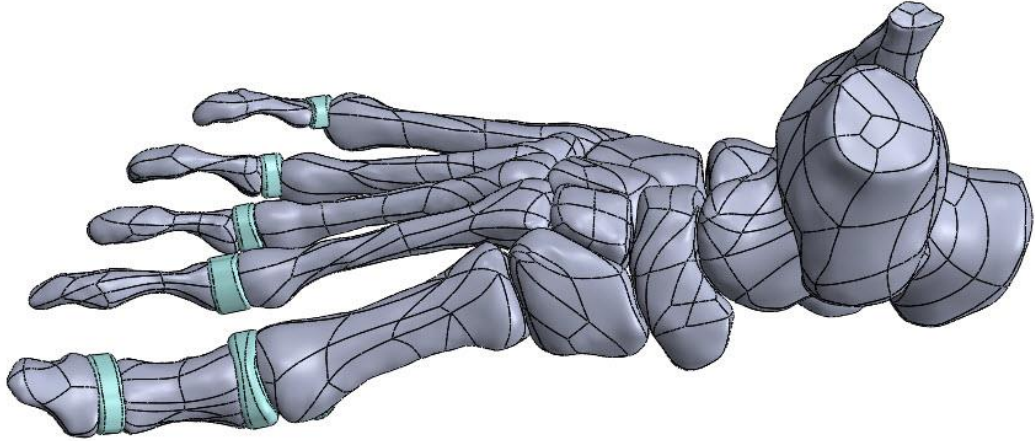
Şekil 2.3: Soldan sağa olgu 1 ve olgu 2'nin yüzey modeli

Nokta bulutundan yüzey modele dönüştürülen kemik ve yumuşak dokuların katı modellerinin oluşturulması için biyomodel dosyaları SolidWorks (Dassault Systemes SolidWorks Corporation, ABD) programına aktarıldı. Yüzey modelleri Solidworks programında katı modele dönüştürüldü (Şekil 2.4).



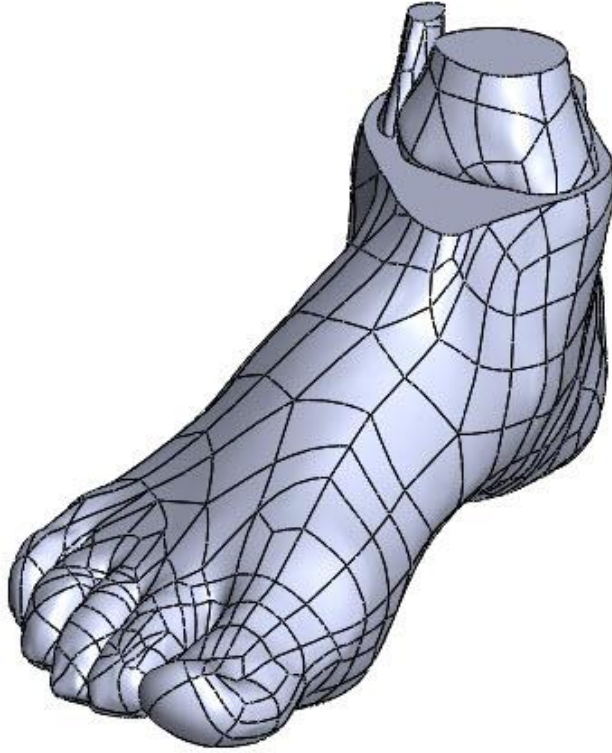
Şekil 2.4: Soldan sağa olgu 1 ve olgu 2'nin katı modeli

Analizi çözümlenebilir hale getirmek ve analiz süresini kısaltabilmek amacıyla model üzerinde çeşitli basitleştirmeler yapıldı. Buna göre, 2. ve 4. parmaklardaki falankslar arasında kıkırdak doku modellenmedi ve her bir falanks yekpare kabul edildi. Model Solidworks programından Ansys Workbench programına aktarılıp kontrol edildiğinde, Ansys Workbench programının, otomatik temas tanıma özelliği sayesinde orta ve arka ayak eklemlerindeki temas ilişkilerini başarılı şekilde saptadığı halde metatarsofalangial eklemlerdeki temas ilişkilerini saptayamadığı görüldü. Ansys Workbench programına metatarsofalangial eklemlerin temas ilişkilerini tanıtmak için SolidWorks programında bu eklemler arasına eklem yapısına uygun kıkırdaklar modellendi ve yine SolidWorks programında montaj işlemi gerçekleştirildi (Şekil 2.5).



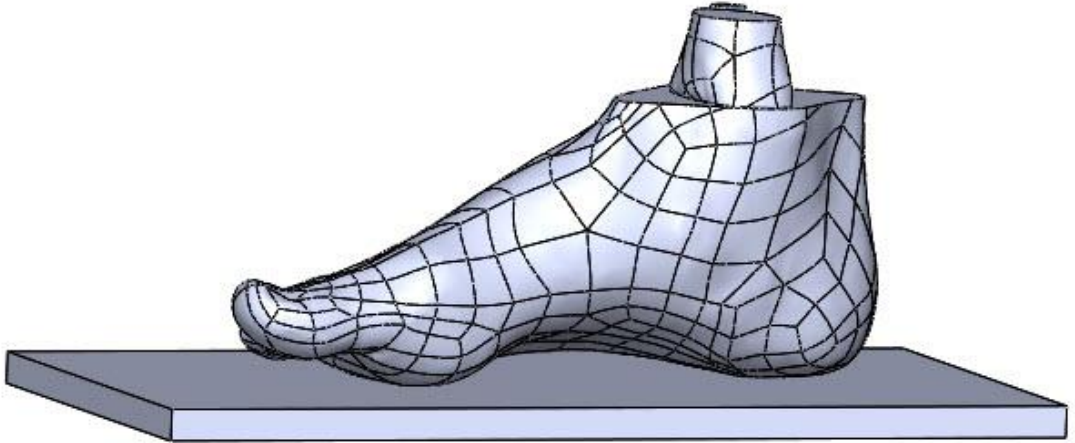
Şekil 2.5: Kemik ve kartilaj yapıların katı modeli

Kartilajların montajı gerçekleştirildikten sonra, kemik ve kartilaj yapılar ayağın yumuşak dokusunun içine gömüldü (Şekil 2.6).



Şekil 2.6: Kemik, kartilaj ve yumuşak dokuların birleştirilmiş katı modeli

Ayağın kemik yapıları, metatarsofalangial kartilajlar ve bu yapıları saran yumuşak dokunun montajı gerçekleştirildikten sonra ayağın üzerine yerleşeceği zemin SolidWorks programında modellendi ve ayak tabanına montajlandı (Şekil 2.7).



Şekil 2.7: Ayak modelinin zemin üzerine konumlanmış hali

2.4.2. Sonlu Elemanlar Analizi

Katı modeller ve aralarındaki montaj işlemleri tamamlandıktan sonra biyomodel sonlu elemanlar analizinin gerçekleştirilmesi için Ansys Workbench 18.2 (ANSYS Inc, Canonsburg, PA) paket programına aktarıldı. Kemik, kartilaj, zemin blok ve yumuşak dokunun materyal özellikleri Ansys Workbench programında sisteme girildi. Kemik, kartilaj ve zemin blok için sisteme, homojen, izotropik ve linear elastik özellik girilirken yumuşak doku hiperelastik olarak tanımlandı. Çalışmamızda kullanılan yapıların materyal özellikleri Tablo 2.1 ve Tablo 2.2’de gösterildi. Biyomodelin sonlu elemanlara bölünmesi, ligamentlerin oluşturulması, temas ilişkileri, sınır koşulları ve yüklerin uygulanması bu programda gerçekleştirildi.

Materyal	Young modülü [MPa]	Poisson oranı
Kemik	7,300	0.3
Kartilaj	1	0.4
Zemin	17,000	0.1

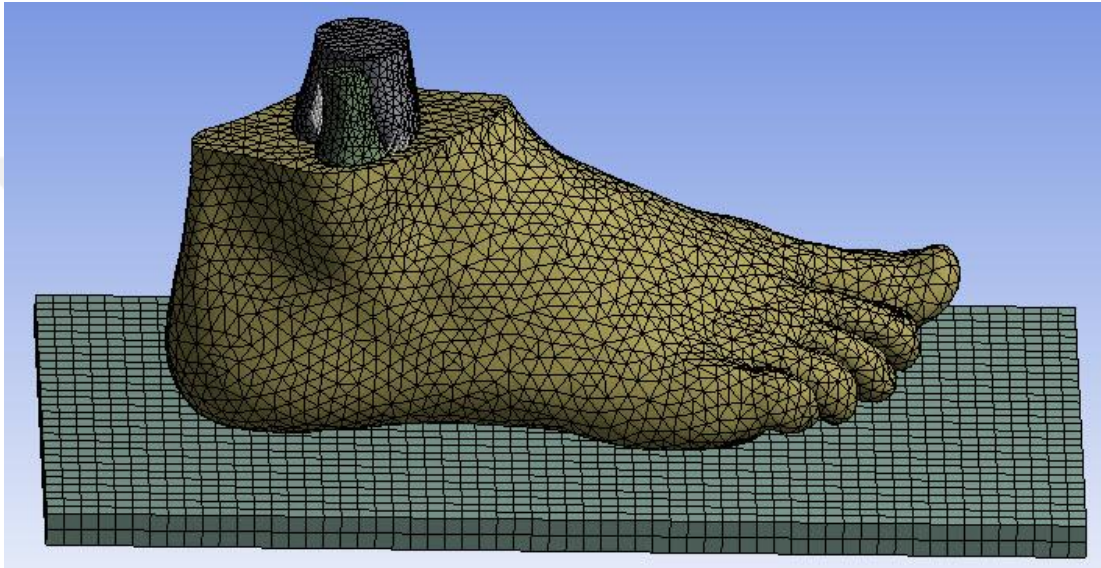
Tablo 2.1: Kemik, kartilaj ve zeminin materyal özellikleri (J. T.-M. Cheung, Zhang, & An, 2004; J. T.-M. Cheung et al., 2005)

Malzemeye elastik özelliğini veren komponentlerin değerleri					Malzemenin sıkıştırılamazlık değerleri	
C ₁₀	C ₀₁	C ₂₀	C ₁₁	C ₀₂	D ₁	D ₂
0.08556	-0.05841	0.03900	-0.02319	0.00851	3.65273	0.00000

Tablo 2.2: Yumuşak dokunun materyal özellikleri (J. T. Cheung et al., 2006)

2.4.2.1. Modelin Sonlu Elemanlara Bölünmesi (Mesh)

Mesh (ağ) işlemi modelin bilgisayar kapasitesini aşmayacak şekilde, olabildiğince küçük elemanlara bölünme işlemidir. Modelimizdeki kemik ve kartilaj yapıların ağ büyüklüğü 3mm seçilirken, yumuşak doku ve zemin blok 5mm'lik elemanlara bölündü. Modelimize ait tüm geometrilerin ağ örme işlemleri tetrahedral eleman tipiyle yapıldı (Şekil 2.8). Ağ örme işleminden sonra tüm model 217671 düğüm ve 127787 elemana bölündü.



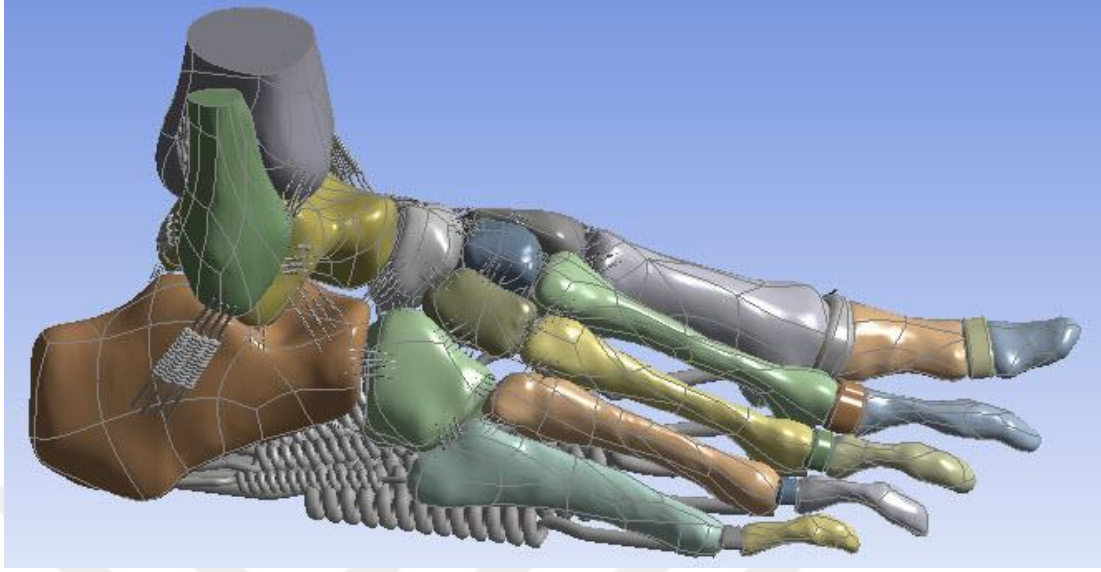
Şekil 2.8: Ayağın mesh örülmüş biyomodeli

2.4.2.2. Ligamentlerin Oluşturulması

Ayak bileği-ayak ligamentleri ve plantar fasya Ansys Workbench programının ilişkiler alanındaki spring (yay) elemanlar kullanılarak oluşturuldu. Her bir ligament origosundan insersiyosuna uzanan 4 ayrı yay eleman kullanılarak, plantar fasya ise 5 yay eleman kullanılarak modellendi (Liacouras & Wayne, 2007; Ramlee, Kadir, & Harun, 2013) (Şekil 2.9). Ligamentöz laksite oluşturmak için sağlıklı ayağın ligamentlerin sertlik değerleri %10'ar azaltılarak farklı oranlarda ligamentöz laksitesi olan 9 ayak modellendi. Ligamentöz laksitesi olan ayak modellerinin sadece ligamentlerinin sertlik değerleri değiştirilirken, kemik, kartilaj ve yumuşak dokularının materyal özelliklerine müdahale edilmedi. Sağlıklı ayak ve ligamentöz laksitesi olan ayak modellerinin ligamentlerine ait stiffness (sertlik) değerleri Tablo 2.3'te gösterildi.

LİGAMENT ADI	LİGAMENT SERTLİK DEĞERLERİ (N/mm)								
	%100	%90	%80	%70	%60	%50	%40	%30	%20
Distal anterior tibiofibular	78	70,2	62,4	54,6	46,8	39	31,2	23,4	15,6
Distal posterior tibiofibular	101	90,9	80,8	70,7	60,6	50,5	40,4	30,3	20,2
Anterior talofibular	90	81	72	63	54	45	36	27	18
Posterior talofibular	70	63	56	49	42	35	28	21	14
Kalkaneofibular	70	63	56	49	42	35	28	21	14
Anterior tibiotalar	70	63	56	49	42	35	28	21	14
Posterior tibiotalar	80	72	64	56	48	40	32	24	16
Tibiokalkaneal	122	109,8	97,6	85,4	73,2	61	48,8	36,6	24,4
Tibionavikular	40	36	32	28	24	20	16	12	8
İnterosseöz talokalkaneal	70	63	56	49	42	35	28	21	14
Lateral talokalkaneal	70	63	56	49	42	35	28	21	14
Medial talokalkaneal	70	63	56	49	42	35	28	21	14
Posterior talokalkaneal	70	63	56	49	42	35	28	21	14
Dorsal talonavikular	70	63	56	49	42	35	28	21	14
Kalkaneonavikular (dorsal & plantar)	70	63	56	49	42	35	28	21	14
Kalkaneokuboid (dorsal & plantar)	70	63	56	49	42	35	28	21	14
Kuboidonavikular (dorsal & plantar)	70	63	56	49	42	35	28	21	14
Kuneonavikular (dorsal & plantar)	70	63	56	49	42	35	28	21	14
Interkuneiform (dorsal & plantar)	70	63	56	49	42	35	28	21	14
Tarsometatarsal (dorsal & plantar)	70	63	56	49	42	35	28	21	14
Metatarsal (dorsal & plantar)	70	63	56	49	42	35	28	21	14
Long plantar	70	63	56	49	42	35	28	21	14
Medial plantar fasya (1 lif)	200	180	160	140	120	100	80	60	40
Merkez plantar fasya (3 lif)	230	207	184	161	138	115	92	69	46
Lateral plantar fasya (1 lif)	180	162	144	126	108	90	72	54	36

Tablo 2.3: Ligamentlerin Laksite Oranlarına Göre Sertlik Değerleri (Iaquinto & Wayne, 2010; Liacouras & Wayne, 2007; Ramlee et al., 2013)



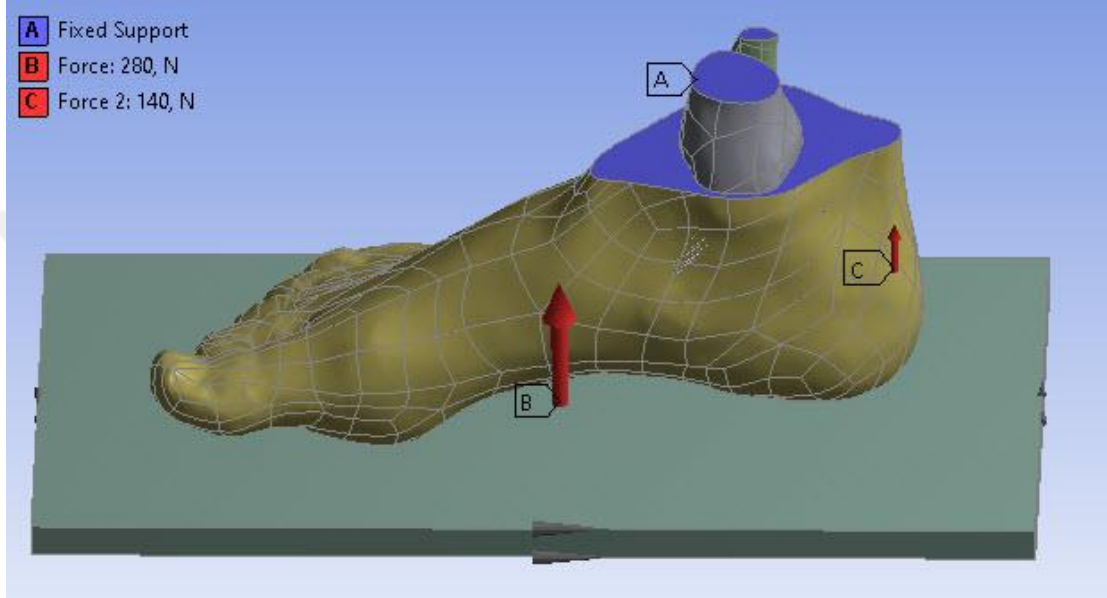
Şekil 2.9: Ligamentler ve plantar fasya eklenmiş biyomodel

2.4.2.3. Yükleme ve Sınır Şartları

Yükleme ve sınır şartları aşamasında ayakta durma pozisyonuna uygun olarak fizyolojik yüklenme şartları oluşturuldu. Ayak modeli tibia, fibula ve yumuşak dokunun proksimal ucundan fikse edildi. Yer reaksiyon kuvveti için zemin blok altından aksiyel olarak 280 N (olgunun vücut ağırlığının yarısı) değerinde kuvvet modele girildi. Opila ve ark. ayakta durma sırasında yer çekimi çizgisinin ayak bileği ekleminin 6 cm önünden geçtiği için ayak bileği plantar fleksör kaslarının ayakta durma sırasında öne doğru momenti engellemek için aktif olmak zorunda olduğunu belirtmişlerdir (Opila, Wagner, Schiowitz, & Chen, 1988). Basmajian ve Stecko ayakta durma sırasında ayağın majör stabilizör kasının triceps surae kası olduğunu ve diğer tüm intrinsik-ekstrinsik ayak kaslarının reaksiyonlarının minimal olduğunu bulmuşlardır (Basmajian & Stecko, 1963). Bu yüzden simülasyon sırasında sadece gastroknemius kası kullanılırken diğer intrinsik ve ekstrinsik kaslar ihmal edildi. Gastroknemius kasının kuvveti kalkaneusun posteriorundan, kasın çekme açısına uygun şekilde 140 N (olgunun vücut ağırlığının dörtte biri) olarak uygulandı (Şekil 2.10).

Model içindeki temas ilişkilerinde bonded (yapışık), sürtünmeli ve sürtünmesiz temas tipleri kullanıldı. Metatars ve falankslar arasında kartilajlar aracılığıyla yapışık

; tibia, fibula, navikula, cuboid, cuneiform kemikler ve metatars kemikler arasında sürtünmesiz; ayak tabanı ile zemin arasında ise sürtünmeli temas tipi tanımlandı. Ayak tabanı ve zemin arasındaki sürtünme katsayısı analize 0,6 olarak girildi (M Zhang, 1999). Yükleme ve sınır şartlarının tamamı belirlendikten sonra zmlleme işlemi başlatıldı. zmlleme işlemi sonlanınca, meydana gelen gerilmeler ve deformatasyonların yer ve şiddet değerleri belirlendi.



Şekil 2.10: Yükleme ve sınır şartları

3. BULGULAR

Çalışmaya, hastane kayıt sisteminde ayak BT verileri bulunan, muayene sonucunda ayağında herhangi bir problem olmadığına yapılan değerlendirme/testlerle ortopedist tarafından karar verilen, dahil edilme kriterlerini sağlayan 4 kadın birey ile başlandı. Hastane sisteminde olguların ayak görüntüleri incelenirken bir olgunun tüm ayağı yerine, ayak bileğinden metatarsofalagial eklemlere kadar görüntü alındığı belirlendiği için çalışmadan çıkarıldı. Bir olguda ise ayak görüntü verilerinin eşikleme işlemi MIMICS programında yapıp GEOMAGIC programına aktarıldığında metatarsal kemiklerin şaft kısımlarında kapatılamayacak kadar büyük boşluklar olduğu görüldü. Görüntü verileri MIMICS programına tekrar aktarılıp, farklı eşikleme değerleri kullanılmasına rağmen GEOMAGIC programında bu boşluklar kapatılamadığı için olgu çalışmadan çıkarıldı. Diğer iki olgunun ayak görüntüleme verilerinin MIMICS programında eşikleme işlemleri ve GEOMAGIC programında düzenleme ve iyileştirme işlemleri gerçekleştirildi. GEOMAGIC programında her iki verinin nokta bulutu da yüzey modele dönüştürüldü ve 3D biyomodel oluşturulması için SOLIDWORKS programına aktarıldı. Fakat SOLIDWORKS programında olgunun birinin 1. metatarsal kemiğinin diğer metatarsal kemiklere göre daha internal rotasyonda olduğu görüldü. Bu durumun ligamentlerin laksiteleri arttırıldıkça ayağın birinci kolonundaki mobilitayı olduğundan fazla artırma riski olduğunu düşündüğümüz için bu olgu da çalışmadan çıkarıldı.

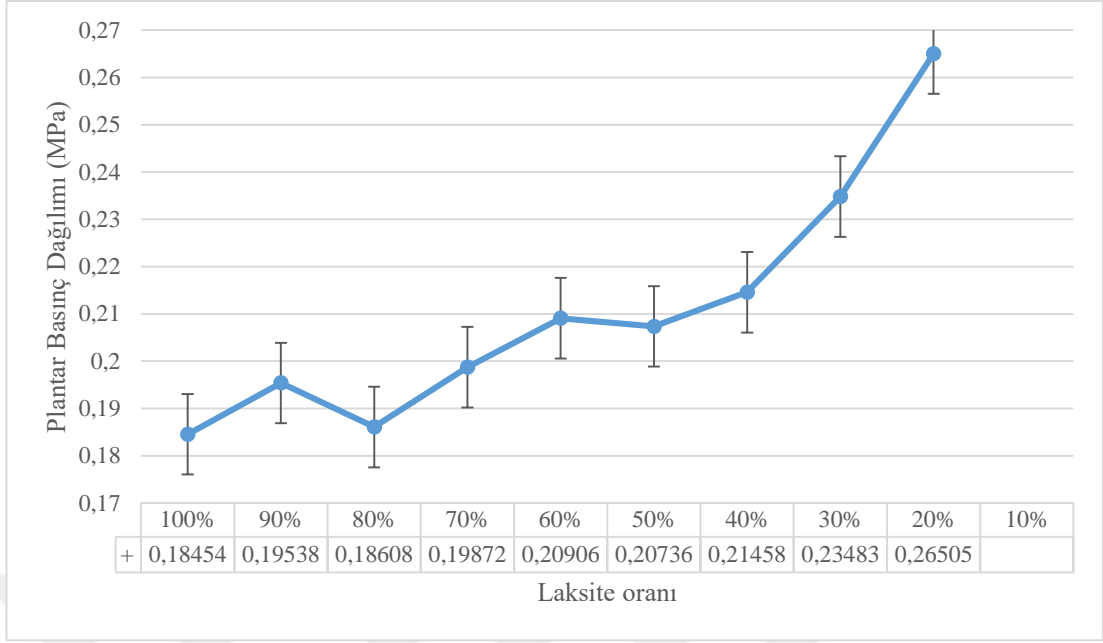
Çalışmamız, ayağında hiçbir medikal ya da dizilim problemi olmayan bir kadın (21 yaş, 167cm boy, vücut ağırlığı 56 kg) olgunun sağ ayak BT görüntü verileri ile tamamlandı. Yapılan değerlendirmeler Tablo 3.1 'te gösterildi.

	SAĞ	SOL
Naviküler Düşme Testi	7 mm	7 mm
MLA Açısı	135	130
APİ	0	0
Uyluk Ayak Açısı	10	9
Craig Testi	10	12
Beighton Skoru	0	

Tablo 3.1: Hipermobilitte ve Alt Ekstremitte Dizilim Değerlendirmeleri

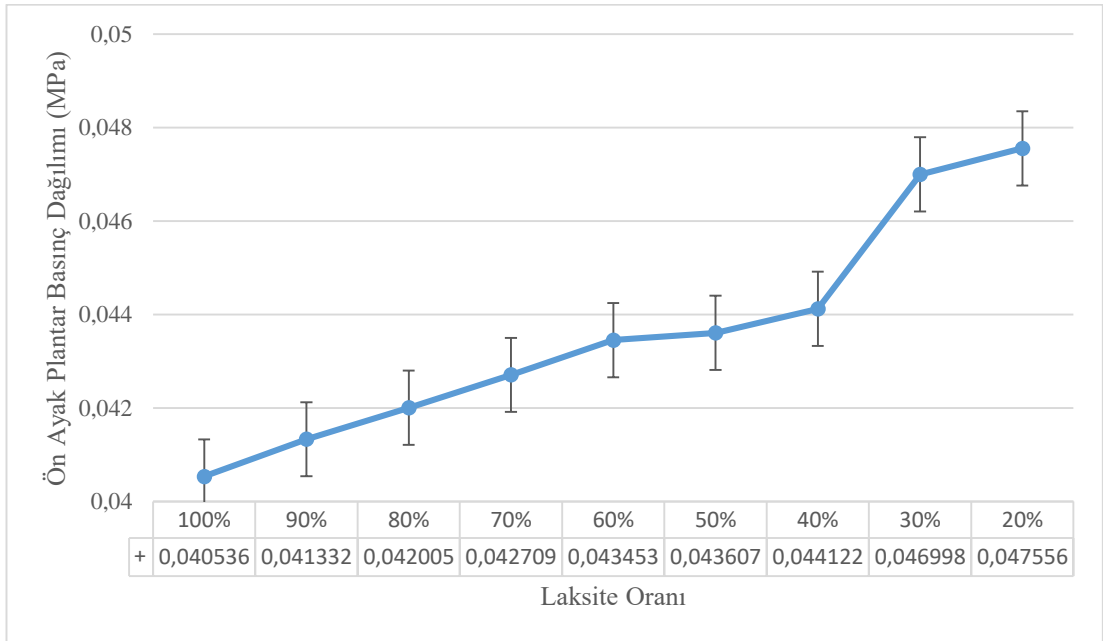
Ayakta yük dağılımının sağ ve sol ekstremiteye eşit dağıtıldığı (28kg), ayakta durma sırasında belirlenen maksimum plantar basınç değerleri Şekil 3.1 ve Şekil 3.3’de gösterildi. Farklı ligamentöz laksite oranlarında oluşturulan modellerin plantar basınç dağılımı incelendiğinde, tüm modellerde en yüksek basınç değerinin topuk bölgesinde olduğu saptandı. Ligamentlerinin sertlik değerleri %100 oranında oluşturulan, ligamentöz laksitesi olmayan modelin topuk bölgesindeki plantar basıncın, diğer modellerle karşılaştırıldığında en düşük değere sahip olduğu saptandı. Laksite oranları arttıkça ise topuk bölgesindeki basınç değerinin arttığı gözlemlendi (%0,83-%43,62) (Şekil 3.3).

Sonuçlarımıza göre ligamentöz laksitenin, basınç değerlerini değiştirmenin yanında ayak plantar yüzeyindeki basınç dağılımına da etkisinin olduğu saptandı. Ligamentöz laksitesi olmayan ayak modelinde ayak plantar yüzeyindeki basınç dağılımının Şekil 3.3’de kompakt bir görüntü sergilediği gözlemlendi. Ligamentlerin sertlik değerleri azaltıldıkça basınç dağılımının hem arka ayak hem de ön ayak bölgesinden orta ayak bölgesine doğru yayılım gösterdiği tespit edildi. Bununla birlikte ligamentöz laksitenin ayak tabanındaki mediolateral basınç dağılımını da olumsuz olarak etkilediği görüldü. Ligamentlerin sertlik değerleri azaldıkça ayak plantar basıncının genişleyerek mediale doğru yayıldığı belirlendi.

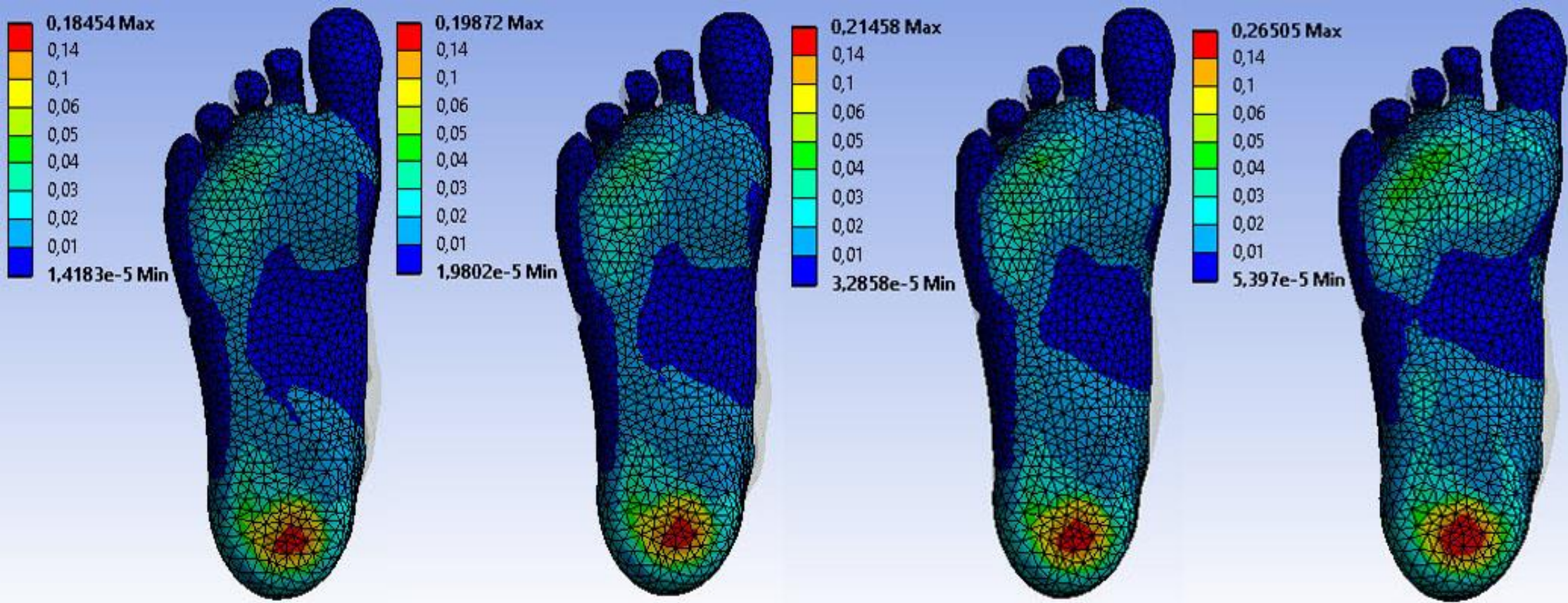


Şekil 3.1: Ligamentöz Laksite Oranlarına Göre Maksimum Plantar Basınç Değerleri

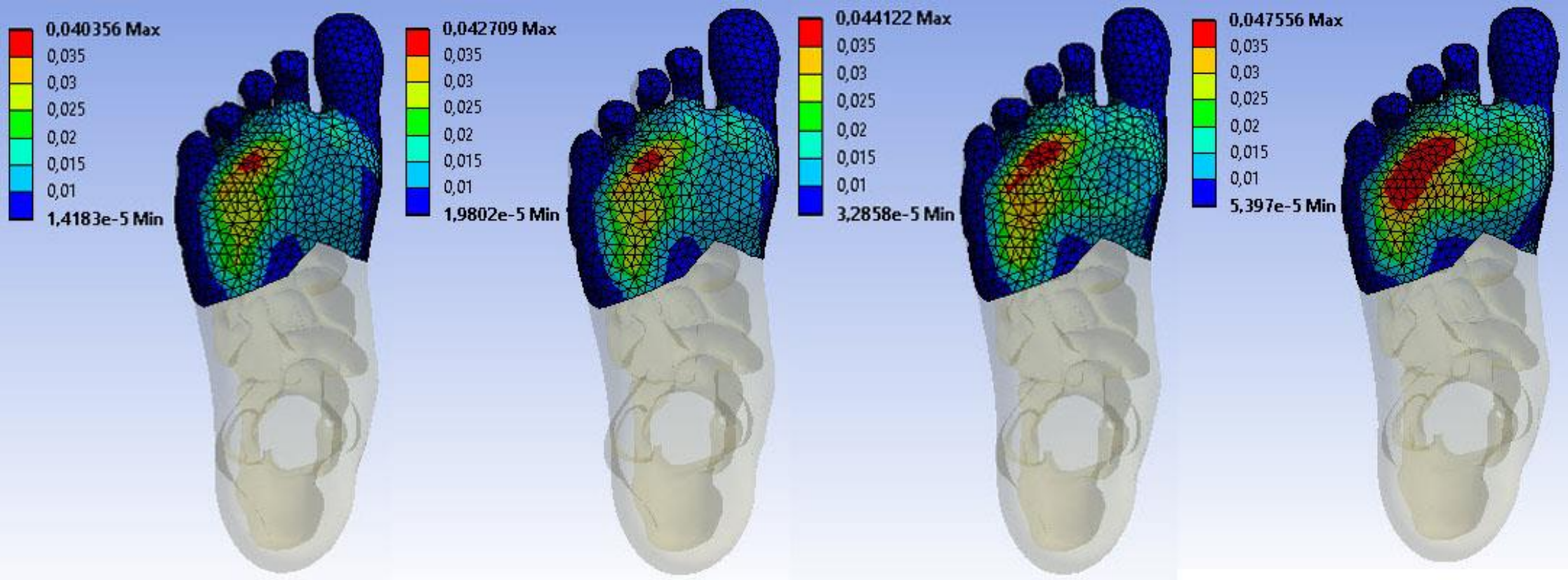
Ligamentlerin sertliklerindeki değişimin topuk bölgesinde olduğu gibi ön ayak plantar basınç değerlerini de olumsuz olarak etkilediği bulundu. Ligamentöz laksite arttıkça ön ayak plantar yüzeyindeki basınç değerlerinin arttığı belirlendi (%1,95- %17,31). Ön ayak plantar basınç değerleri Şekil 3.2 ve 3.4’de gösterildi.



Şekil 3.2: Ligamentöz Laksite Oranlarına Göre Ön Ayak Maksimum Plantar Basınç Değerleri

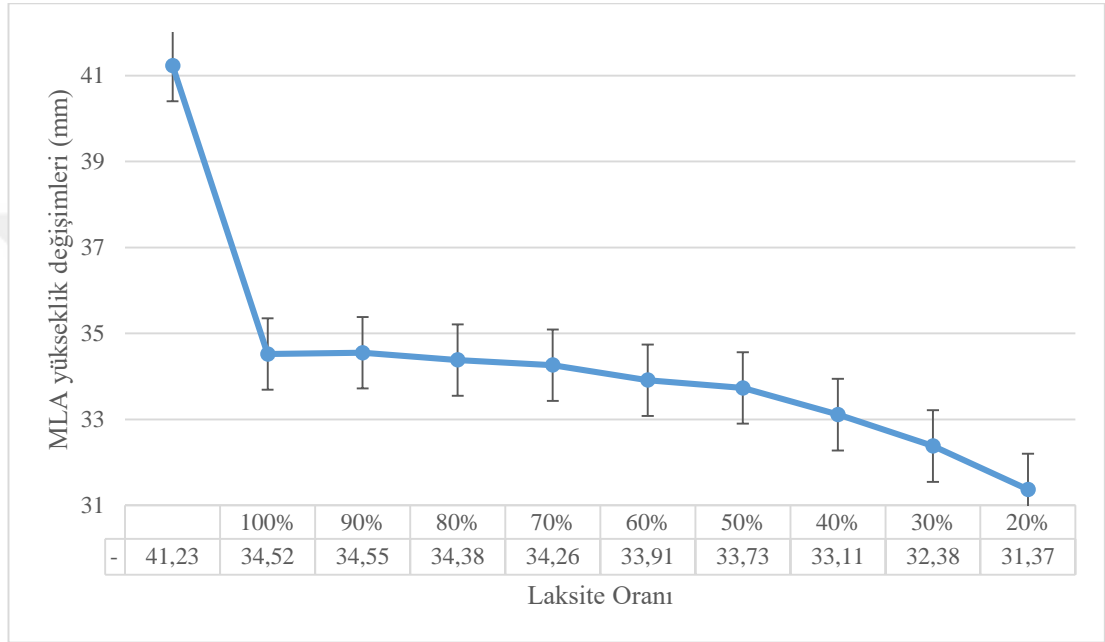


Şekil 3.3: Ligamentöz Laksite Oranlarına Göre Ayak Plantar Basınç Dağılımı (Soldan sağa %100, %70, %40, %20 Laksite oranları)



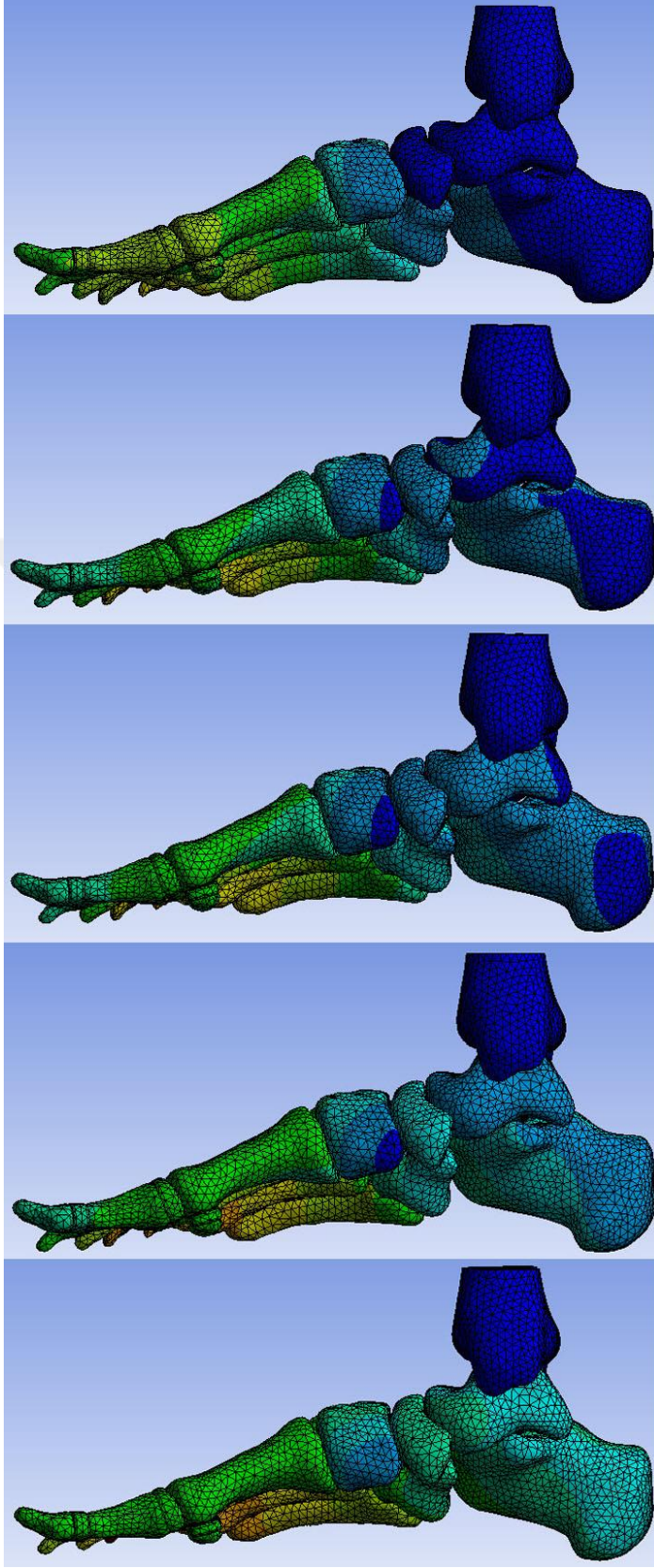
Şekil 3.4: Ligamentöz Laksite Oranlarına Göre Ayak Plantar Basınç Dağılımı (Soldan sağa %100, %70, %40, %20 Laksite oranları)

Modellere ait MLA yükseklik değişimleri Şekil 3.5'te gösterildi. Ligamentöz laksitesi olmayan modelin ark yüksekliğinin, diğer modellerle karşılaştırıldığında en yüksek değerde olduğu bulundu. MLA yüksekliğinin, ligamentlerin sertlikleri azaldıkça azaldığı belirlendi. Ligamentlerin sertlik derecelerinde %50'den fazla oranda kayıp olduğunda bu azalmanın daha keskin ve daha belirgin olduğu dikkat çekti. Modellerin ark yüksekliklerinin medialden görünümü Şekil 3.6'te gösterildi.

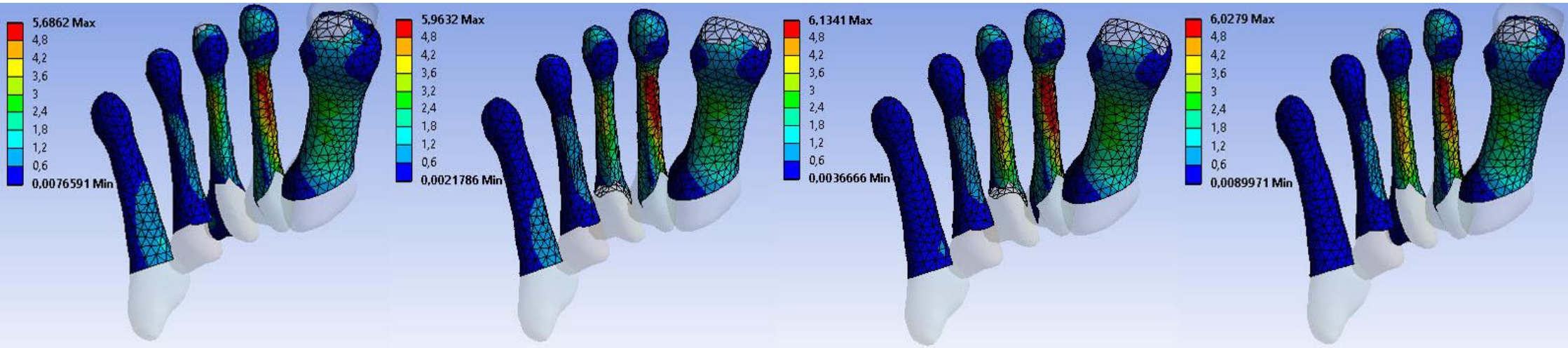


Şekil 3.5: Ligamentöz Laksite Oranlarına Göre MLA Yükseklik Değişimleri

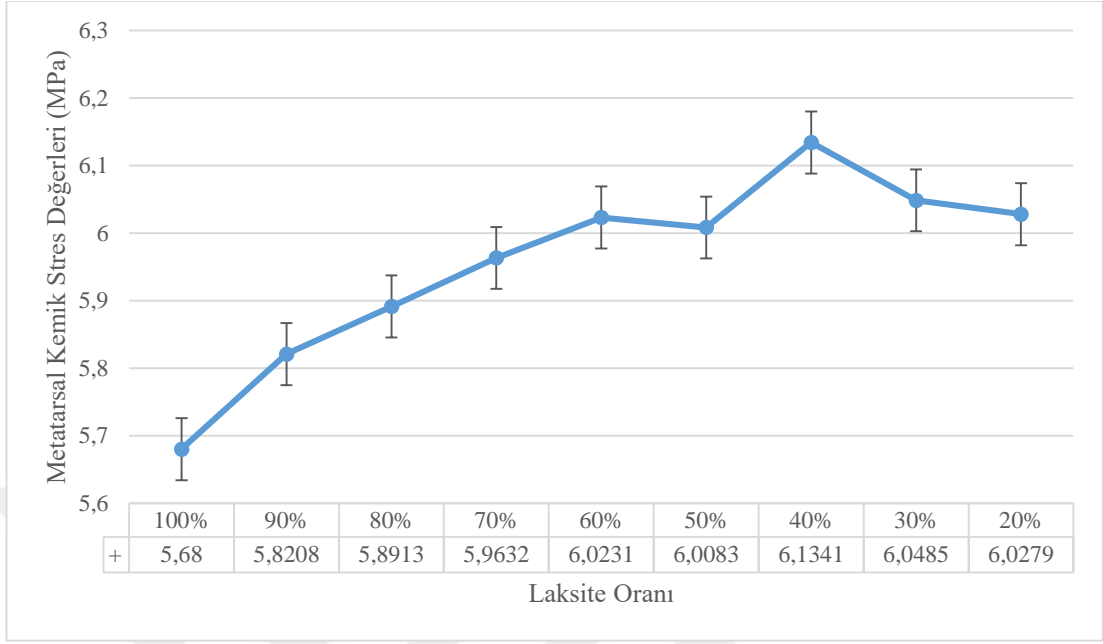
Şekil 3.7 ve 3.8'de modellere ait metatarsal kemiklerdeki maksimum stres değerleri ve metatarsal kemiklerdeki stres dağılımları gösterildi. Buna göre ligamentöz laksitesi olmayan ayak modelinin metatarsal stres değeri tüm modeller arasındaki en düşük değerdi. Ligamentlerin sertlik değerlerinin azalması metatarsal kemiklerde oluşan en yüksek stres değerlerini artırdığı görüldü (%2,46- %5,98). Ligamentöz laksitenin artmasına bağlı olarak metatarsal kemiklerdeki stres dağılımının özellikle 5. metatarstan (ayak lateralinden) ayak medialine doğru kaydığı belirlendi.



Şekil 3.6: Ligamentöz Laksite oranlarına göre MLA yüksekliklerinin medialden görünümü (Yukarıdan aşağıya oturma pozisyonu ve %100, %70, %40, %20 Laksite oranları)

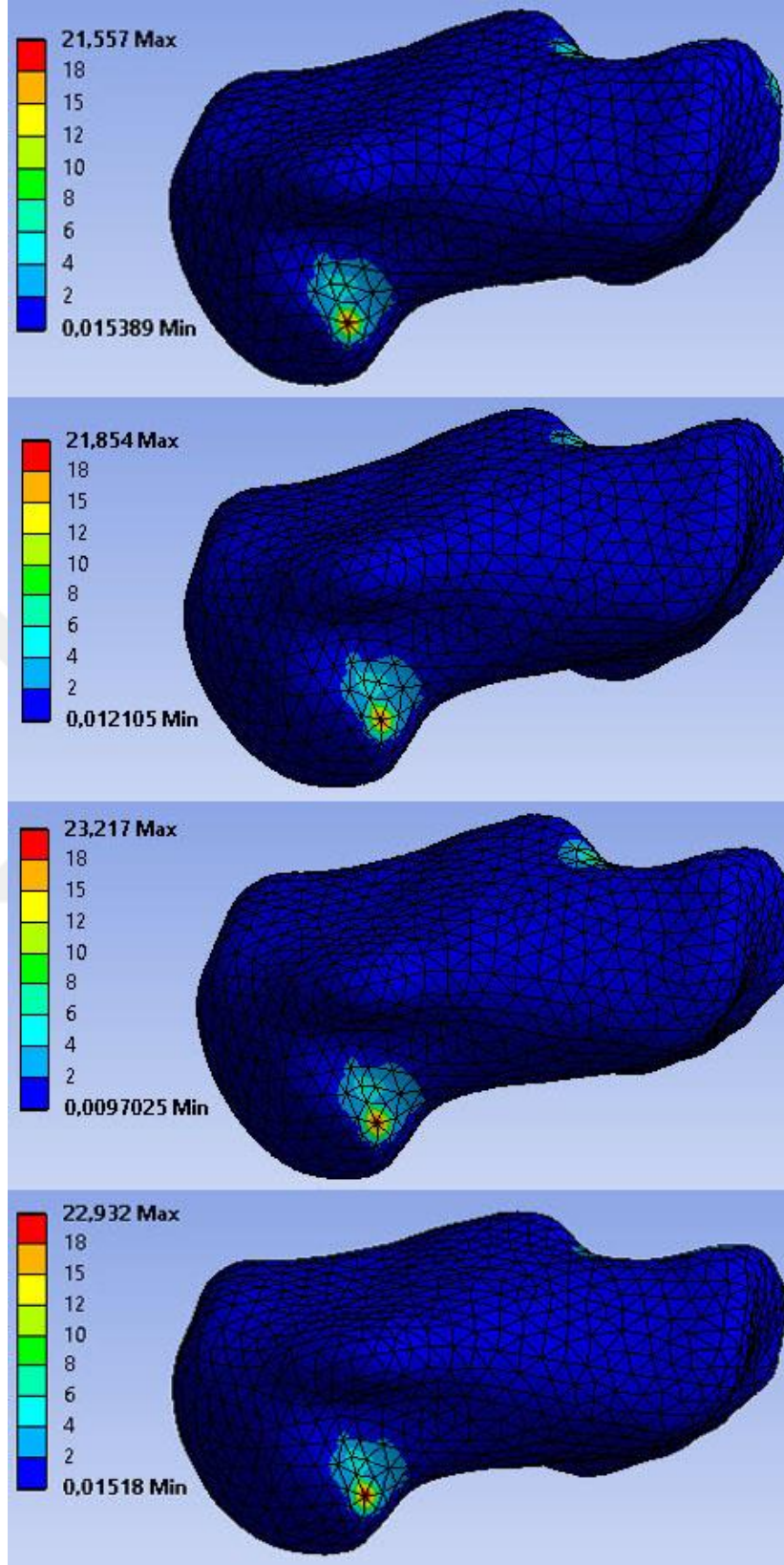


Şekil 3.7: Ligamentöz Laksite Oranlarına Göre Metatarsal Kemiklerdeki Stres Dağılımı (Soldan sağa %100, %70, %40, %20 Laksite oranları)

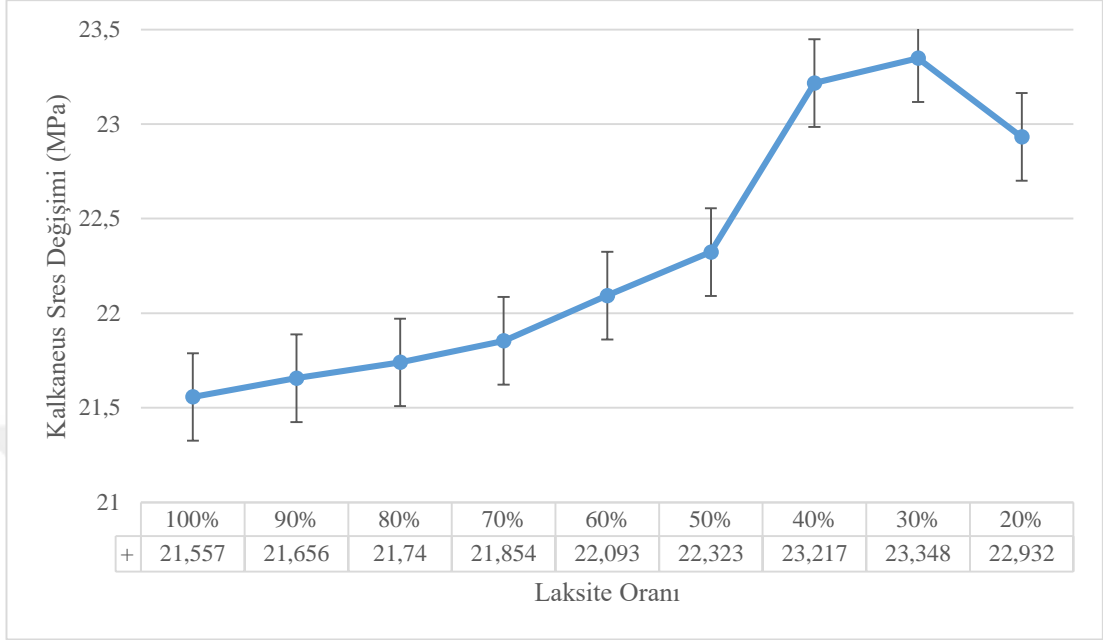


Şekil 3.8: Ligamentöz Laksite Oranlarına Göre Metatarsal Kemiklerdeki Maksimum Stres Değerleri

Ayak modellerinin medial kalkaneal proseslerindeki stres değerleri Şekil 3.9 ve 3.10'de gösterildi. Bu sonuçlara göre ligamentöz laksitesi olmayan modele ait kalkaneal stresin en düşük değer olduğu ve modellerin ligamentlerinin laksite oranları arttıkça kalkaneal streslerin de arttığı saptandı.



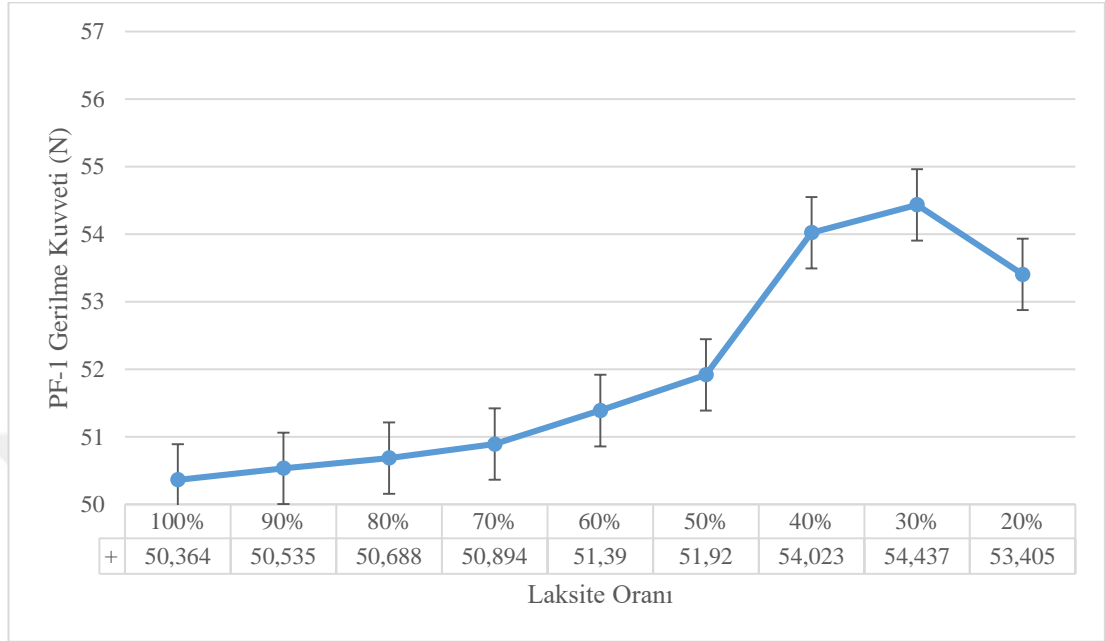
Şekil 3.9: Ligamentöz Laksite Oranlarına Göre Kalkaneusta Oluşun Stres Dağılımı (Yukarıdan aşağıya %100, %70, %40, %20 Laksite oranları)



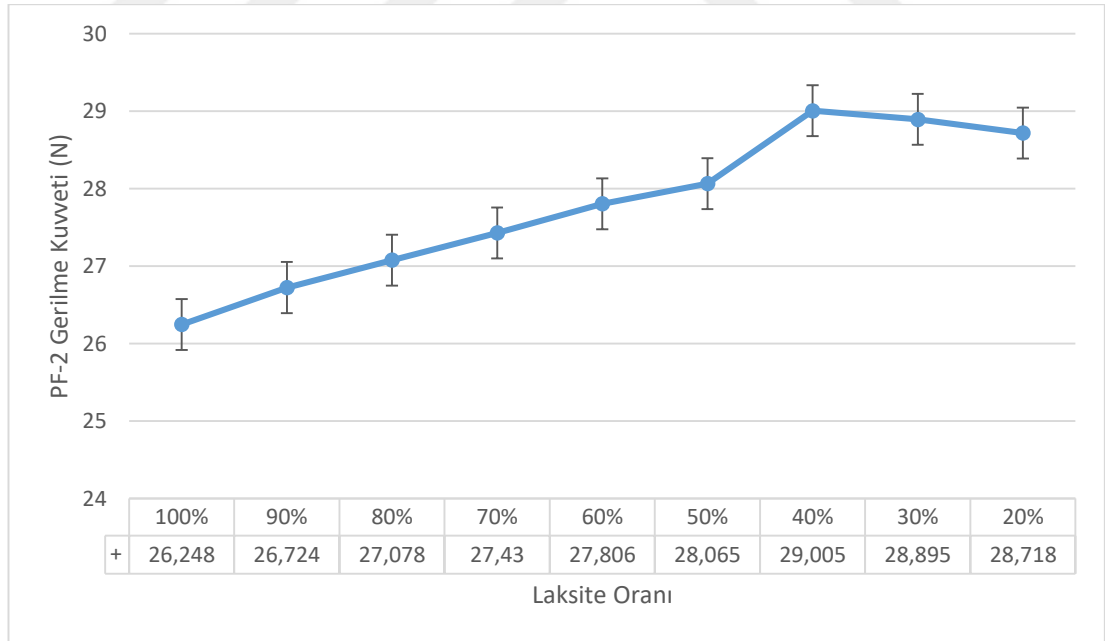
Şekil 3.10: Ligamentöz Laksite Oranlarına Kalkaneustaki Maksimum Sres Değerleri

Ayak modellerindeki plantar fasya 5 ayrı yay elemanı şeklinde modellendi. Bu 5 ayrı yay eleman medialden laterale 1-5 arasında isimlendirildi. PF gerilim kuvvetlerinin ligamentöz laksiteye bağlı olarak değişimi Şekil 3.11-3.15’de gösterildi. Buna göre PF-1’deki gerilme kuvveti ligamentöz laksitesi olmayan ayak modelinde en düşük değerde iken, laksite arttıkça gerilim değerlerinin de arttığı belirlendi. Bu artışın ise ligamentlerinin sertlik oranı %20 olan ayak modelinde tersine döndüğü ve gerilme kuvvetinin azaldığı görüldü. PF-2’deki gerilme kuvveti değerlerinin de laksitesi olmayan ayak modelinde en düşük olduğu görüldü. Ligamentöz laksite arttıkça gerilme kuvvetinin arttığı fakat bu artışın sürekli devam etmediği ve ligamentlerinin sertlik oranı %30 olan ayak modelinde azalmaya başladığı saptandı. PF-3’deki gerilme kuvvetinde ligament sertlikleri oranı %60’a düşene kadar küçük oranlı artma ve azalmalar görüldü, %60 oranından itibaren ise %30 oranına kadar sürekli arttığı bulundu. Gerilme kuvvetinin ligament sertlik değerleri %20 oranına düşürüldüğünde ise yerini azalmaya başladığı gözlemlendi. PF-4’deki gerilme kuvvetinin ligamentöz laksitesi olmayan ayak modelinde en yüksek değerde olduğu, laksite oranı arttıkça sürekli azaldığı belirlendi. PF-5’deki gerilme kuvvetinin ise ligamentöz laksitesi

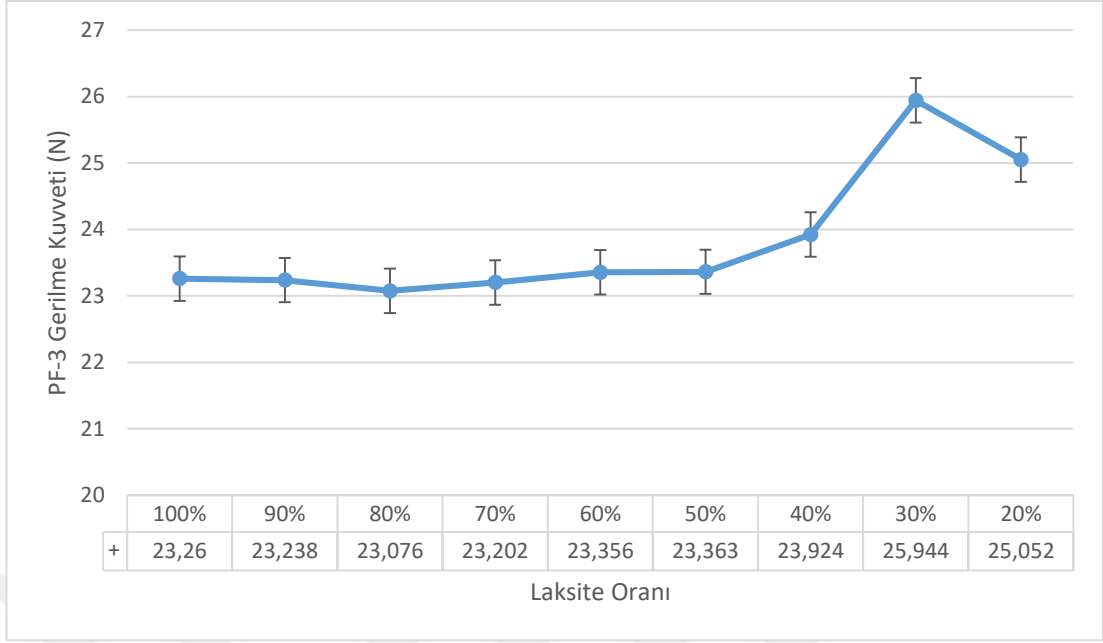
olmayan modelde en düşük değerde olduğu ve ligamentöz laksite oranındaki artışa bağlı olarak sürekli artma eğilimi gösterdiği saptandı.



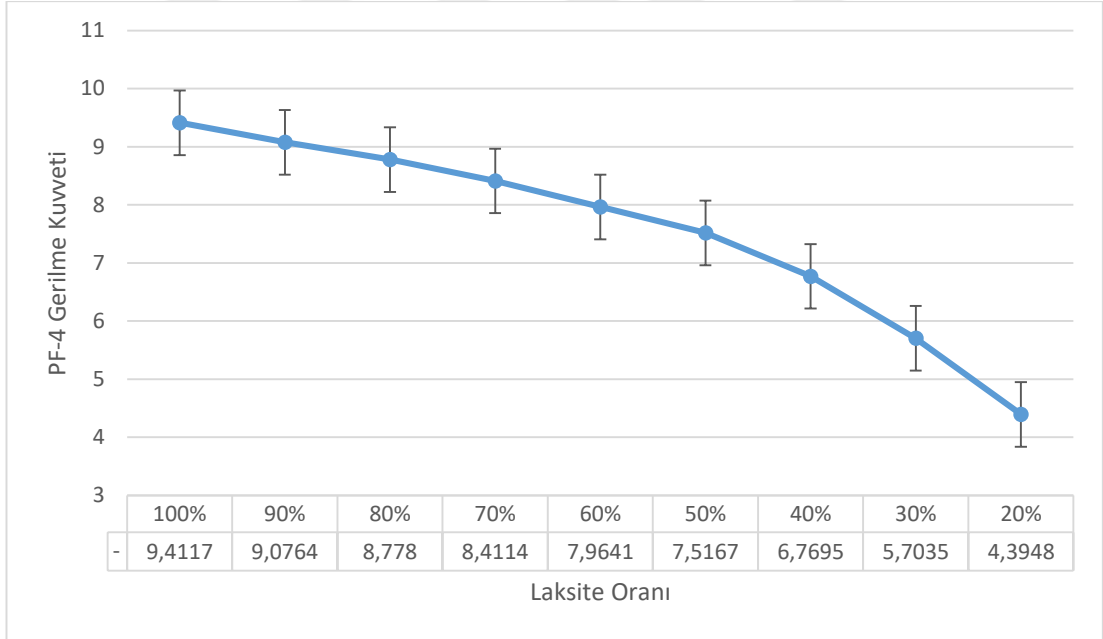
Şekil 3.11: PF-1 Gerilme Kuvvetinin Ligamentöz Laksite Oranlarına Bağlı Değişimi



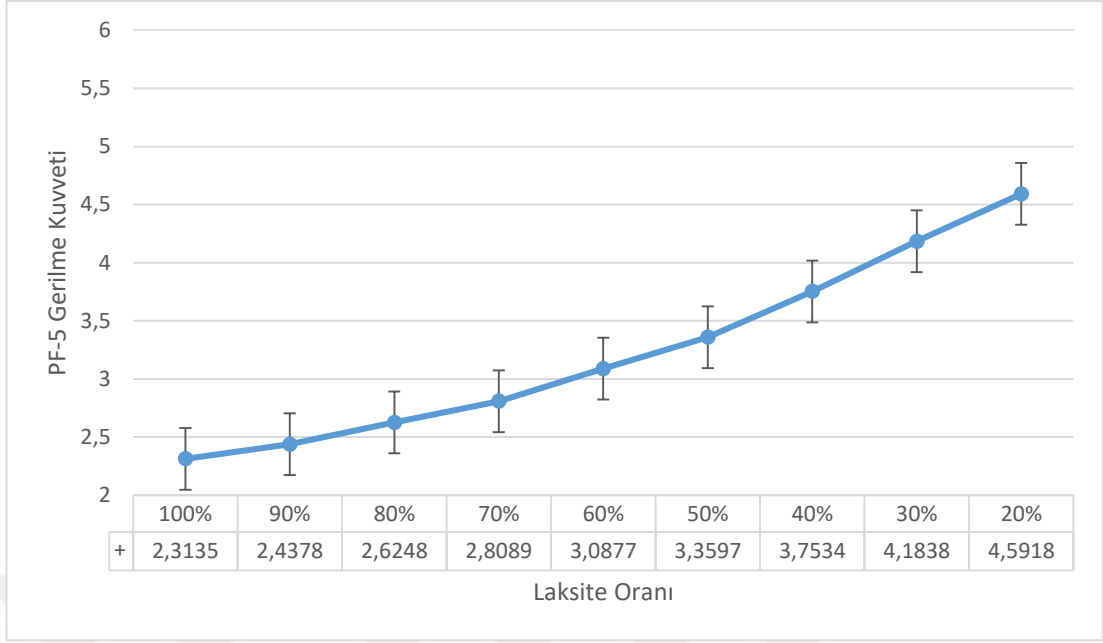
Şekil 3.12: PF-2 Gerilme Kuvvetinin Ligamentöz Laksite Oranlarına Bağlı Değişimi



Şekil 3.13: PF-3 Gerilme Kuvvetinin Ligamentöz Laksite Oranlarına Bağlı Değişimi



Şekil 3.14: PF-4 Gerilme Kuvvetinin Ligamentöz Laksite Oranlarına Bağlı Değişimi



Şekil 3.15: PF-5 Gerilme Kuvvetinin Ligamentöz Laksite Oranlarına Bağlı Değişimi

4. TARTIŞMA

Çalışmamız ortopedi kliniğine ağrı şikayetiyle başvurup ayağına yönelik hiçbir tanı almamış, değerlendirmeleri sonucunda alt ekstremite diziliminde herhangi bir problem olmadığına karar verilmiş sağlıklı bir kadın olgunun ayak BT görüntüleri kullanılarak yapılmıştır. Olgunun DICOM verileri çeşitli programlarla bir dizi işlemden geçirilerek üç boyutlu ayak modeli oluşturulmuştur. Elde edilen ayak modelinde ayakta durma pozisyonuna uygun fizyolojik yüklenme ve sınır şartları belirlenmiştir. Belirlenen bu fizyolojik şartlar sabit tutularak, ayak bileği ve ayak ligamentlerindeki ligamentöz laksiteyi taklit edebilmek için ayak bileği ve ayak ligamentlerinin sertlik değerleri değiştirilmiştir. Oluşturulan ligamentöz laksitenin, ligamentlerin sertliklerini aynı şekilde etkilediği varsayılarak tüm ayak bileği ve ayak ligamentlerinin sertlik değerlerinde aynı değişiklikler yapılmıştır. Literatürde belirtilen sağlıklı ayağın ligament sertlik değerleri (Iaquinto & Wayne, 2010; Liacouras & Wayne, 2007; Ramlee et al., 2013) %100 kabul edilip bu değerler %10'ar azaltılarak 8 ayrı ligamentöz laksitesi olan ayak modeli oluşturulmuş ve aynı fizyolojik şartlarda analizleri gerçekleştirilmiştir.

Çalışmamızda, ayak bileği ve ayak ligamentöz yapılarındaki laksitenin, ayak bileği ve ayak eklemlerindeki dizilim ve yük dağılımına etkisi incelenmiştir. Ayakta durma sırasında ligamentöz laksite artışına bağlı olarak ayak plantar yüzeyindeki yük dağılımının değiştiği tespit edilmiştir. Ligamentöz laksitenin artmasının ayak plantar yüzeyinde hem arka ayak hem de ön ayakta oluşan maksimum stres değerinde artmaya neden olduğu saptanmıştır. Ligamentöz laksitedeki artışın sadece ayak taban yüzeyindeki maksimum stresi artırmadığı, ayak tabanındaki stres dağılımını da değiştirdiği bulunmuştur. Artan ligamentöz laksiteyle birlikte ayak tabanındaki yük dağılımının orta ayak bölgesine ve ayak medialine yayılım gösterdiği tespit edilmiştir. Ön ayak plantar yüzeyindeki stres değerlerine benzer olarak metatarsal kemiklerde oluşan maksimum stres değerinin de her orandaki ligamentöz laksiteden etkilendiği görülmüştür. Bununla birlikte, artan ligamentöz laksiteye bağlı olarak metatarsal kemiklerdeki stres dağılımı da değişmiş ve streslerin 5. metatarsal kemikte azalarak medial metatarsal kemiklere yayılım gösterdiği saptanmıştır. Çalışmamızın bulgularına göre ligamentlerin sertliklerinin azalması (laksitenin artması) ayağın

hipermobilitesinde artışla sonuçlanmıştır. Artan hipermobiliteyle birlikte MLA yüksekliğinde azalma görülmesine rağmen ligamentöz laksitesi en yüksek olan ayak modelinde bile MLA'nın tamamen çökmediği görülmüştür. MLA yüksekliğinin, özellikle ligamentlerin sertlik değerlerinde %50 oranından fazla azalma olduğunda daha çarpıcı olarak etkilendiği belirlenmiştir. Benzer şekilde artan ligamentöz laksiteye bağlı olarak PF'nin gerilme kuvvetlerinin de değiştiği görülmüştür. Ligamentöz laksitenin etkisinin, PF'nin medial, merkezi ve lateral parçalarında farklı olduğu tespit edilmiştir.

SEY'in kemik ve yumuşak dokulardaki internal stresleri tahmin edebilme kapasitesi onu ayak bileği-ayak biyomekanik çalışmalarında değerli bir araç haline getirmiştir. Ayak biyomekaniğinde kullanılan bilgisayar modellemeleri tüm ayağın stres dağılımını başarılı bir şekilde ortaya koyabilir. Bununla birlikte kadavra çalışmalarına göre çok daha ekonomiktir. Ancak bilgisayar modellerinin, ayak kompleksinin internal stres ve deformasyon dağılımını ortaya koyabilmesi, ayak geometrisinin ve eklem karakteristiğinin detaylı şekilde bilgisayara tanıtımını gerektirir (Liang et al., 2011). Ayak ve ayak bileği çalışmalarında SEY'in bu kabiliyetinin sağlamasını ve geçerliliğini belirlemek için en sık kullanılan yöntem plantar basınç dağılımı ölçümüdür. Yapılan çalışmalarda SEY'le belirlenen plantar basınç dağılımının, deneysel çalışmalardaki plantar basınç dağılımıyla uyumunun yüksek olduğu gösterilmiştir (W.-M. Chen, Lee, Lee, Lee, & Lee, 2010; J. T.-M. Cheung et al., 2004; Gu et al., 2010).

Ayak fonksiyonu, daima anatomik yapıyla ilişkili olarak kas gücü, eklem hareket genişliği, yüklenme, dizilim değişikliği ve patolojilerden etkilenir. Plantar basınç dağılımı da niteliksel olarak ayak yapısını; buna bağlı olarak da ayak fonksiyonunu yansıtabilir ve yürüyüş sırasında vücudun segmentlerinin kontrolü hakkında bilgi sağlayabilir (Orlin & McPoil, 2000). Yapılan çalışmalarda normal sağlıklı ayağın daha az temas alanı ve daha kompakt basınç görüntüsü sergilediği (Chuckpaiwong, Nunley, Mall, & Queen, 2008) ve maksimum basıncın topuk bölgesinde olduğu gösterilmiştir (Antunes, Dias, Coelho, Rebelo, & Pereira, 2011; W. M. Chen, Park, Park, Shim, & Lee, 2012; Gefen, 2003). Çalışmamızda da ligamentöz laksitesi olmayan ayak olarak modellediğimiz, ligamentlerinin sertlik değeri %100

oranında olan modelimizin plantar basınç dağılımının literatürdeki çalışmalarla uyumlu olduğu görülmüştür.

Ayak plantar yüzeyindeki yüklenmelerdeki değişikliklerin, medial tibial stres sendromu, patellofemoral ağrı sendromu ve plantar fasiit gibi alt ekstremite patolojileriyle ilişkili olabileceği çalışmalarla ortaya konmuştur (Aguilar et al., 2016; Newman et al., 2013; Ribeiro et al., 2011; Willson, Ratcliff, Meardon, & Willy, 2015). Fan ve ark. (2011) çalışmalarında, yüksek MLA'lı ayakların ayak altı basınç dağılımlarının daha kompakt olduğunu ve bunun stabilitenin bir sonucu olduğunu belirtmişlerdir. Aynı çalışmacılar düşük arklı kişilerin uzun yürüyüşlerde daha çabuk yorgunluk hissetmelerinin nedeninin yetersiz ayak stabilitesi nedeniyle artan enerji tüketimleri olduğunu öne sürmüşlerdir (Fan, Fan, Li, Lv, & Luo, 2011). Yine Cheung ve ark. (2006) çalışmalarında, plantar fasya gevşetmesi sonucunda plantar basınç dağılımının değiştiğini; ön ve orta ayaaktaki plantar basıncın arttığını belirtmişlerdir. Çalışmacılar bu değişimin ayağın pronasyonunun ve düzleşmiş medial arkın bir sonucu olarak, ön ve orta ayağın taşıdığı yükün artmasından kaynaklandığını belirtmişlerdir (J. T.-M. Cheung et al., 2006). Çalışmamızda ayak ve ayak bileği ligamentlerinin laksite oranları arttıkça plantar basınç dağılımının değiştiği ve lateralde yoğunlaşmış basınç dağılımının mediale doğru da yayılım gösterdiği belirlenmiştir. Mediale doğru olan bu yayılımın özellikle bağların sertlik derecelerini %50 oranından fazla azaltığımızda daha belirgin olarak ortaya çıktığı görülmüştür. Çalışmamızda üst segmentlerin etkisini sıfırlamak için tibia, fibula ve yumuşak dokunun proksimal uçları fikse edilmiş ve hareketlerine izin verilmemiştir. Bu sonuçlara bağlı olarak çalışmamızda olduğu gibi dengeli ve sabit ayakta durma sırasında tibia ve fibulanın anatomik yapıları sayesinde ayak bileği ligamentlerinin sertlikleri azalsa bile talusu medial ve lateralden destekleyerek belli bir düzeye kadar tibiotalar eklem stabilitesini koruyabildiği düşünülmektedir. Alt ekstremitenin üst segmentleri sabitken ayakta durma sırasında ayak bileği ve ayağın stabilitesinin kemik yapıları sayesinde sağlanabildiğini düşünmekle birlikte daha az orandaki ligamentöz laksitenin bile yürümenin duruş fazının her evresinde ayak bileği ve ayak stabilitesini bozarak yük dağılımını etkileyeceğini tahmin etmekteyiz. Çalışmamızda kullandığımız ayak modelimize zemin altından ayak BT verilerini kullandığımız olgumuzun (vücut ağırlığı 56 kg ve vücut kitle indeksi (VKİ) 20,08 kg/m²) vücut

ağırlığının yarısı kadar kuvveti yer reaksiyon kuvveti olarak uygulanmıştır. Plantar basınç görüntüsünün tamamen mediale yayılmamasının, olgumuzun vücut ağırlığı düşük olduğu için yer reaksiyon kuvvetinin kompresif etkisinin az olmasından kaynaklı olduğunu düşünmekteyiz. Vücut ağırlığındaki artışın yer reaksiyon kuvvetinin kompresif etkisini artırarak plantar basınç görüntüsü alanını artıracakını öngörmekteyiz.

Plantar basınç dağılımında olduğu gibi metatarsal kemiklerdeki stres dağılımı da, ayak modelimizin ve uyguladığımız sınır şartlarının doğruluğu ve geçerliliğini ortaya koymada yardımcı olabilir. Literatürde yer alan SEY çalışmalarında ayakta durma sırasında sağlıklı ayağın metatarsal kemiklerindeki streslerin tüm metatarsal kemiklere yayılmasına rağmen ikinci ve üçüncü metatarsal kemiklerde yoğunlaştığı belirtilmiştir (W. M. Chen, Park, Park, Shim, & Lee, 2012; J. T.-M. Cheung et al., 2006). Cheung ve ark. sonuçlarını deneysel çalışmalarla da desteklemiş ve ayak modellerinin sonuçlarının deneysel çalışmalarla yüksek uyumluluk içerdiğini belirtmişlerdir (J. T.-M. Cheung et al., 2006; J. T.-M. Cheung et al., 2005). Bizim çalışmamızda da modellediğimiz tüm ayak modellerinin kemik, kartilaj ve yumuşak dokular arasındaki temas ilişkileri ve analizlerimizin sınır şartları Cheung ve ark.'nın deneysel çalışmalarla geçerliliğini desteklediği SEY çalışmalarına uygun olarak gerçekleştirilmiştir (J. T.-M. Cheung et al., 2006; J. T.-M. Cheung et al., 2005; J. T. Cheung et al., 2006). Ligamentöz laksitesi olmayan ayak modelimizin metatarsal kemiklerindeki stres dağılımının Cheung ve ark.larının sonuçlarıyla uyumluluk gösterdiği tespit edilmiştir. Hem plantar basınç dağılımının hem de metatarsal kemiklerin stres dağılımının literatürde yer alan bu çalışmalarla uyumu çalışmamızın sonuçlarının güvenilirliğini desteklemektedir.

Ayak, günlük hayatta fonksiyonlarını yerine getirirken gerektiği zaman esnek gerektiği zaman katı bir yapıya dönüşebilme özelliğine sahiptir. Ayağın bu yeteneği, ligamentler ve PF gibi pasif sistem ya da kaslar gibi aktif sistem yapılarının desteklediği ayak arklarına bağlıdır. Ayağı oluşturan çeşitli yapılar arasında ayak arkları, ayağın farklı yüzeylere adaptasyonuna yardımcı olur. Transvers, medial longitudinal ve lateral longitudinal üç arktan oluşan ayak arkları, anatomik yapıları sayesinde, kapalı kinematik zincir aktiviteleri sırasında tamponlama, sönümleme,

stabilize etme ve aktiviteleri devam ettirme fonksiyonlarını yerine getirir (Chan & Rudins, 1994; Saltzman & Nawoczenski, 1995). Ayak arkları aynı zamanda yürüyüş sırasında sağlam bir kaldıraç görevi de görür (Houglum & Bertoti, 2011). Bu arkların şekli, yapısı ve fonksiyonu ile ilgili araştırmalar süregelmiş ve ayak ark şeklini belirleyebilmek için bir çok yöntem geliştirilmiştir. Ayak izi, radyografi, plantar basınç değerlendirmesi, laser görüntüleme ve MR görüntülemenin de içinde bulunduğu bu yöntemler kullanılarak ayak şekli, normal, düşük arklı ve yüksek arklı olarak üç ana kategoriye ayrılmıştır (Gefen, Megido-Ravid, Azariah, Itzhak, & Arcan, 2001; Kanatli, Yetkin, & Cila, 2001). “Bu farklılıklar ayağın yüklenmesinde ne gibi değişikliklere sebep olur, ayağın statik ve dinamik fonksiyonunu nasıl etkiler?” gibi bir çok soru sorulmasına rağmen hala tatmin edici bir cevap bulunamamıştır.

Ayağın medial kolonu, şok absorpsiyon ve ağırlık taşıma gibi iki önemli fonksiyonu yerine getirir (Glasoe, Yack, & Saltzman, 1999; Saltzman & Nawoczenski, 1995). Ayakta durma sırasında ağırlık özellikle MLA üzerinde yoğunlaştığından, MLA'nın yüksekliğini ve şeklini korumak çok önemlidir (Neumann, 2013). MLA'nın yapısını ve ayağın fonksiyonunu etkileyen faktörlerden biri de vücut ağırlığıdır (Woźniacka, Bac, Matusik, Szczygieł, & Ciszek, 2013). Aşırı kilo, ayak ağrısı, ark düşüklüğü ve yürüyüş bozukluğuna yol açmaktadır (Butterworth, Landorf, Smith, & Menz, 2012). Yapılan çalışmalarda artmış VKİ ile ayak ağrısı ve MLA düşüklüğü arasında ilişki olduğu gösterilmiştir (Butterworth et al., 2015; Stovitz, Pardee, Vazquez, Duval, & Schwimmer, 2008).

Nielsen ve ark. (2011) yetişkin bireylerde yaptığı çalışmalarında aşırı kilolu olanların %78'inde MLA düşüklüğü saptamışlardır (Nielsen et al., 2011). Jankowicz ve ark. (2016) genç bireylerde yaptıkları çalışmalarında yine benzer olarak, aşırı kilolu erkek ve kızlarda daha fazla MLA düşüklüğü belirlemişlerdir (Jankowicz-Szymanska & Mikolajczyk, 2016). Yapılan başka çalışmalarda da bu çalışmaların sonuçlarını destekleyecek şekilde yüksek MLA prevelansının, VKİ değerleri normal olan bireylerde daha fazla olduğu gösterilmiştir (Jankowicz-Szymańska, Wódka, Kołpa, & Mikołajczyk, 2018; Woźniacka et al., 2013). Çalışmamızda normal VKİ'ye sahip olgumuzda da ayak ve ayak bileği ligamentlerinin sertlik oranları düştükçe MLA'nın da düştüğü görülmüştür. MLA'daki düşme yüzdesinin ise özellikle ligamentlerin

sertlik değerlerinde %50 ve daha fazla kayıpla birlikte daha da yükseldiği belirlenmiştir. Olgumuzun vücut ağırlığının MLA yüksekliğine ilişkin sonuçları etkilediğini düşünmekteyiz. MLA'daki düşme miktarının ve yüzdesinin yüksek VKİ ya da vücut ağırlığı olan bireylerde daha fazla olacağını öngörmekteyiz. Benzer olarak daha yüksek VKİ ve vücut ağırlıklarında daha düşük orandaki ligament sertlik kayıplarının bile MLA'daki düşme miktarını ve yüzdesini artıracak tahmin etmekteyiz. Bu nedenle ligamentöz laksitesi olan bireylerde MLA düşüklüğünü önlemek ya da progresyonunu engellemek için kilo kontrolünün temel hedeflerden biri haline getirilmesini öneriyoruz.

Opila ve ark.'na (1988) göre ayakta durma sırasında ağırlık merkezi ayak bileği ekleminin 6 cm önünden geçmektedir. Bu yüzden ayak bileği plantar fleksör kasları ayakta durma sırasındaki dengeyi sağlamak için kasılmaktadır (Opila et al., 1988). Basmajian ve Stecko (1963) ayakta durma sırasında gastrosoleus kompleksinin ana stabilizör kas olduğunu; diğer tüm intrinsik ve ekstrinsik kasların etkisinin minimal olduğunu belirtmişlerdir (Basmajian & Stecko, 1963). Kalkaneovarus diziliminin ayak ve ayak bileği eklemlerinde rijitlik sağlarken, kalkaneovalgus diziliminin subtalar, talonavikular, interkuneiform ve tarsometatarsal eklemlerdeki bu rijitliği azalttığı belirtilmiştir. Gastrosoleus kompleksinin elastik özelliklerinin bozulması ise bu eklemlerdeki stabiliteyi daha da kötüleştirdiği ortaya konmuştur (Bowers & Castro, 2007). Literatürde gastroknemius kasındaki gerginliğin birçok ayak ve ayak bileği patolojisiyle ilişkili olduğu gösterilmiştir (Abbassian, Kohls-Gatzoulis, & Solan, 2012; Barrett, 2011; Barske, DiGiovanni, Douglass, & Nawoczenski, 2012; Gentchos, Bohay, & Anderson, 2008). Biz de çalışmamızda olgumuzun gastroknemius kasının kuvvet, endurans ve elastik özelliklerini bilmememize rağmen, bu çalışmaların sonuçlarına benzer şekilde, gastroknemius kasının açığa çıkarttığı kuvvetin MLA'yı etkileyebileceğini düşünmekteyiz. Simkin (1982) ayakta durma sırasında gastrosoleus kompleksinin açığa çıkardığı kuvvetin, zemine etkiyen yükün yarısı olduğunu hesaplamıştır (Simkin, 1982). Çalışmamızda DICOM verilerini kullandığımız olgumuzun vücut ağırlığı 56 kg olduğu için her bir ayaktan zemine etkiyen yük 280 N ve gastrosoleusun çekiş kuvveti de 140 N olarak kabul edilmiştir. Ayak ve ayak bileği bağlarının sertlik oranları azaldıkça vücut ağırlığının kompresif etkisine ek olarak gastroknemius kasının açığa çıkarttığı kuvvetin de MLA'nın düşmesine etkisinin

olduğunu düşünmekteyiz. Çalışmamızda vücut ağırlığını dengelemek için gastroknemius kasının açığa çıkarttığı kuvvetin kalkaneusu plantar fleksiyona ve posteriora doğru çekerek ayağın stabilitesini azalttığı belirlenmiştir. Bu durumun ligamentlerin sertlik oranları azaldıkça daha da göze çarptığı görülmüştür. Artan vücut ağırlığının sadece açığa çıkarttığı kompresif etkiyle değil aynı zamanda dolaylı olarak gastroknemius kasının çekiş kuvvetini de değiştirdiği için MLA'yı etkilediğini düşünmekteyiz. Bu sonuçlar ışığında ligamentöz laksitesi olan bireylerde sadece kilo kontrolünün bile kompresif etkiyi ve dolaylı olarak gastroknemius kası etkisini azaltacağını için MLA yüksekliğinin korunmasında etkili olabileceğini öngörmekteyiz. Plantar fasiit tedavisinde gastroknemius germe egzersizleri ve dorsifleksiyon gece splintleri aşıl tendon gerilimini azaltarak ark deformasyonunu, aşırı pronasyonu ve arka ayak valgusunu ve PF gerilimini engellemek için sıklıkla önerilmektedir (Barry, Barry, & Chen, 2002; Probe, Baca, Adams, & Preece, 1999). Bu sonuçlarımız MLA düşüklüğüyle neden-sonuç ilişkisi olan hastalıkların tedavisinde gastroknemius kası germe egzersizlerinin tedavi programına eklenmesini ya da bu hastalıklarda etkili olduğunu savunan çalışmaları desteklemektedir.

Çocuklardaki düşük ark yüksekliği, aileleri tarafından ortopedist ya da podiatriste en sık başvurma nedenlerinden biridir (Halabchi, Mazaheri, Mirshahi, & Abbasian, 2013; Riccio, Gimigliano, Gimigliano, Porpora, & Iolascon, 2009). Genç bireylerde deformite genellikle ağrısızdır ve takip önerilir (Bauer, Mosca, & Zions, 2016). Yetişkinlerde ise ayaktaki en temel problem ağrıdır ve ağrının düşük arklı ya da arka ayak pronasyonu olan bireylerde daha sık olduğu belirtilmiştir (Hagedorn et al., 2013). Bu çalışmaların sonuçlarına benzer şekilde erişkin bireylerde yapılan çalışmalarda ağrının, ark düşüklüğü ile korele olduğu ve sıklıkla ön ayak tabanında görüldüğü bildirilmiştir (Jankowicz-Szymańska et al., 2018; Menz, Dufour, Riskowski, Hillstrom, & Hannan, 2013). Ark düşüklüğünün aksine yüksek medial arkın ise erişkin kişilerde ağrı ilişkili şikayetlere neden olmadığı çalışmalarla ortaya konmuştur (Hagedorn et al., 2013; Menz et al., 2013). Aşırı ayak pronasyonu MLA'nın düzleşmesi ya da tamamen kollabe olması olarak tanımlanmaktadır (Franco, 1987; Scranton JR, Pedegana, & Whitesel, 1982). Subtalar ve midtarsal eklemler normal eklem hareket açıklıklarının ötesinde bir hareket sergilerler ve buna bağlı olarak yürüme döngüsü sırasında ayak daha fazla pronasyonda kalmaktadır. Bu

durumun medial tibial stres sendromu, plantar fasiit, halluks rijitus ve patellofemoral ağrı sendromu gibi birçok alt ekstremitte probleminin ortaya çıkmasına katkıda bulunduğu belirtilmiştir (Barton, Bonanno, Levinger, & Menz, 2010; Beeson, Phillips, Corr, & Ribbans, 2009; Graham, Jawrani, & Goel, 2011; Raissi, Cherati, Mansoori, & Razi, 2009). Farklı farklı oranlarda ligamentöz laksite oluşturarak modellediğimiz bütün ayak modellerimizde, ligamentöz laksite arttıkça MLA'daki deformasyonun da arttığı görülmüştür. Bununla birlikte MLA, ligamentöz laksite oranı en yüksek ayak modelimizde bile tamamen çökmemiştir. Bizim çalışmamızın sonuçlarına benzer olarak Kitaoka ve ark. kadavra çalışmalarında da benzer sonuçlar gösterilmiştir (Kitaoka, Luo, & An, 1997). Yine aynı şekilde Liang ve ark., SEY çalışmalarında plantar fasya ve plantar ligamentlerin tamamen gevşetilmesine rağmen ayak arkının tamamen kollabe olmadığını belirtmişlerdir (Liang et al., 2011). Literatürdeki bu çalışmalar ve kendi çalışmamızın sonuçlarında MLA yüksekliğindeki azalmaya rağmen tamamen çökme görülmemesinin en büyük nedeninin “zaman” değişkeni olduğunu düşünmekteyiz. Çalışmamız ayak bileği ve ayak yapılarının, ligamentöz laksite değişkenine bağlı anlık analizidir. Bulduğumuz sonuçlar ayak modeline etkilenen sadece tek bir fizyolojik yüklenmenin sonucudur. Bu bağlamda ayağın MLA gibi spesifik alan ya da yapılarına tekrarlı yüklenmelerin ilgili yapılarda mekanik yorgunluğu indükleyerek bulduğumuz anlık deformasyonları daha da artıracaklarını düşünmekteyiz. Bu sonuçların ışığında ligamentöz laksite, aşırı ayak pronasyonunun neden olduğu hastalıklarda bir risk faktörü olarak göz önünde bulundurulmalıdır.

Ayak arkları konusunda yapılan çalışmalarda ilginin büyük kısmı MLA üzerinde yoğunlaşmış olmasına rağmen kısıtlı da olsa transvers TA'nın ayak yüklenmesi, dizilimi ve fonksiyonundaki önemini araştıran çalışmalar da literatürde yer almaktadır (Gwani, Asari, & Ismail, 2017; Kudo, Hatanaka, Naka, & Ito, 2014; Nakai et al., 2019; Nakayama et al., 2018). TA proksimalde kuneiform kemikler ve kuboid kemik, distalde ise metatarsal kemiklerin basisleri tarafından oluşturulmuştur. Longitudinal arklar sagittal düzlemde arka ayak ve ön ayak boyunca destek sağlarken TA ön ayağı koronal düzlemde desteklemektedir. Yapılan çalışmalar TA'nın ön ayak fonksiyonunu etkilediğini buna bağlı olarak da ön ayak ağrısı ve metatarsaljinin TA ile ilişkili olabileceğini belirtmektedir (Gorter, Kuyvenhoven, & de Melker, 2000; Menz, Tiedemann, Kwan, Plumb, & Lord, 2006; Nakayama et al., 2018; Tanaka et al.,

2017). Benzer şekilde TA stabilitesindeki bozulmanın halluks valgusla sonuçlanabileceğini ortaya koyan çalışmalar da bulunmaktadır (Coughlin & Jones, 2007; Perera, Mason, & Stephens, 2011). Çalışmamızın sonuçlarına göre en düşük metatarsal stres değerlerinin ligamentöz laksitesi olmayan ayak modelimizde olduğu belirlenmiştir. Ligamentöz laksite arttıkça hem metatarsal kemiklerdeki maksimum stres değerinin arttığı hem de stres dağılımının beşinci metatarsal kemikten (ayağın lateralinden) ayağın medialine doğru yayılım gösterdiği bulunmuştur. Buna göre ligamentöz laksitedeki artışın hem metatarsal kemiklerdeki hem de ön ayağın plantar yüzeyindeki (metatarsal kemiklerin başlarının altında) stres değerlerini arttırdığı görülmüştür. Ön ayaktaki artan bu streslerin TA'nın fonksiyonunu etkileyebileceğini düşünmekteyiz. Bu durumun yer reaksiyon kuvvetlerinin sadece ön ayak plantar yüzeyinde toplandığı yürüyüşün duruş fazının terminal evresinde daha da kritik olabileceğini tahmin etmekteyiz. Benzer şekilde yürüme ve koşma sırasında ayağa etkiyen kuvvetin 2-3 kata kadar çıktığı (Kelikian & Sarrafian, 2011; Rome, 1998) düşünüldüğünde ise TA'da daha ciddi deformasyonlar olma olasılığının artacağını öngörmekteyiz.

Ayak arklarının ayak stabilitesine ve mobilitesine etkisini inceleyen çalışmalarda ayakta bulunan üç arkın görevlerini bir bütün olarak ve birbirleriyle ilişkili şekilde yaptıkları belirtilmektedir (Akdoğan, Akkaya, Akkaya, & Kiter, 2012; Moore, Dalley, & Agur, 2013). Bunun yanında TA'nın hem medial hem de lateral longitudinal arkın stabilitesini sağlaması açısından önemi vurgulanmaktadır (Philbin, Rosenberg, & Sferra, 2003). TA'nın hem ön ayak hem de orta ayakta stabilizeye katkıda bulunduğu ve bu arktaki bir bozulmanın MLA ve LLA'nın düzleşmesiyle sonuçlanabileceği belirtilmiştir (Gwani et al., 2017; Philbin et al., 2003). Çalışmamızın sonuçlarına göre ligamentöz laksitedeki artışın hem MLA hem de TA'nın stabilizasyonuna olumsuz yönde etkisi olabilir. TA ve MLA'nın birbirlerinin hareket ve fonksiyonundan etkilenebileceği göz önüne alındığında ise ligamentöz laksitenin bu yapılardaki bozucu etkisinin daha ciddi olabileceği düşünülebilir. Ligamentöz laksitedeki artıştan kaynaklı olarak bu iki yapı da olumsuz etkilendiği için bu iki yapının birbirlerinin patolojisinden etkilenme durumu ise mevcut patolojilerini daha da hızlandırma riskini ortaya çıkarabilir.

PF, kalkaneusun pürüzlü yüzeyinden ayak parmaklarına kadar güçlü bir fasyal kemer oluşturarak ayağın her iki tarafını (medial-lateral) ve tabanını destekler. PF'nin tüm ayak arklarında önemli bir rol üstlendiği (Wearing et al., 2007), özellikle de MLA'nın yüksekliğini ve şeklini korumak için birincil pasif destek sağladığı bildirilmiştir (Erdemir, Hamel, Fauth, Piazza, & Sharkey, 2004). Ayakta durma sırasında ağırlık MLA üzerinde toplandığı zaman PF'nin uzamasından gelen gerilim MLA'nın çöküşünü azaltmaktadır (Neumann, 2013). PF'nin en yaygın patolojisi olan plantar fasiitin PF'deki artan gerilimin bir sonucu olduğu düşünülmektedir. Kalınlaşma ve dejeneratif doku bulguları inflamasyon bulgularından daha yaygın olduğundan dolayı, son yıllarda hastalığı tanımlamak için plantar fasiit yerine plantar fasyopati ifadesinin kullanımı uygun görülmüştür (Landorf, McMillan, & Menz, 2013; Monteagudo, de Albornoz, Gutierrez, Tabuenca, & Álvarez, 2018). Plantar fasyopati, ayakta durma, yürüme ya da koşma gibi uzun süreli ağırlık taşıma aktiviteleri içeren durumlarda ayak sağlığı ve genel sağlıkla ilişkili yaşam kalitesine önemli negatif etkisi olan plantar topuk ağrısı olarak tanımlanmıştır (Beeson, 2014). Patolojinin hastaların günlük yaşam aktivitesi, egzersiz kabiliyeti ve işle ilişkili aktivitelerinde limitasyona neden olabileceği belirtilmiştir (Irving, Cook, Young, & Menz, 2008). Mekanik olarak PF'nin aşırı yüklenmesine neden olabilecek her durumun plantar fasyopati için risk faktörü olduğu belirtilmiştir (Lim, How, & Tan, 2016). Obezite, pes planus, azalmış dorsifleksiyon hareket açıklığı, gergin arka grup bacak kasları, uzun süre ayakta durma/koşma, sert zemin üzerinde koşma ve koşma sıklığı ve yoğunluğunda ani artış gibi durumların riskleri artırabileceği düşünülmektedir (Beeson, 2014). Çalışmamızdaki tüm modellerimizde PF, medial kalkaneal proseten başlayıp her bir falanksın proksimaline uzanan 5 ayrı yay eleman şeklinde modellenmiştir. PF'yi oluşturan bu lifler medialden laterale 1-5 arasında numaralandırılmıştır. Ligamentöz laksitesi olmayan ayak modelinde PF gerilme kuvvetlerinin medialden laterale gidildikçe azaldığı belirlenmiştir. PF'nin tüm lifleri arasında ise ilk 3 numaralı yay elemanlarının gerilme kuvvetlerinin lateralde yer alan 4 ve 5 numaralı yay elemanlarının gerilme kuvvetlerinden ciddi şekilde yüksek olduğu saptanmıştır. Bu sonuçlara göre, ayakta durma ve yürüme gibi ağırlık taşıma aktivitesi içeren durumlarda MLA'ya pasif desteğin özellikle medial PF lifleri tarafından sağlandığı görülmektedir. Çalışmamızda ligamentöz laksitesi olmayan ayak modelinde ilk 3 PF

lifinin gerilme kuvvetinin tüm ayak modellerinin aynı liflerinin gerilme kuvvetiyle karşılaştırıldığında en düşük gerilme değerine sahip olduğu görülmüştür. Ligamentöz laksite değerleri arttıkça PF'nin medial liflerindeki gerilme kuvvetlerinin arttığı belirlenmiştir. PF'nin yüklenmesindeki bu artışın eşlik eden faktörlerle birlikte plantar fasyopati riskini artırabileceğini düşünmekteyiz. Ligamentöz laksitedeki artışa bağlı olarak PF'nin lateral liflerinde oluşan (4. ve 5. lifler) gerilme kuvvetlerindeki değişimin ise medial liflerdeki gerilme kuvvetlerinden farklılık gösterdiği saptanmıştır. Ligamentöz laksite arttıkça 4. PF lifindeki gerilme kuvvetinde 5. PF lifindeki gerilme kuvvetinde olduğu gibi artış beklememize rağmen 4. PF lifi gerilme kuvvetinin sürekli azaldığı belirlenmiştir. Bu durumun ayak modelimizin ön ayak bölgesindeki eklem ve kartilaj yapılarında yaptığımız basitleştirmelerden kaynaklandığını düşünmekteyiz.

PF, MLA'nın desteklenmesinde primer görevli olduğu için MLA üzerine etkileyen her kuvvet PF'nin gerilmesine neden olmaktadır (Lim et al., 2016). PF'deki tekrarlı gerilmelerle oluşan streslerin patolojik değişiklikleri indükleyebileceği belirtilmiştir (Houglum & Bertoti, 2011). Buna bağlı olarak da plantar fasyopatının etkileri PF'nin orijini olan medial kalkaneal proste ağrı ve yapısal değişiklikler olarak ortaya çıkmaktadır (Lim et al., 2016). Çalışmamızda ligamentöz laksitesi olmayan ayak modelinin medial kalkaneal prosesindeki stresin en düşük değerde olduğu ve ligamentöz laksite arttıkça bu değer de arttığı tespit edilmiştir. Çalışmamızın sonuçlarına göre ligamentöz laksitedeki artışın PF'nin orijinindeki stresi etkilediğini ve var olan patolojiyi daha da kötüleştirebileceğini tahmin etmekteyiz. Cheung ve ark. SEY çalışmalarında % 40 oranında yapılacak bir PF gevşetme cerrahisinin plantar fasyopatının neden olduğu bu stresi azaltabileceğini ve bunun sonucunda hastanın ağrısının azalabileceğini bildirmişlerdir. % 40 oranında yapılacak gevşetme cerrahisinin MLA yüksekliğinde deformasyona neden olmadığını vurgulamışlardır. Çalışmacılar aynı çalışmada PF gevşetmesinden sonra gerilim streslerini ayağın diğer plantar ligamentlerinin yüklenerek oluşan stresleri kompanse edebileceğini belirtmişlerdir (J. T.-M. Cheung et al., 2006). Çalışmamızda PF'nin sertlik değerlerindeki azalmanın bu çalışmanın aksine kalkaneal stresleri daha da arttırdığını saptadık. Cheung ve ark. yaptıkları çalışmada PF'nin gevşetilmesi sonucunda diğer ayak plantar ligamentlerinin gerilme streslerini kompanse edebilmesine rağmen bizim modellerimizde olduğu gibi, ligamentlerin tümünde

gerçekleşen gevşemenin PF'ye ek yeni stresler getirebileceğini düşünmekteyiz. Bu yüzden plantar fasyopatının neden olduğu ağrıyı engellemek için yapılacak plantar fasyotomi cerrahilerinde ligamentöz laksitesi olan bireylerde bu durumun göz önünde bulundurulması gerektiğini tavsiye ediyoruz.

4.1. Limitasyonlar

Çalışmamızın bazı limitasyonları bulunmaktadır. Çalışmamızda, kullanmak durumunda kaldığımız radyolojik materyalin çözünürlükleri düşüktü bu nedenle ayrıştırma ve temizleme adımları sırasında bilgisayarımızın çözebileceği şekilde basitleştirme ve hızlandırma adına, kemik, kartilaj ve ligament yapıları için homojen ve linear elastik materyal özellikleri atanmıştır. Yine aynı amaçla ayak parmak ligamentleri ve eklem kapsülü gibi diğer konnektif dokular ihmal edilmiştir. Aynı analizlerin modelimizde bahsedilen kısıtlamalar uygulanmadan yapılmasının, sonuçları önemli ölçüde değiştirmeyeceğini düşünmemize rağmen, daha keskin sonuçlar ortaya koyabileceğini düşünmekteyiz.

Çalışmamız, sadece ayakta durma pozisyonunda, kuvvetlerin dengede olduğu bir simülasyon olarak gerçekleştirilmiştir. Aynı analizlerin tüm duruş fazı evrelerinde yapılması aynı olgunun farklı pozisyonlarda görüntüleme verilerinin alınmasını gerektiriyordu. Bu durum etik sorunlar (hastanın zarar görmesi, maliyet) doğurabilecekti. Bu analizlerin farklı duruş fazı evrelerinde yapılması, bizim sadece tahmin yürütebildiğimiz sonuçların gerçek değerlerini ortaya koyabilirdi.

Çalışmamız retrospektif planlandığı için sonuçlarımızın EMG ya da yürüme analizi sonuçları ile korelasyonu klinik ölçümlerle test edilememiştir.

Ayak modelimizde tüm ayak bileği ve ayak ligamentleri ve PF modellendiği için analizi bilgisayarın çözebileceği duruma getirebilmek için bazı basitleştirmeler yapmak gerekliydi. Bunun için tüm ligamentler ve PF literatürde sertlik değerleri hesaplanmış yay elemanlar olarak modellendi. Bu yüzden bu yapılardaki deformasyonları belirlemek mümkün olmamış ve bunun yerine aynı yapıların gerilim kuvvetlerinden çıkarım yapmak zorunda kalınmıştır.

Analiz sonuçlarını çok etkilemese de daha iyi donanımsal kapasite (iş istasyonu) sonuçların daha hızlı, daha hatasız, daha tekrarsız ve az çabayla ortaya çıkarabilirdi.



5. SONUÇLAR

Çalışmamızda SEY ile literatürde yer almayan aşağıdaki özgün sonuçlar bulunmuştur.

- Ligamentöz laksitenin ayak ve ön ayak plantar yüzeyinin stres dağılımı ve maksimum stres değerleri üzerinde etkili olduğu ve ligamentöz laksite arttıkça ayak ve ön ayak plantar yüzey streslerinin arttığı ve streslerin ön ayak ve arka ayak bölgesinden ayak medialine ve orta ayağa yayılım gösterdiği sonucuna ulaşıldı.
- Ligamentöz laksitenin metatarsal kemiklerdeki stres dağılımı ve maksimum stres değerleri üzerinde etkili olduğu ve ligamentöz laksitedeki artışın hem metatarsal kemiklerdeki maksimum stres değerlerini arttırdığı hem de metatarsal kemiklerdeki stres dağılımını ayak lateralinden ayak medialine doğru kaydırıldığı görüldü.
- Ayak diziliminin ligamentöz laksiteden etkilendiği belirlendi. Ligamentöz laksite arttıkça ayak arklarının deformasyonunun arttığı ve ayak diziliminin olumsuz yönde etkilendiği gösterildi.
- Ligamentöz laksitenin PF gerilim kuvvetlerini etkilediği bulundu. Ayakta durma sırasında, PF'nin lateral liflerinden daha fazla yük taşıyan medial liflerinin gerilim kuvvetlerinin ligamentöz laksite arttıkça daha da arttığı belirlendi.
- Oluşturduğumuz ayak modellerinden bazılarının belki de anatomik ve fizyolojik olarak klinikte görülme olasılığı olmayan durumları da içerebileceği göz önünde bulundurulmalıdır.

Çalışmamızda oluşturulan ligamentöz laksite modellerinin fizyolojik sınır şartlarında yapılan analizlerinin sonuçları, deneysel çalışmalarla ortaya konması mümkün olmayan sonuçlardır. Bu bakımdan çalışmamızın sonuçlarının literatüre önemli katkı sunacağı düşünülmektedir. Aynı zamanda çalışmamız deneysel çalışmaların yetersiz kaldığı ya da etik problemler nedeniyle yapılamayan çalışmalar için alternatif bir örnek olarak düşünülebilir. Çalışmamızda ligamentöz laksitenin sadece ayakta durma pozisyonundaki etkileri incelendi. Gelecekteki çalışmalarda ligamentöz laksitenin duruş fazının tüm evrelerindeki etkisi incelenebilir.

Çalışmamız, deneysel çalışmalar ile desteklenemedi. Gelecekteki çalışmaların EMG çalışması ya da yürüme analizi ile desteklenmesi ligamentöz laksitenin etkileri ile ilgili daha net bir resim ortaya koyabilir.



6. KAYNAKLAR

- Abbassian, A., Kohls-Gatzoulis, J., & Solan, M. C. (2012). Proximal medial gastrocnemius release in the treatment of recalcitrant plantar fasciitis. *Foot & ankle international*, 33(1), 14-19.
- Aguilar, M. B., Abián-Vicén, J., Halstead, J., & Gijon-Nogueron, G. (2016). Effectiveness of neuromuscular taping on pronated foot posture and walking plantar pressures in amateur runners. *Journal of science and medicine in sport*, 19(4), 348-353.
- Akdoğan, I., Akkaya, S., Akkaya, N., & Kiter, E. (2012). Comparison of the calcaneal pitch angle and modified projection area per length squared method for medial longitudinal arch evaluation of the foot. *Balkan medical journal*, 29(4), 406.
- Barrett, S. (2011). Understanding and managing equinus deformities. *Podiatry Today*, 24(5), 58-65.
- Barry, L. D., Barry, A. N., & Chen, Y. (2002). A retrospective study of standing gastrocnemius-soleus stretching versus night splinting in the treatment of plantar fasciitis. *The Journal of Foot and Ankle Surgery*, 41(4), 221-227.
- Barske, H. L., DiGiovanni, B. F., Douglass, M., & Nawoczenski, D. A. (2012). Current concepts review: isolated gastrocnemius contracture and gastrocnemius recession. *Foot & ankle international*, 33(10), 915-921.
- Barton, C. J., Bonanno, D., Levinger, P., & Menz, H. B. (2010). Foot and ankle characteristics in patellofemoral pain syndrome: a case control and reliability study. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 40(5), 286-296.
- Basmajian, J. V., & Stecko, G. (1963). The role of muscles in arch support of the foot: an electromyographic study. *JBJS*, 45(6), 1184-1190.
- Bauer, K., Mosca, V. S., & Zions, L. E. (2016). What's new in pediatric flatfoot? *Journal of Pediatric Orthopaedics*, 36(8), 865-869.
- Beer, F. P. (2015). *Cisimlerin mukavemeti: Literatür Yayıncılık*.
- Beeson, P. (2014). Plantar fasciopathy: revisiting the risk factors. *Foot and Ankle Surgery*, 20(3), 160-165.
- Beeson, P., Phillips, C., Corr, S., & Ribbans, W. J. (2009). Hallux rigidus: a cross-sectional study to evaluate clinical parameters. *The Foot*, 19(2), 80-92.
- Beighton, P., Grahame, R., & Bird, H. (2012). Hypermobility in the performing arts and sport *Hypermobility of joints* (pp. 125-149): Springer.
- Beighton, P., Solomon, L., & Soskolne, C. (1973). Articular mobility in an African population. *Annals of the rheumatic diseases*, 32(5), 413.
- Beighton, P. H., Grahame, R., & Bird, H. (2011). *Hypermobility of joints*: Springer Science & Business Media.
- Bowers, A. L., & Castro, M. D. (2007). *The mechanics behind the image: foot and ankle pathology associated with gastrocnemius contracture*. Paper presented at the Seminars in musculoskeletal radiology.
- Brilakis, E., Kaselouris, E., Xypnitos, F., Provatidis, C. G., & Efstathopoulos, N. (2012). Effects of foot posture on fifth metatarsal fracture healing: a finite element study. *J Foot Ankle Surg*, 51(6), 720-728. doi:10.1053/j.jfas.2012.08.006
- Butterworth, P. A., Landorf, K. B., Smith, S., & Menz, H. B. (2012). The association between body mass index and musculoskeletal foot disorders: a systematic review. *Obesity reviews*, 13(7), 630-642.

- Butterworth, P. A., Menz, H. B., Urquhart, D. M., Cicuttini, F. M., Pasco, J. A., Brennan, S. L., . . . Dixon, J. B. (2015). The association between obesity and foot pain: metabolic, biomechanical or both? *Journal of foot and ankle research*, 8(2), 05.
- Chan, C. W., & Rudins, A. (1994). *Foot biomechanics during walking and running*. Paper presented at the Mayo Clinic Proceedings.
- Chen, W.-M., Lee, T., Lee, P. V.-S., Lee, J. W., & Lee, S.-J. (2010). Effects of internal stress concentrations in plantar soft-tissue—a preliminary three-dimensional finite element analysis. *Medical engineering & physics*, 32(4), 324-331.
- Chen, W. M., Park, J., Park, S. B., Shim, V. P., & Lee, T. (2012). Role of gastrocnemius-soleus muscle in forefoot force transmission at heel rise - A 3D finite element analysis. *J Biomech*, 45(10), 1783-1789. doi:10.1016/j.jbiomech.2012.04.024
- Chen, X., & Liu, Y. (2014). *Finite element modeling and simulation with ANSYS Workbench*: CRC Press.
- Cheung, J. T.-M., An, K.-N., & Zhang, M. (2006). Consequences of partial and total plantar fascia release: a finite element study. *Foot & ankle international*, 27(2), 125-132.
- Cheung, J. T.-M., Yu, J., Wong, D. W.-C., & Zhang, M. (2009). Current methods in computer-aided engineering for footwear design. *Footwear science*, 1(1), 31-46.
- Cheung, J. T.-M., Zhang, M., & An, K.-N. (2004). Effects of plantar fascia stiffness on the biomechanical responses of the ankle-foot complex. *Clinical biomechanics*, 19(8), 839-846.
- Cheung, J. T.-M., Zhang, M., Leung, A. K.-L., & Fan, Y.-B. (2005). Three-dimensional finite element analysis of the foot during standing—a material sensitivity study. *Journal of biomechanics*, 38(5), 1045-1054.
- Cheung, J. T., Zhang, M., & An, K. N. (2006). Effect of Achilles tendon loading on plantar fascia tension in the standing foot. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 21(2), 194-203. doi:10.1016/j.clinbiomech.2005.09.016
- Chuckpaiwong, B., Nunley, J. A., Mall, N. A., & Queen, R. M. (2008). The effect of foot type on in-shoe plantar pressure during walking and running. *Gait & posture*, 28(3), 405-411.
- Cote, K. P., Brunet, M. E., II, B. M. G., & Shultz, S. J. (2005). Effects of pronated and supinated foot postures on static and dynamic postural stability. *Journal of athletic training*, 40(1), 41.
- Coughlin, M. J., & Jones, C. P. (2007). Hallux valgus and first ray mobility: a prospective study. *JBJS*, 89(9), 1887-1898.
- Dahle, L. K., Mueller, M., Delitto, A., & Diamond, J. E. (1991). Visual assessment of foot type and relationship of foot type to lower extremity injury. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 14(2), 70-74.
- Davids, J. (2009). Normal function of the ankle and foot: biomechanics and quantitative analysis. *Drennan's the child's foot and ankle*. 2nd ed. Philadelphia, PA: Lippincott Williams and Wilkins, 54-63.
- Dawe, E. J., & Davis, J. (2011). (vi) Anatomy and biomechanics of the foot and ankle. *Orthopaedics and Trauma*, 25(4), 279-286.
- Erdemir, A., Hamel, A. J., Fauth, A. R., Piazza, S. J., & Sharkey, N. A. (2004). Dynamic loading of the plantar aponeurosis in walking. *JBJS*, 86(3), 546-552.

- Evans, A. M., Copper, A. W., Scharfbillig, R. W., Scutter, S. D., & Williams, M. T. (2003). Reliability of the foot posture index and traditional measures of foot position. *Journal of the American Podiatric Medical Association*, 93(3), 203-213.
- Fan, Y., Fan, Y., Li, Z., Lv, C., & Luo, D. (2011). Natural gaits of the non-pathological flat foot and high-arched foot. *PLoS One*, 6(3), e17749.
- Franco, A. H. (1987). Pes cavus and pes planus: analyses and treatment. *Physical therapy*, 67(5), 688-694.
- Gefen, A., Megido-Ravid, M., Azariah, M., Itzchak, Y., & Arcan, M. (2001). Integration of plantar soft tissue stiffness measurements in routine MRI of the diabetic foot. *Clinical biomechanics*, 16(10), 921-925.
- Gentchos, C. E., Bohay, D. R., & Anderson, J. G. (2008). Gastrocnemius recession as treatment for refractory achilles tendinopathy: a case report. *Foot & ankle international*, 29(6), 620-623.
- Glasoe, W. M., Yack, H. J., & Saltzman, C. L. (1999). Anatomy and biomechanics of the first ray. *Physical therapy*, 79(9), 854-859.
- Gorter, K. J., Kuyvenhoven, M. M., & de Melker, R. A. (2000). Nontraumatic foot complaints in older people. A population-based survey of risk factors, mobility, and well-being. *Journal of the American Podiatric Medical Association*, 90(8), 397-402.
- Gök Kadir, G. A. (2018). *ANSYS WORKBENCH– Bilgisayar Destekli Yapısal Analiz Uygulamaları: Abaküs Kitap*.
- Graham, M. E., Jawrani, N. T., & Goel, V. K. (2011). Evaluating plantar fascia strain in hyperpronating cadaveric feet following an extra-osseous talotarsal stabilization procedure. *The Journal of Foot and Ankle Surgery*, 50(6), 682-686.
- Gu, Y., Ren, X., Li, J., Lake, M., Zhang, Q., & Zeng, Y. (2010). Computer simulation of stress distribution in the metatarsals at different inversion landing angles using the finite element method. *International orthopaedics*, 34(5), 669-676.
- Gwani, A. S., Asari, M. A., & Ismail, Z. M. (2017). How the three arches of the foot intercorrelate. *Folia morphologica*, 76(4), 682-688.
- Hagedorn, T. J., Dufour, A. B., Riskowski, J. L., Hillstrom, H. J., Menz, H. B., Casey, V. A., & Hannan, M. T. (2013). Foot disorders, foot posture, and foot function: the Framingham foot study. *PLoS One*, 8(9), e74364.
- Halabchi, F., Mazaheri, R., Mirshahi, M., & Abbasian, L. (2013). Pediatric flexible flatfoot; clinical aspects and algorithmic approach. *Iranian journal of pediatrics*, 23(3), 247.
- Hibbeler, R. C. (2005). Mechanics of materials. *Mechanical Engineering*, 2, 0904472.
- Hill, R. (1998). *The mathematical theory of plasticity* (Vol. 11): Oxford university press.
- Houglum, P. A., & Bertoti, D. B. (2011). *Brunnstrom's clinical kinesiology*: FA Davis.
- Iaquinto, J. M., & Wayne, J. S. (2010). Computational model of the lower leg and foot/ankle complex: application to arch stability. *Journal of biomechanical engineering*, 132(2).
- Irving, D. B., Cook, J. L., Young, M. A., & Menz, H. B. (2008). Impact of chronic plantar heel pain on health-related quality of life. *Journal of the American Podiatric Medical Association*, 98(4), 283-289.

- Jacob, S., & Patil, M. (1999). Stress analysis in three-dimensional foot models of normal and diabetic neuropathy. *Frontiers of medical and biological engineering: the international journal of the Japan Society of Medical Electronics and Biological Engineering*, 9(3), 211-227.
- Jankowicz-Szymanska, A., & Mikołajczyk, E. (2016). Genu valgum and flat feet in children with healthy and excessive body weight. *Pediatric Physical Therapy*, 28(2), 200-206.
- Jankowicz-Szymańska, A., Wódka, K., Kołpa, M., & Mikołajczyk, E. (2018). Foot longitudinal arches in obese, overweight and normal weight females who differ in age. *Homo*, 69(1-2), 37-42.
- Kanatli, U., Yetkin, H., & Cila, E. (2001). Footprint and radiographic analysis of the feet. *Journal of Pediatric Orthopaedics*, 21(2), 225-228.
- Kazimi, S. (2001). *Solid mechanics*: Tata McGraw-Hill Education.
- Kelikian, A. S., & Sarrafian, S. K. (2011). *Sarrafian's anatomy of the foot and ankle: descriptive, topographic, functional*: Lippincott Williams & Wilkins.
- Kitaoka, H. B., Luo, Z. P., & An, K.-N. (1997). Analysis of longitudinal arch supports in stabilizing the arch of the foot. *Clinical orthopaedics and related research*(341), 250-256.
- Kubat, T. (2013). *Çene kemiği kırıkları tedavisinde kullanılan implantların modellenmesi ve sonlu elemanlar yöntemi ile analizi*. (Yüksek Lisans Tezi), Marmara Üniversitesi.
- Kudo, S., Hatanaka, Y., Naka, K., & Ito, K. (2014). Flexibility of the transverse arch of the forefoot. *Journal of Orthopaedic Surgery*, 22(1), 46-51.
- Landorf, K. B., McMillan, A. M., & Menz, H. B. (2013). Plantar heel pain: an update of its aetiology and diagnosis. *Journal of foot and ankle research*, 6(S1), O18.
- Levangie, P., & Norkin, C. C. (2011). *Joint Structure and Function: A Comprehensive Analysis*.
- Liacouras, P. C., & Wayne, J. S. (2007). Computational modeling to predict mechanical function of joints: application to the lower leg with simulation of two cadaver studies.
- Liang, J., Yang, Y., Yu, G., Niu, W., & Wang, Y. (2011). Deformation and stress distribution of the human foot after plantar ligaments release: a cadaveric study and finite element analysis. *Sci China Life Sci*, 54(3), 267-271. doi:10.1007/s11427-011-4139-0
- Lim, A. T., How, C. H., & Tan, B. (2016). Management of plantar fasciitis in the outpatient setting. *Singapore medical journal*, 57(4), 168.
- Lusardi, M. M., Jorge, M., & Nielsen, C. C. (2013). *Orthotics and Prosthetics in Rehabilitation-E-Book*: Elsevier Health Sciences.
- Maillard, S. M., & Payne, J. (2010). Physiotherapy and occupational therapy in the hypermobile child *Hypermobility, Fibromyalgia and Chronic Pain* (pp. 179-196): Elsevier.
- Mansfield, P. J., & Neumann, D. A. (2009). *Essentials of kinesiology for the physical therapist assistant*: Mosby Elsevier.
- Menz, H. B., Dufour, A. B., Riskowski, J. L., Hillstrom, H. J., & Hannan, M. T. (2013). Association of planus foot posture and pronated foot function with foot pain: the Framingham foot study. *Arthritis care & research*, 65(12), 1991-1999.

- Menz, H. B., Tiedemann, A., Kwan, M., Plumb, K., & Lord, S. R. (2006). Foot pain in community-dwelling older people: an evaluation of the Manchester Foot Pain and Disability Index. *Rheumatology*, *45*(7), 863-867.
- Mondal, S., & Ghosh, R. (2017). A numerical study on stress distribution across the ankle joint: Effects of material distribution of bone, muscle force and ligaments. *J Orthop*, *14*(3), 329-335. doi:10.1016/j.jor.2017.05.003
- Monteagudo, M., de Albornoz, P. M., Gutierrez, B., Tabuenca, J., & Álvarez, I. (2018). Plantar fasciopathy: a current concepts review. *EFORT open reviews*, *3*(8), 485-493.
- Moore, K. L., Dalley, A. F., & Agur, A. M. (2013). *Clinically oriented anatomy*: Lippincott Williams & Wilkins.
- Morales-Orcajo, E., Souza, T. R., Bayod, J., & Barbosa de Las Casas, E. (2017). Non-linear finite element model to assess the effect of tendon forces on the foot-ankle complex. *Med Eng Phys*, *49*, 71-78. doi:10.1016/j.medengphy.2017.07.010
- Muscolino, J. E. (2014). *Kinesiology-E-Book: The Skeletal System and Muscle Function*: Elsevier Health Sciences.
- Nakai, K., Zeidan, H., Suzuki, Y., Kajiwara, Y., Shimoura, K., Tatsumi, M., . . . Aoyama, T. (2019). Relationship between forefoot structure, including the transverse arch, and forefoot pain in patients with hallux valgus. *Journal of physical therapy science*, *31*(2), 202-205.
- Nakayama, Y., Tashiro, Y., Suzuki, Y., Kajiwara, Y., Zeidan, H., Kawagoe, M., . . . Tatsumi, M. (2018). Relationship between transverse arch height and foot muscles evaluated by ultrasound imaging device. *Journal of physical therapy science*, *30*(4), 630-635.
- Neumann, D. A. (2013). *Kinesiology of the musculoskeletal system-e-book: foundations for rehabilitation*: Elsevier Health Sciences.
- Newman, P., Witchalls, J., Waddington, G., & Adams, R. (2013). Risk factors associated with medial tibial stress syndrome in runners: a systematic review and meta-analysis. *Open access journal of sports medicine*, *4*, 229.
- Nielsen, M. D., Dodson, E. E., Shadrick, D. L., Catanzariti, A. R., Mendicino, R. W., & Malay, D. S. (2011). Nonoperative care for the treatment of adult-acquired flatfoot deformity. *The Journal of Foot and Ankle Surgery*, *50*(3), 311-314.
- Oatis, C. A. (2016). *Kinesiology: the mechanics and pathomechanics of human movement*: Lippincott Williams & Wilkins.
- Ombregt, L. (2013). *A System of Orthopaedic Medicine-E-Book*: Elsevier Health Sciences.
- Opila, K. A., Wagner, S. S., Schiowitz, S., & Chen, J. (1988). Postural alignment in barefoot and high-heeled stance. *Spine*, *13*(5), 542-547.
- Orlin, M. N., & McPoil, T. G. (2000). Plantar pressure assessment. *Physical therapy*, *80*(4), 399-409.
- Palastanga, N., & Soames, R. (2011). *Anatomy and human movement, structure and function with PAGEBURST access, 6: anatomy and human movement*: Elsevier Health Sciences.
- Perera, A., Mason, L., & Stephens, M. (2011). The pathogenesis of hallux valgus. *JBJS*, *93*(17), 1650-1661.
- Perry, J., & Davids, J. R. (1992). Gait analysis: normal and pathological function. *Journal of Pediatric Orthopaedics*, *12*(6), 815.

- Philbin, T., Rosenberg, G., & Sferra, J. J. (2003). Complications of missed or untreated Lisfranc injuries. *Foot and ankle clinics*, 8(1), 61-71.
- Pohl, M. B., Hamill, J., & Davis, I. S. (2009). Biomechanical and anatomic factors associated with a history of plantar fasciitis in female runners. *Clinical Journal of Sport Medicine*, 19(5), 372-376.
- Probe, R. A., Baca, M., Adams, R., & Preece, C. (1999). Night splint treatment for plantar fasciitis. A prospective randomized study. *Clinical orthopaedics and related research*(368), 190-195.
- Raissi, G. R. D., Cherati, A. D. S., Mansoori, K. D., & Razi, M. D. (2009). The relationship between lower extremity alignment and Medial Tibial Stress Syndrome among non-professional athletes. *BMC Sports Science, Medicine and Rehabilitation*, 1(1), 11.
- Ramlee, M. H., Kadir, M. R. A., & Harun, H. (2013). *Three-dimensional modeling and analysis of a human ankle joint*. Paper presented at the 2013 IEEE Student Conference on Research and Development.
- Redmond, A. C., Crosbie, J., & Ouvrier, R. A. (2006). Development and validation of a novel rating system for scoring standing foot posture: the Foot Posture Index. *Clinical biomechanics*, 21(1), 89-98.
- Ribeiro, A. P., Trombini-Souza, F., Tessutti, V. D., Lima, F. R., João, S. M., & Sacco, I. C. (2011). The effects of plantar fasciitis and pain on plantar pressure distribution of recreational runners. *Clinical biomechanics*, 26(2), 194-199.
- Riccio, I., Gimigliano, F., Gimigliano, R., Porpora, G., & Iolascon, G. (2009). Rehabilitative treatment in flexible flatfoot: a perspective cohort study. *Musculoskeletal Surgery*, 93(3), 101.
- Rome, K. (1998). Mechanical properties of the heel pad: current theory and review of the literature. *The Foot*, 8(4), 179-185.
- Sabharwal, S. (2015). *Pediatric lower limb deformities: principles and techniques of management*: Springer.
- Saltzman, C. L., & Nawoczenski, D. A. (1995). Complexities of foot architecture as a base of support. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 21(6), 354-360.
- Scranton JR, P. E., Pedegana, L. R., & Whitesel, J. P. (1982). Gait analysis: alterations in support phase forces using supportive devices. *The American journal of sports medicine*, 10(1), 6-11.
- Simkin, A. (1982). *Structural analysis of the human foot in standing posture*. (Ph.D. Thesis), Tel Aviv University, Tel Aviv, Israel.
- Souza, R. B., & Powers, C. M. (2009). Concurrent criterion-related validity and reliability of a clinical test to measure femoral anteversion. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 39(8), 586-592.
- Srirekha, A., & Bashetty, K. (2010). Infinite to finite: an overview of finite element analysis. *Indian Journal of Dental Research*, 21(3), 425.
- Stovitz, S. D., Pardee, P. E., Vazquez, G., Duval, S., & Schwimmer, J. B. (2008). Musculoskeletal pain in obese children and adolescents. *Acta paediatrica*, 97(4), 489-493.
- Stuberg, W., Temme, J., Kaplan, P., Clarke, A., & Fuchs, R. (1991). Measurement of tibial torsion and thigh-foot angle using goniometry and computed tomography. *Clinical orthopaedics and related research*(272), 208-212.

- Tanaka, T., Suga, T., Otsuka, M., Misaki, J., Miyake, Y., Kudo, S., . . . Isaka, T. (2017). Relationship between the length of the forefoot bones and performance in male sprinters. *Scandinavian journal of medicine & science in sports*, 27(12), 1673-1680.
- Wearing, S. C., Smeathers, J. E., Sullivan, P. M., Yates, B., Urry, S. R., & Dubois, P. (2007). Plantar fasciitis: are pain and fascial thickness associated with arch shape and loading? *Physical therapy*, 87(8), 1002-1008.
- Willson, J., Ratcliff, O., Meardon, S., & Willy, R. (2015). Influence of step length and landing pattern on patellofemoral joint kinetics during running. *Scandinavian journal of medicine & science in sports*, 25(6), 736-743.
- Woźniacka, R., Bac, A., Matusik, S., Szczygieł, E., & Cizek, E. (2013). Body weight and the medial longitudinal foot arch: high-arched foot, a hidden problem? *European journal of pediatrics*, 172(5), 683-691.
- Zhang, M. (1999). In vivo skin frictional properties. *Prosthet. Orthot. Int.*, 23, 135-141.
- Zhang, M., & Fan, Y. (2014). *Computational biomechanics of the musculoskeletal system*: CRC Press.

7. EKLER

EK 1 ETİK KURUL ONAY BELGESİ

EK 2 İL SAĞLIK MÜDÜRLÜĞÜ ONAY BELGESİ



EK 1 ETİK KURUL ONAY BELGESİ

Evrak Tarih ve Sayısı: 01/02/2019-E.888



T. C.
KÜTAHYA SAĞLIK BİLİMLERİ ÜNİVERSİTESİ
REKTÖRLÜĞÜ
Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kurulu
Başkanlığı



Sayı : 41997688-050.99-
Konu : Başvuru sonucu

Sayın Arş. Gör. Emrah AFŞAR

Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kurulu tarafından 30.01.2019 tarih ve 2019/02 sayılı toplantıda "Ligamentöz Laksitenin Ayak-Ayak Bileği Yapılarına Etkisinin Sonlu Elemanlar Yöntemiyle Belirlenmesi" isimli araştırma dosyanız incelenmiş olup karar formu ekte tarafınıza sunulmaktadır.

Gereğini bilgilerinize rica ederim.

e-imza
Prof. Dr. Duygu PERÇİN RENDERS
Başkan

T.C.
KÜTAHYA SAĞLIK BİLİMLERİ ÜNİVERSİTESİ REKTÖRLÜĞÜ
GİRİŞİMSEL OLMAYAN KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU
KARAR FORMU

ARAŞTIRMANIN AÇIK ADI	Ligamentöz Laksitenin Ayak-Ayak Bileği Yapılarına Etkisinin Sonlu Elemanlar Yöntemiyle Belirlenmesi
-----------------------	---

ETİK KURUL BİLGİLERİ	ETİK KURULUN ADI	Kütahya Sağlık Bilimleri Üniversitesi
	KURUL ADRESİ	Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kurulu Kütahya Sağlık Bilimleri Üniversitesi Evliya Çelebi Yerleşkesi Tavşanlı Yolu 10. Km KÜTAHYA
	TELEFON	(0 274) 260 00 43 / 1139
	FAKS	(0 274) 265 22 85
	E-POSTA	etik.gir.olmayan@ksbu.edu.tr

BAŞVURU BİLGİLERİ	KOORDİNATÖR/SORUMLU ARAŞTIRMACI UNVANI/ADI/SOYADI	Dr. Öğr. Üyesi Özgen ARAS
	KOORDİNATÖR/SORUMLU ARAŞTIRMACININ UZMANLIK ALANI	Ortopedik Rehabilitasyon
	KOORDİNATÖR/SORUMLU ARAŞTIRMACININ BULUNDUĞU MERKEZ	Kütahya Sağlık Bilimleri Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Fakültesi
	YARDIMCI ARAŞTIRMACI VE BÖLÜMÜ	Arş.Grv.Emrah AFŞAR, Ortopedik Rehabilitasyon

KARAR BİLGİLERİ	Karar No : 2019/02	Tarih: 30.01.2019
	Başvuru dosyası ile ilgili belgeler incelenmiş olup başvurunun etik açıdan uygun olduğuna katılanların oy birliği ile karar verilmiştir.	

EK 2 İL SAĞLIK MÜDÜRLÜĞÜ ONAY BELGESİ

**T.C.
KÜTAHYA VALİLİĞİ
İ. SAĞLIK MÜDÜRLÜĞÜ**

KARAR NO : 2018/64
KARAR TARİHİ : 31.12.2018

BİLİMSEL ARAŞTIRMA BAŞVURU İNCELEME KOMİSYONU KARARI

Bilimsel araştırma, tez, makale, vb. çalışmalara ilişkin başvuruları incelemek, görüş bildirmek ve uygun gördüklerini bildirmek amacıyla Kütahya İl Sağlık Müdürlüğü'nün 15.11.2018 tarih ve E.983 sayılı Makam Oluru ile oluşturulan Bilimsel Başvuru İnceleme Komisyonunda;

T.C. Sağlık Bakanlığı Evliya Çelebi Eğitim ve Araştırma Hastanesi'nde görevli Araştırma Görevlisi Emrah AFSAR tarafından "Ligamentör Lokomotor Ayak-Ayak İlişki Fıçılarının Elektirik Sızdırmazlık Yöntemiyle Belirlenmesi" konulu bilimsel çalışması için T.C. Sağlık Bakanlığı Evliya Çelebi Eğitim ve Araştırma Hastane Ortopedi Ve Travmatoloji Servisinde komisyon kararı ile 6 ay süreyle uygulanabilmesi amacı ile yapılan izin talebi değerlendirilerek ilgili mevzuatlar çerçevesinde gizlilik derecesine nazir bilgi, belge, doküman v.b. evrakların paylaşılması, çalışma sonucunun İl Sağlık Müdürlüğüne sunulması, kısıtlamalar açısından Kişisel Sağlık Verilerinin İşlenmesi Ve Mahremiyetinin Sağlanması Hakkında Yönetmelik, İlaç Ve Biyolojik Ürünlerin Klinik Araştırmaları Hakkında Yönetmelik, Hasta Hakları Yönetmeliği ve yürürlükteki ilgili diğer mevzuat maddelerine aykırı hareket edilmemesi, sonuçların İl Sağlık Müdürlüğünden izin alınarak paylaşılması koşullarıyla katılımcıların oy birliğiyle uygun görülmüştür.

BASKAN
Op. Dr. Mehmet Fırat EKİCİ
Kartı Hast. Hiz. Başk. Yrd.

ÜYE
Dr. Nelihan UNAL
Sağlık Bakanlığı E. Çelebi
E.A.H. Başk. Yrd.

ÜYE
Ecz. Hüseyin KILIC
Uzman

ÜYE
Zekeriya AKGÜN
Sağlık Memuru

ÜYE
Bilgi UZUN
Sağlık Teknikeri

ÜYE
Berna ALTINER
Sağlık Bakanlığı E. Çelebi
E.A.H.
Eğitim Birimlisi

Sayı: Muh. Fırat Sağlık Hizmetleri No:00
Tic. Sic. No: 2236338 Dış: 41377
Faks: (0274) 2236183 e-posta: zekeriya.alkun@sgm.gov.tr

Bilgi İçin : Zekeriya AKGÜN

8. ÖZGEÇMİŞ VE İLETİŞİM BİLGİLERİ

Kişisel Bilgiler:

Soyadı, adı : AFŞAR Emrah
Doğum Tarihi ve yeri : 01/01/1988
Görevi : Araştırma Görevlisi

İletişim Bilgileri:

Adres: Kütahya Sağlık Bilimleri Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Fakültesi, Fizyoterapi ve Rehabilitasyon Bölümü, Oda No: 52 Merkez/KÜTAHYA

Tel: 0506 252 70 08

e-mail: emrah.afsar@ksbu.edu.tr

Eğitim:

Doktora : KSBÜ, Fizyoterapi ve Rehabilitasyon Anabilim Dalı (devam ediyor)
Y. Lisans : DPÜ-PAÜ Ortak Program
Lisans : Hacettepe Üniversitesi, SBF, Fizyoterapi ve Rehabilitasyon Bölümü, 2012
Lise : Konya Selçuklu Atatürk Anadolu Öğretmen Lisesi, 2007
İlkokul : Akşemsettin İlk Öğretim Okulu, 2003

İş Denevimi:

Yıl	Görev	Yer
2012-2013	Fizyoterapist	Kartanesi Özel Eğitim ve Reh. Merkezi
2013-2019	Araştırma Görevlisi	DPÜ, SYO, Fiz. ve Reh. Bölümü
2019-Halen	Araştırma Görevlisi	KSBÜ, SBF, Fiz. ve Reh. Bölümü

Yabancı Dil:

İngilizce (Yökdil: 98,75; YDS: 75,0)

Yayınlar:

A. Uluslararası hakemli dergilerde yayınlanan makaleler:

A1. Afşar E, Taşpınar F, Başakçı Ç B, Özkan Y, Gök K (2017). Use of the finite element analysis to determine stresses in the knee joints of osteoarthritis patients with different Q angles. Journal of the Brazilian Society of Mechanical Sciences and Engineering, 39(4), 1061-1067., Doi: 10.1007/s40430-016-0636-1 (Yayın No: 3096119)

A2. Saraçoğlu İ, Kurt G, Okur E Ö, Afşar E, Kallem Seyyar G, Başakçı Ç B, Taşpınar F (2017). The Effectiveness Of Specific Exercise Types On Cardiopulmonary Functions İn Patients With Ankylosing Spondylitis: A Systematic Review. Rheumatology International, 37(3), 409-421., Doi: 10.1007/S00296-016-3603-3 (Uluslararası) (Hakemli) (Makale Derleme Makale) (Yayın No: 4418486)

A3. Taşpınar F, Taşpınar B, Özkan Y, Afşar E, Gül C, Durmaz E D (2016). Relationship Between Fear Avoidance Beliefs And Burnout Syndrome İn Patients With Lumbar Disc Herniation. Journal Of Back And Musculoskeletal Rehabilitation, 30(1), 129-134., Doi: 10.3233/Bmr-160725 (Yayın No: 4418572)

A4. Taşpınar B, Taşpınar F, Aksoy C C, Afşar E (2014). Investigation Of The Effects Of Nicotine Dependence Levels On Quality Of Life And Depressive Symptoms. Journal Of Addiction Research & Therapy, 5(04), Doi: 10.4172/2155-6105.1000196 (Yayın No: 1508325)

A5. Gök K, Taşpınar B, Taşpınar F, Afşar E, Gök A, Bilgin M B (2014). Research Using Finite Element Method Of Biomechanical Behaviours Of Human Femur Model Under The Different Loads. The Journal Of Engineering And Fundamentals, 1(1), 4347., Doi: 10.17530/Jef.14.05.1.1 (Yayın No: 3487576)

A6. Taşpınar F, Saraçoğlu İ, Afşar E, Okur E Ö, Kallem S G, Kurt G, Taşpınar B (2017). Assessing The Relationship Between Body Composition And Spinal Curvatures İn Young Adults. Archives Of Sports Medicine And Physiotherapy, 2(1), 10-15. (Yayın No: 4028391)

B. Ulusal hakemli dergilerde yayımlanan makaleler

B1. Taşpınar B, Gül C, Taşpınar F, Aksoy C C, Afşar E (2015). Sigara İçen Genç Yetişkin Bireylerde Dispne Ve Yorgunluk Algısı. Süleyman Demirel Üniversitesi Sağlık Bilimleri Dergisi, 6(1), 15-19. (Kontrol No: 3101391)

B2. Taşpınar F, Kallem S G, Kurt G, Okur E Ö, Afşar E, S, Taşpınar B (2017). The Relationship Between Body Composition and Physical Activity, Balance and Supporting Factors in University Students. Türkiye Klinikleri Journal of Health Sciences, 2(2), 55-65., Doi: 10.5336/healthsci.2016-54083 (Kontrol