T.C.
İSTANBUL MEDİPOL ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

YÜKSEK LİSANS TEZİ

3 BOYUTLU YAZICIDA İMAL EDİLEN TPU TABANLI, PLA ARK DESTEKLİ TABANLIĞIN; MONTAJSIZ PROTOTİPİNİN İMALATI VE MEKANİK ÖZELLİKLERİNİN DEĞERLENDİRİLMESİ

ZEYNEB ALBAYRAK
ORTEZ PROTEZ ANABİLİM DALI

DANIŞMAN
Doç. Dr. ESRA ATILGAN

II. DANIŞMAN
Dr. Öğr. Üye. KEVSER BANU KÖSE

İSTANBUL – 2025

TEZ ONAY FORMU

Kurum : İstanbul Medipol Üniversitesi

Programın Seviyesi: Yüksek Lisans (X) Doktora ( )

Anabilim Dalı : Ortez Protez

Tez Sahibi : Zeyneb ALBAYRAK

Tez Başlığı : 3 Boyutlu Yazıcıda İmal Edilen TPU Tabanlı, PLA Ark Destekli Tabanlığın; Montajsız Prototipinin İmalatı ve Mekanik Özelliklerinin Değerlendirilmesi

Sınav Yeri : İstanbul Medipol Üniversitesi Güney Yerleşkesi

Sınav Tarihi : 15.01.2025

Tez tarafımızdan okunmuş, kapsam ve nitelik yönünden Yüksek Lisans Tezi olarak kabul edilmiştir.

Danışman	**Kurumu**	**İmza**
Doç.Dr. Esra ATILGAN	İstanbul Medipol Üniversitesi	
Sınav Jüri Üyeleri		
Dr.Öğr.Üyesi Sena ÖZDEMİR GÖRGÜ	İstanbul Medipol Üniversitesi	
Dr.Öğr.Üyesi Kevser Banu KÖSE	İstanbul Medipol Üniversitesi	
Dr.Öğr.Üyesi Pelin PİŞİRİCİ	Bahçeşehir Üniversitesi	
Dr.Öğr.Üyesi Şenol PİŞKİN	İstinye Üniversitesi	

Yukarıdaki jüri kararıyla kabul edilen bu Yüksek Lisans tezi, Enstitü Yönetim Kurulu'nun ……/……/ …… tarih ve ……..…../…….. - ……. sayılı kararı ile şekil yönünden Tez Yazım Kılavuzuna uygun olduğu onaylanmıştır.

Prof.Dr. Neslin EMEKLİ

Sağlık Bilimleri Enstitüsü Müdürü

ETİK İLKE VE KURALLARA UYGUNLUK BEYANI

Bu tez çalışmasının kendi çalışmam olduğunu, tezin planlanmasından yazımına kadar bütün safhalarda etik dışı davranışımın olmadığını, bu tezdeki bütün bilgileri akademik ve etik kurallar içerisinde elde ettiğimi, bu tez çalışması ile elde edilmeyen bütün bilgi ve yorumlara kaynak gösterdiğimi ve bu kaynakları da kaynaklar listesine aldığımı, yine bu tez çalışması ve yazımı sırasında patent ve telif haklarını ihlal edici bir davranışımın olmadığını beyan ederim.

ZEYNEB ALBAYRAK

İTHAF

FİLİSTİNDE ŞEHİT EDİLEN BİNLERCE ÇOCUĞA İTHAFEN…

TEŞEKKÜR

Yüksek lisans programına katılmama ve tez çalışmamı gerçekleştirmeme olanak sağlayan Anabilim Dalı Başkanımız değerli hocam Prof. Dr. Z. Candan ALGUN'a

Lisansüstü eğitimim boyunca engin bilgi ve desteğini eksik etmeyen, tez çalışmamda kendi çalışma temposuna rağmen manevi ve bilimsel desteğini her konuda hissettiğim değerli hocam Doç. Dr. Esra ATILGAN'a,

Tanıdığım ilk gününden itibaren sadece bir eğitmen olarak değil, kişiliğiyle de her zaman rol model aldığım, tez çalışmamın yürütülmesi sırasında bana yol gösterici olan, yardımlarını ve desteğini her konuda hissettiğim değerli hocam Dr. Öğr. Üyesi Kevser Banu KÖSE'ye,

Tez dönemimde desteklerini esirgemeyen değerli meslektaşım Yusuf Mustafa SAATÇI'ya,

Verilerimin sonlu elamanlar analizinde bilimsel destek sağlayan Ahmad Adnan SHOUKAT'a,

Her zaman arkamda durup sen yaparsın diyen, maddi ve manevi her türlü fedakarlığıyla, desteğini ve sevgisini her zaman hissettiğim, tüm eğitim hayatım boyunca benimle yorulan canım annem Seval ALBAYRAK'a

minnet ve teşekkürlerimi sunarım.

İÇİNDEKİLER

TEZ ONAY FORMU ..... **i**

ETİK İLKE VE KURALLARA UYGUNLUK BEYANI ..... **ii**

İTHAF ..... **iii**

TEŞEKKÜR ..... **iv**

KISALMALAR VE SİMGELER LİSTESİ ..... **vii**

ŞEKİLLER LİSTESİ ..... **ix**

TABLOLAR LİSTESİ ..... **xi**

RESİMLER LİSTESİ ..... **xii**

1. ÖZET **1**

2. ABSTRACT **2**

3. GİRİŞ VE AMAÇ **3**

4. GENEL BİLGİLER **5**

4.1. Ayak ve Ayak Bileği 5

4.2. Ayak ve Ayak Bileği Yapısı 5

4.3. Ayak ve Ayak Bileği Anatomisi 6

4.3.1. Ayak ve ayak bileği kemikleri 6

4.3.2. Ayak kasları 7

4.3.3. Ayak arkları 7

4.3.4. Ayak ark biyomekaniği ve plantar yük aktarım ilişkisi 10

4.4. Ayak Deformiteleri 11

4.4.1. Pes planus 12

4.4.2. Pes kavuş 12

4.4.3. Transvers ark düşüklüğü 13

4.5. Ayak Ortezleri 13

4.6. 3 Boyutlu Yazıcı Teknolojisi 15

4.7. Sonlu Elemanlar Analizi (FEA) 16

5. MATERYAL VE METOD.....20

5.1. Araştırma Yöntemi.....20

5.2. Katılımcılar.....20

5.3. 1.Aşama Ayağın Taranması.....21

5.4. 2.Aşama Çizim.....23

5.5. 3. Aşama Baskı.....27

5.6. 4.Aşama Sonlu Elemanlar Analizi.....31

5.6.1. 1. Adım: Tabanlık prototipinin sonlu elemanlar analizinin yapılacağı programın seçimi.....32

5.6.2. 2. Adım: Tabanlık prototipinin geometrik verilerinin sisteme aktarılması.....33

5.6.3. 3. Adım: Tabanlık prototipinin materyal bilgilerinin sisteme aktarılması.....34

5.6.4. 4. Adım: Tabanlık prototipinin sınır şartlarının sisteme aktarılması.....36

5.6.5. 5. Adım: Eklenen bilgiler üzerinden Sonlu Elemanlar Analizinin yapılması.....38

6. BULGULAR.....39

6.1. Sonlu Elemanlar Analizi Sonuçları.....39

6.1.1. Toplam deformasyon.....40

6.1.2. Eşdeğer Von-Mises gerilmesi.....43

6.1.3. Yönsel deformasyon.....45

6.1.4. Toplam hız.....48

6.1.5. Toplam ivme.....50

6.1.6. Maksimum ana gerilme.....53

6.1.7. Kesme gerilmesi.....56

7. TARTIŞMA.....59

8. SONUÇ.....65

9. KAYNAKLAR.....66

10. EKLER.....76

11. ETİK KURUL ONAYI.....77

12. ÖZ GEÇMİŞ.....80

KISALTMALAR VE SİMGELER LİSTESİ

3B: 3 Boyutlu

CAD/CAM: Bilgisayar Destekli Modelleme / Bilgisayar Destekli İmalat

FEA: Sonlu Elemanlar Analizi

LLA: Lateral Longitudinal Ark

MLA: Medial Longitudinal Ark

MTP: Metatarsofalangeal

PLA: Polilaktik Asit

PU: Poliüretan

STL: Stereolithography

TA: Transvers Ark

TPU: Termoplastik Poliüretan

ŞEKİLLER LİSTESİ

Şekil 4.3.1.1. Ayaktaki 26 kemik ve üç bölümün gösterimi.....6

Şekil 4.3.3.1. Ayak kemiklerinin oluşturduğu uzunlamasına ve enine kemerler.....8

Şekil 4.3.4.1. Ayak basınç dağılımı.....11

Şekil 4.7.1. Diskretizasyon ve Sayısal Analiz Süreci.....18

Şekil 4.7.2. Analiz Çıktıları.....20

Şekil 5.4.1. Meshmixer uygulamasındaki ayak modeli.....23

Şekil 5.4.2. Destek bölgeler harici kısmının çıkarılması.....23

Şekil 5.4.3. Ayak modelinin son hali.....24

Şekil 5.4.4. Katı cisim haline getirilen ayak modeli.....24

Şekil 5.4.5. Tabanlık çizimi.....25

Şekil 5.4.6. Aktarılan ayak ve tabanlık kesişimi.....26

Şekil 5.4.7. Tabanlığın 3B formu.....27

Şekil 5.5.1. Ultimaker CURA yazılımında basılacak modelin yandan görünümü.....28

Şekil 5.5.2. Ultimaker CURA yazılımında basılacak modelin alttan görünümü.....28

Şekil 5.5.3. TPU ve PLA filament seçimi.....29

Şekil 5.5.4. Ultimaker Cura yazılımı ile slice işlemi.....30

Şekil 5.6.2.1. Tabanlık prototipinin geometrik görüntüsü.....33

Şekil 5.6.4.2. Arka ayağın tabanlık üzerinde uyguladığı kuvvetin gösterimi.....36

Şekil 5.6.4.1. Ön-orta ayağın tabanlık üzerinde uyguladığı kuvvetin gösterimi.....37

Şekil 6.1.1.1. Toplam Deformasyonun Zamanla Değişimi.....40

Şekil 6.1.1.2. Ayak Tabanlığı Üzerindeki Toplam Deformasyon Dağılımı.....41

Şekil 6.1.2.1. Zamanla Değişen Gerilme Dağılımı.....43

Şekil 6.1.2.2. Ayak Tabanlığı Üzerindeki Zamanla Değişen Gerilme Dağılımı.....44

Şekil 6.1.3.1. Zamanla Yönsel Deformasyon Değişimi.....45

Şekil 6.1.3.2. Ayak Tabanlığı Üzerindeki Zamanla Değişen Yönsel Deformasyon Dağılımı.....46

Şekil 6.1.4.1. Zamanla Toplam Hız Değişimi.....48

Şekil 6.1.4.2. Ayak Tabanlığı Üzerinde Zamanla Toplam Hız Değişimi.....49

Şekil 6.1.5.1. Zamanla Toplam İvme Değişimi Grafiği.....50

Şekil 6.1.5.2. Ayak Tabanlığı Üzerinde Zamanla Toplam İvme Değişimi.....51

Şekil 6.1.6.1. Zamanla Maksimum Ana Gerilme Değişimi Grafiği.....53

Şekil 6.1.6.2. Ayak Tabanlığı Üzerinde Zamanla Maksimum Ana Gerilme Değişimi.....54

Şekil 6.1.7.1. Zamanla Kesme Gerilmesi Değişimi Grafiği.....56

Şekil 6.2.7.2. Tabanlık Üzerinde Zamanla Kesme Gerilmesi Değişimi.....57

TABLOLAR LİSTESİ

Tablo 4.3.2.1. Ayak bileği hareketini sağlayan kaslar ve fonksiyonları.....7

Tablo 5.6.1. ANSYS programında kullanılan birimler.....32

Tablo 5.6.2.1. Geometrik çizim verilerinin sisteme girişi.....33

Tablo 5.6.3.1 TPU malzemesinin fiziksel özellikleri.....34

Tablo 5.6.3.2. PLA malzemesinin fiziksel özellikleri.....35

Tablo 6.1.1. Zamanla Değişen Toplam Deformasyon: Minimum, Maksimum ve Ortalama Değerler.....38

Tablo 6.1.1.1 Toplam Deformasyonun Zamanla İlişkili Minimum, Maksimum ve Ortalama Değerleri.....39

Tablo 6.1.2.1. Zamanla Değişen Gerilme Değerleri: Minimum, Maksimum ve Ortalama.....42

Tablo 6.1.3.1. Zamanla Değişen Yönsel Deformasyon Değerleri.....45

Tablo 6.1.4.1. Zamanla Toplam Hız Değişimi.....47

Tablo 6.1.5.1. Zamanla Toplam İvme Değişimi.....49

Tablo 6.1.6.1. Zamanla Maksimum Ana Gerilme Değişimi.....52

Tablo 6.1.7.1. Zamanla Kesme Gerilmesi Değişimi.....55

RESİMLER LİSTESİ

Resim 5.3.1. Sistem Kalibrasyonu.....21

Resim 5.3.2. Ayak ve Ayak bileği pozisyonu.....22

Resim 5.3.3. Sağ ve Sol ayak taraması.....22

1. ÖZET

3 BOYUTLU YAZICIDA İMAL EDİLEN TPU TABANLI, PLA ARK DESTEKLİ TABANLIĞIN; MONTAJSIZ İMALATI VE MEKANİK ÖZELLİKLERİNİN DEĞERLENDİRİLMESİ

Bu çalışmanın amacı, ayak biyomekaniğini desteklemek ve deformasyon risklerini azaltmak amacıyla Termoplastik Poliüretan (TPU) ve Polilaktik Asit (PLA) malzemelerinin kombinasyonuyla üretilen tabanlık tasarımını ve mekanik performansını incelemektedir. Tasarımın mekanik performansını değerlendirmek için sonlu elemanlar analizi (FEA) kullanılmış ve bu analiz ile tabanlıkların ayak yapısına uyum sağlaması ve performansı ölçülmüştür. Üretim sürecinde, 3 Boyutlu yazıcıda TPU ve PLA malzemeleri birleştirilerek tabanlık prototipi imal edilmiş ve her iki malzemenin de biyomekanik özellikleri test edilmiştir. TPU'nun esnekliği, enerji emme kapasitesiyle plantar basıncı azalttığı ve deformasyonu minimum seviyeye çektiği gözlemlenmiştir. PLA malzemesi ise, medial longitudinal ark desteği sağlayarak yük taşıma kapasitesini artırmış ve stres dağılımını optimize etmiştir. Yapılan deneysel testler ve numerik analizler sonucunda, her iki malzemenin bir arada kullanılmasıyla elde edilen etkileşimin, tabanlıkların biyomekanik uyumluluğunu artırdığı ve uzun vadeli dayanıklılığı sağladığı bulunmuştur. Çalışmanın bulguları, TPU ve PLA kombinasyonunun, ayak sağlığını iyileştirmede ve deformasyon risklerini azaltmada etkili olduğunu, klinik uygulamalarda da bu tasarımın kullanılabileceğini ortaya koymaktadır. Bu çalışma, TPU ve PLA malzemelerinin uyumlu kombinasyonunun, bireysel ihtiyaçlara yönelik özelleştirilmiş çözümler geliştirilmesinde önemli bir yöntem olduğunu vurgulamaktadır.

Anahtar Kelimeler: Ayak biyomekaniği, sonlu elemanlar analizi, PLA, TPU, tabanlık

2. ABSTRACT

MANUFACTURING WITHOUT ASSEMBLY AND EVALUATION OF MECHANICAL PROPERTIES OF TPU-BASED, PLA ARCH-SUPPORTED INSOLES PRODUCED BY 3D PRINTING

The aim of this study is to examine the design and mechanical performance of insoles produced by combining Thermoplastic Polyurethane (TPU) and Polylactic Acid (PLA) materials to support foot biomechanics and reduce deformation risks. Finite Element Analysis (FEA) was used to evaluate the mechanical performance of the design, and this analysis measured how well the insoles adapt to the foot structure and their performance. During the production process, TPU and PLA materials were combined in a 3D printer to manufacture an insole prototype, and the biomechanical properties of both materials were tested. It was observed that the flexibility of TPU and its energy absorption capacity reduced plantar pressure and minimized deformation. PLA material, on the other hand, provided medial longitudinal arch support, increasing load-bearing capacity and optimizing stress distribution. As a result of experimental tests and numerical analyses, it was found that the interaction of the two materials, when used together, increased the biomechanical compatibility of the insoles and ensured long-term durability. The findings of the study show that the combination of TPU and PLA is effective in improving foot health and reducing deformation risks, and that this design can also be applied in clinical settings. This study emphasizes that the compatible combination of TPU and PLA materials is an important method for developing customized solutions for individual needs.

Keywords: Foot biomechanics, finite element analysis, insole, PLA, TPU

3. GİRİŞ VE AMAÇ

Alt ekstremitenin en distal bölümü olan ayak, insan vücudunda stabilite ve mobilite işlevini yerine getirir. Öncelikli rolü beden yükünü taşımak olan ayak, 26 kemik, 33 eklem ve çeşitli kas, tendon ve bağlardan oluşan karmaşık bir anatomik yapıdan meydana gelir. Bu mekanizma, ayağın zemine entegre olmasına, fiziksel mobilite sırasında stabiliteyi korumasına ve gerekli esnekliği sağlamasına ve farklı zeminlerde hareket edebilmesine imkan sağlar. Bununla birlikte, ayak anatomik yapısı beden ağırlığını başarılı bir biçimde dağıtılmasını sağlayarak insan yürüyüşünü optimize eder (1–3).

Ayak, ayak arklarının da varlığı sebebiyle yürüme ve koşma gibi işlevlerinin yanı sıra sıçrama, dönme ve ani yön değiştirme gibi karmaşık hareketleri de meydana getirir. Bunlarla birlikte ayak arkları, özellikle Medial Longitudinal Ark (MLA) ve Lateral Longitudinal Ark (LLA) darbelere karşı şoku absorbe etmeye olanak sağlar. Transvers Ark (TA), ayak tabanının mukavemetini ve esnekliğini artırarak, tabana gelen basıncın orantılı bir şekilde dağılmasına katkı sağlar (4,5).

Ayak sağlığı, bireyin genel hareket yetisini ve yaşam standardını etkileyebilir. Ayakta ortaya çıkan herhangi bir deformite veya anormallik, yürüme ve hareket yetisini kayda değer bir biçimde etkileyebilir ve ağrı oluşumuna yol açabilir (6). Dolayısıyla, ayak sağlığına dikkat edilmesi ve periyodik olarak gözden geçirilmesi büyük bir öneme sahiptir. Ayak yapısındaki deformasyonlar erken teşhis ve uygun tedavi ile iyileştirilebilir, bu şekilde hareket yetisi ve genel yaşam standardı muhafaza edilebilir (7).

Ayak ortezlerinden biri olan tabanlığın, ayak morfolojisini düzenlemek, basıncı dağıtmak, şokun absorbe edilmesini sağlamak ve fiziksel mobilite esnasında stabiliteyi desteklemek gibi görevleri vardır. Kişiye özel üretilenler, hastanın gereksinimlerine göre özelleştirilirken, prefabrik olanlar seri ve standart olarak üretilir. Araştırmalar, ayak tabanlıklarının yürüyüş biyomekaniğine destek olduğuna, ağrıyı azalttığını ve yaralanmaların önüne geçtiğine işaret etmektedir (8,9). Sonuç olarak, tabanlıklar, çeşitli ayak deformasyonlarını iyileştirmede etkilidir ve tabanlıklar üzerine sürekli olarak yeni prosedürler geliştirilmektedir (10,11).

3 Boyutlu (3B) yazıcı teknolojisi, kişisel gereksinimlere göre kişiselleştirilmiş tabanlıkların imalatına yenilikçi bir bakış açısı sağlamıştır. Hastaya özgü ayak verileri, dijital bir model oluşturmak için kullanılır, ardından termoplastik gibi malzemeler kullanılarak bu model 3B olarak üretilir (12). Bu süreç, ayak ve tabanlık arasında kusursuz bir uyum, hızlı prototipleme,

yenilikçi tasarımlar, biyomekanik destek sağlarken hastanın iyileşme sürecini destekler. Devam eden araştırmalar, etkinliklerini ve dayanıklılıklarını inceleyerek, kişiselleştirilmiş ortez üretimlerinde daha fazla ilerleme vaat eder (13).

Bilgisayar Destekli Tasarım / Bilgisayar Destekli Üretim (Computer-Aided Design / Computer-Aided Manufacturing, CAD/CAM) sistemlerinin kullanımı, ortez üretim sürecini olumlu olarak etkiler. Dolayısıyla, birçok ortez uygulamasında geleneksel yöntemle üretme gereksinimi azalmıştır. Çeşitli tarama cihazlarıyla, hastanın vücut parçaları dijital bir ortama hızlı bir şekilde aktarılabilir. Bunun yanı sıra, somut olarak depolama ihtiyacı da ortadan kalkacağı için modellerin çoğaltılması hızlı ve pratik hale gelir (14). 3B baskı teknolojisinin, hızlı üretim, malzeme israfının minimuma indirilmesi, mekandan tasarruf edilmesi ve karmaşık şekillerin kolayca üretimi gibi olumlu tarafları vardır. 3B baskı teknolojisi şu anda ortezlerin tarama, modelleme ve üretiminde kullanılmaktadır (15).

Bu çalışmanın amacı, Termoplastik Poliüretan (TPU) ve Polilaktik Asit (PLA) malzemelerinin kombinasyonu kullanılarak montajsız üretilen 3B baskı tabanlık tasarımının mekanik performansı incelenmiştir. Çalışmada, iki farklı malzeme tasarımının biyomekanik performansı, Sonlu Elemanlar Analizi (FEA) yöntemiyle değerlendirilmiş ve tabanlık tasarımlarının deformasyon risklerini azaltmaya yönelik katkıları ortaya konmuştur.

4. GENEL BİLGİLER

4.1. Ayak ve Ayak Bileği

Ayak ve ayak bileği, insan bedeninin en temel destek uzuvlarından biridir. Aynı zamanda hareket için de önemli görevlere sahiptir. Ayak, kompleks bir oluşuma sahiptir. Bir miktar kemik ve eklemler, onları saran kaslar ve vücuda bağlanan tendonlardan oluşur. Bu yapı, vücudun sahip olduğu ağırlığın taşıyıcısı olurken dengede kalarak ayakta durmasını sağlar ve yapılacak aktiviteler esnasında harekete yardımcı olur. Ayak ile bacağın birleşim noktası ayak bileğidir. Bu bölgenin önemli olmasının altında yatan bir sebep ayağın hareketini sağlama ve dengede kalabilme fonksiyonudur (16,17).

4.2. Ayak ve Ayak Bileği Yapısı

Ayak ve ayak bileğinin morfolojisi, ekseriyetle dört ana parçaya ayrılır: ayak kemikleri, ayak kasları, ayak eklemleri ve ayak bileği ligamentleri. Ayak kemikleri, tarsus (topuk), metatarsus (ortası) ve falanks (parmaklar) olmak üzere üç kısmdan oluşur. Ayak yapısının dış etkenlere karşı mukavemet göstermesini ve esnekliğini bu yapı sağlamaktadır (18). Ayak eklemlerinin temel görevleri ayak hareketlerini sağlamak ve ayak kemiklerini birbirine bağlamaktır. Ayak hareketlerinin sağlanması için gereken güç ve dengede kalma fonksiyonun desteklenmesi için ihtiyaç duyulan kuvvet ayak kaslarından tedarik edilir. Ayak kemikleri ile eklemlerin stabilizasyonunun sağlanabilirliği ve eklemlerin birlikte var olabilirliği için ayak bileği bağları gereklidir (19).

Ayağın kemik elemanları, yatay ve dikey birer kemer (ark) şeklinde oluşmuştur. Bu arklar ayağın alt yüzeyinde, şoku absorbe etme amacı taşıyan fasyalar ile yayılır (20).

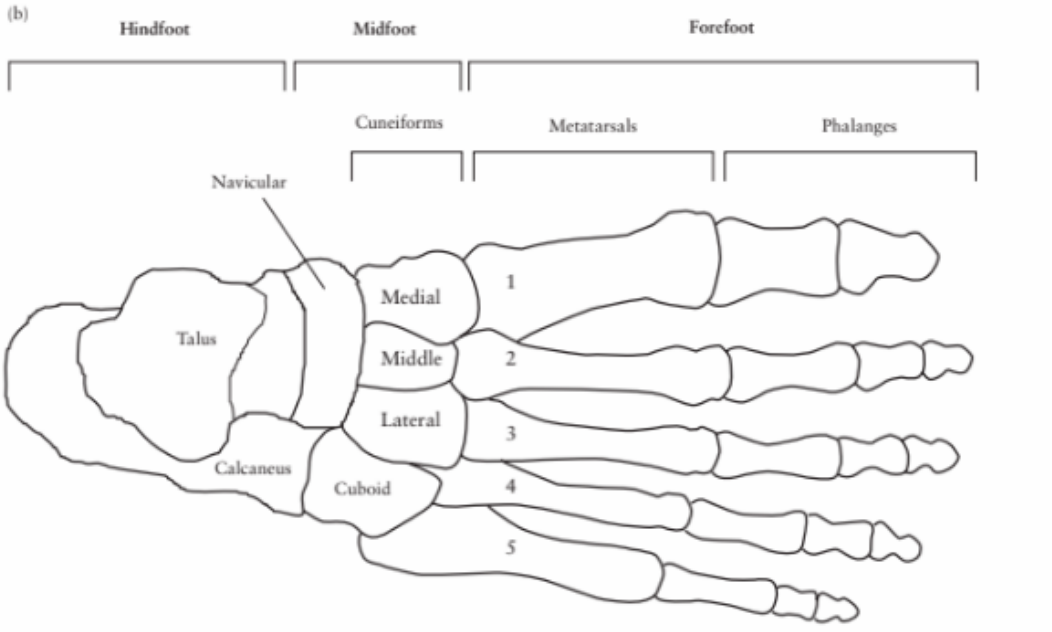
Arkların yapısı, bireylerin yürüme, koşma ve sıçrama gibi lokomotor aktivitelerinde ayak ve ayak bileği işlevlerini destekler. Ek olarak, sağlıklı bir şekilde faaliyet gösteren ayak ve ayak bileği vücudun fiziksel performansı ve genel dengesinde önemli bir yer almaktadır. Buna bağlı olarak, hareket bilimleri ve insan anatomisi alanında ayak ve ayak bileğinin morfolojik özellikleri ve fonksiyonları geniş çaplı bir inceleme konusu olmuştur. Bu alanda yapılan araştırmalar, ayak ve ayak bileği sağlığına ilişkin iyileştirme ve fonksiyon kazandırma yöntemlerinin geliştirilmesine katkı sağlamaktadır (21,22).

4.3. Ayak ve Ayak Bileği Anatomisi

Bu bölümde, ayak ve ayak bileği anatomisine ilişkin olarak 'Ayak ve Ayak Bileği Kemikleri, Ayak Kasları, Ayak Arkları, Ayak Ark Biyomekaniği ve Plantar Yük Aktarım İlişkisi' başlıklarına yer verilmiştir.

4.3.1. Ayak ve ayak bileği kemikleri

Ayak, ana hatlarıyla arka ayak, orta ayak ve ön ayak olarak üç temel başlık (Şekil 4.3.1.1) altında toplanır. Bu kısımlar, ayak yapısının fleksibilitesine destek olur. Ayakta, bu üç temel kısım içerisinde yerleşmiş toplamda 26 kemik vardır. Ayağın total uzunluğunun üçte birini oluşturan arka ayak, ayaktaki en büyük iki kemik olan kalkaneus ve talusu içerir. Kalkaneus, talusun corpusunun alt kısmında konumlanarak ve talusa destek verir. Talus ise ayak ile bacak arasındaki bağlantıyı sağlayan tek kemiktir ve arka ayağın ortasında tibia ile birleşir (23,24). Orta ayak, naviküler, kuneiformlar (iç, orta ve dış) ve kuboid gibi küçük ve açısal kemiklerden meydana gelir. Bu kısım, ayağın büyük bir kısmını kapsamasına rağmen hareket kabiliyeti oldukça sınırlıdır. Ayağın toplam uzunluğunun geri kalan yarısını oluşturan ön ayak; uzun ama küçük kemikler olan 5 metatars ile 14 falankstrahaan meydana gelir (25). Başlıca ön ayak, insan ağırlığına itme fazında destek olur ve ayak parmakları için bir kaldıraç rolü üstlenir. Bu şekilde, ayak morfolojisi, insan vücudunun mobilitesinde ve dengesinin sağlamasında büyük bir etkiye sahiptir (26).



Şekil 4.3.1.1. Ayaktaki 26 kemik ve üç bölümün gösterimi (27)**.**

4.3.2. Ayak kasları

Ayak bileği hareketini sağlayan ekstansör, lateral ve fleksör kaslar ve fonksiyonları Tablo 4.3.2.1' de gösterilmektedir.

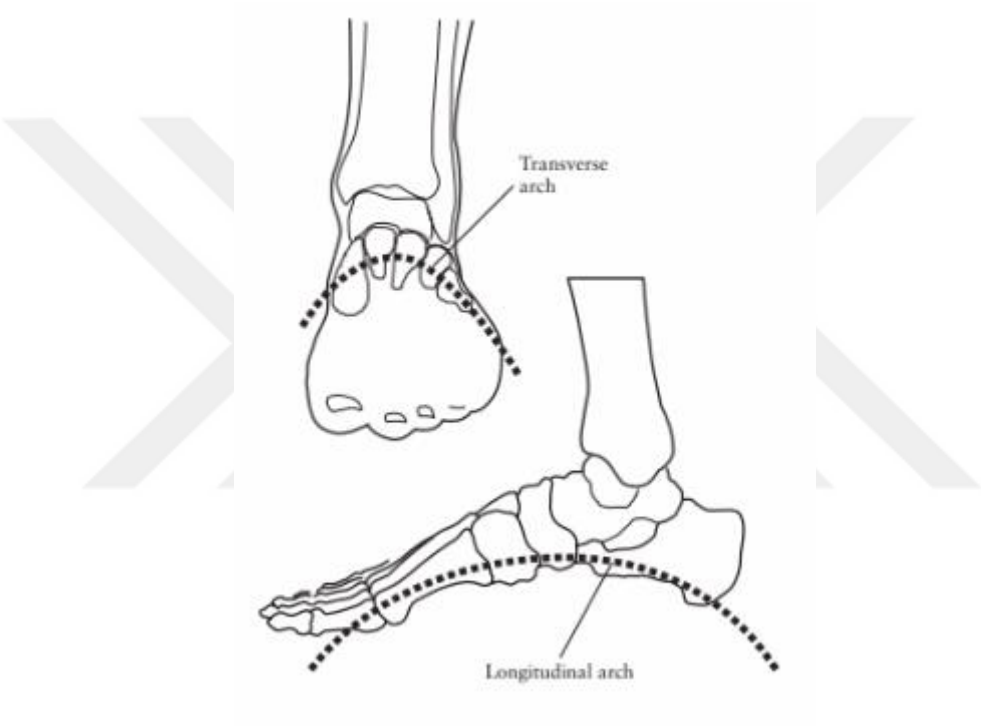
Tablo 4.3.2.1. Ayak bileği hareketini sağlayan kaslar ve fonksiyonları

Lateral Kas Grubu	**Fleksör Kas Grubu**	**Ekstansör Kas Grubu**
M. Peroneus Longus: Ayak plantar fleksiyon ve eversiyon hareketi	**M. Gastrocnemius:** Ayağa plantar fleksiyonu	**M. Tibialis Anterior:** Ayak dorsifleksiyonu ve inversiyonu
M. Peroneus Brevis: Ayağa plantar fleksiyon ve eversiyon hareketi	**M. Soleus:** M. Gastrocnemius ile beraber plantar fleksiyon	**M. Ekstansör Hallucis Longus:** Ayağa ve başparmağa dorsifleksiyon
	M. Plantaris: Ayak plantar fleksiyonuna ve bacak fleksiyonuna yardım	**M. Ekstansör Digitorum Longus:** Son dört parmağa ekstansiyon ve ayak dorsifleksiyonu
	M. Popliteus: Diz eklemi fleksiyonu	**M. Peroneus Tertius:** Ayak eversiyonu
	M. Tibialis posterior: Ayak plantar fleksiyonu ve inversiyonu	
	M. Fleksör hallucis longus: Ayak başparmak fleksiyonu	

4.3.3. Ayak arkları

Ayak morfolojisi, öncelik olarak medial longitudinal ark, lateral longitudinal ark ve transvers arkın dahil olduğu üç ana ark (Şekil 4.3.3.1) ile tanımlanır. Bu üç ana ark, yük taşıma esnasında yükü dağıtma ve şoku absorbe etme fonksiyonlarında anahtar bir rol taşır

(28). Ayak morfolojisindeki bu yerleşim, ayakta yük taşıma, şok absorbe etme ve türlü hareketler esnasında yüzeylere adaptasyon sağlama kabiliyetine katkı sağlar. MLA esasen, kuneiformlar, naviküler, talus ve ilk üç metatarsal tarafından destek sağlanır. Aynı zamanda bu ark, vücut ağırlığının büyük bir bölümünü absorbe eden esnek ve dayanıklı bir mekanizma inşa eder ve yürüyüş esnasında yürüyüşün performansını yükseltme işlevi görür (29). Ayaktaki arklar, yük paylaşımı yaparak şoku absorbe eder ve engebeli zeminlere uyum sağlama kabiliyeti ile dengeyi kurar (28).



Şekil 4.3.3.1. Ayak kemiklerinin oluşturduğu uzunlamasına ve enine kemerler (27)**.**

4.3.3.1. Medial longitudinal ark

MLA, ayağın iç kısmındaki kemiklerin bir araya gelmesiyle oluşturduğu yay formunda olan bir yapıdır. Bu yapı ayağın yük taşıma ve denge sağlama işlevinde kilit bir rol oynar. MLA'nın yapısına görev alan kemikler, vücut ağırlığını ayak tabanına sistemli ve düzenli bir şekilde dağıtarak ayağın dirençli ve esnek olmasını sağlar (21).

MLA'nın iki biyomekanik işlevi vardır. Bunlardan biri ayağa yük bindiği zaman arkın az bir miktarda alçalmasını sağlamak, diğeri de oluşan yüke karşı plantar fasyanın dengeyi

sağlamasına yardımcı olmasıdır. Sistemde anahtar-kilit ilişkisi gibi hareket ederek arkın yapısını sabitleme görevi Talus kemiğine aittir. Ayağa yük bindiğinde (yürümek, koşmak, sıçramak gibi) ark esneyerek enerji depolar. Depolanan bu enerji açığa çıkarılarak ayağın adam atmak için ileri itilmesinde yardımcı bir role sahiptir. Ayağın esnekliğinin ve sertliğinin sağlıklı bir şekilde sağlanması için MLA'nın yüksekliğinin 15 mm ila 18 mm aralığında bulunması gerekmektedir (22,30).

Bu bağlamda, ayağın stabil olabilmesi, aynı zamanda yürümek için gereken esnekliğin korunabilmesi MLA'nın yapısına bağlı olup MLA'nın yapısında yaşanabilecek bir bozulma, ayağın biyomekanik dengesizlikler sergilemesine sebep olurken farklı birçok ayak sorununa da sebep olur diyebiliriz.

4.3.3.2. Lateral longitudinal ark

LLA, insan vücudunun sebep olduğu yükün ayakta dağılması ve hareketin verimliliğinin desteklenmesi gibi kritik görevlere sahiptir. Yürüme, koşma gibi hareket gerektiren etkinliklerde esnekliğin korunması, dengenin sağlanması gibi önemli görevlere sahiptir (31). 3 mm ile 5 mm aralığında olması gereken yüksekliğiyle hareket esnasında zeminle temas eden bu ark yük taşıma ve destek gibi görevlere sahiptir. Kilo, yaş, kullanılan ayakkabı gibi faktörler LLA'nın mekanik işlevini etkileyebilmektedir. Düz tabanlık, plantar fasiit gibi rahatsızlıkların yaşanmaması için yapının düzgün bir şekilde çalışması çok mühimdir. Bununla birlikte, zıplama ve iniş gibi dinamik aktivitilerde ayağın stabil kalmasına MLA ile birlikte katkıda bulunur. Bu sebepler neticesinde LLA'nın biyomekaniğinin daha iyi öğrenilmesi, sahip olunan literatürün genişletilmesi, ayak sağlığı ve ayak sağlığının bozulmasıyla yaşanılan rahatsızlıkların tedavi edilmesi için yararlı olacaktır (32–34).

4.3.3.3. Transvers ark

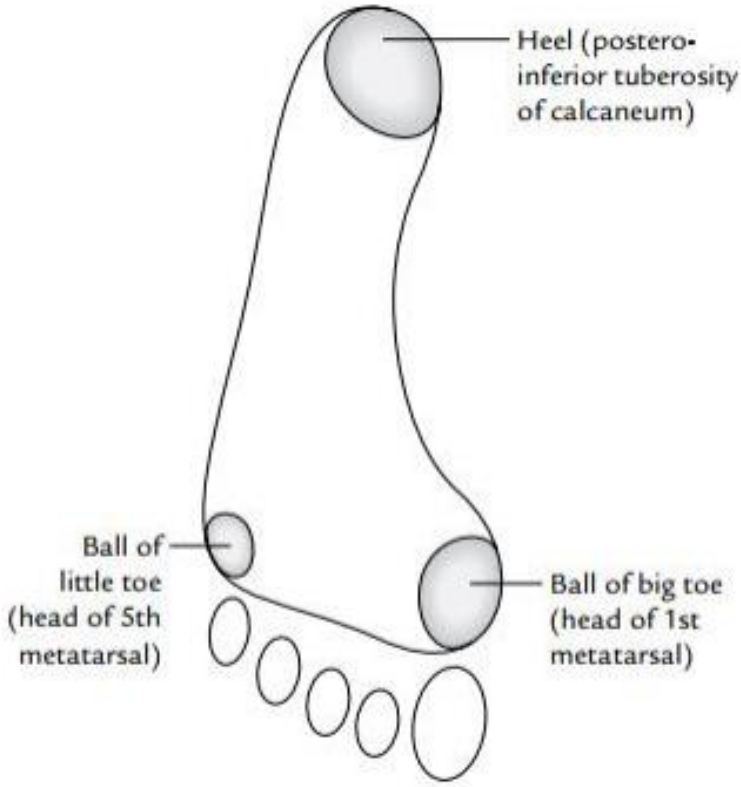
Ayağın transvers arkı, proksimalde kuneiform ve kuboid kemiklerden başlayarak, distalde metatarsal kemiklerin tabanlarına kadar devam eder. Bu ark, anterior, midtransvers ve posterior olmak üzere üç temel başlık altında ele alınır. Anterior transvers ark, 1. ile 5. metatarsal kemikler arasında konumlanırken, stabilizasyonu intermetatarsal bağlar ve adduktor hallucis kasının transvers bölümü ile sağlanır. Midtransvers ark, kuboid ile üç

kuneiform kemikten meydana gelir ve peroneus longus kası tarafından destek sağlanır. Posterior transvers ark ise kuboid ve navikula kemiklerinden oluşur; bu arkın stabilizasyonu ise tibialis posterior kası vasıtasıyla sağlanır. Lateral ve orta kuneiform kemiklerin kama formundaki şekilleri, transvers arka form vermekte ve arkın korunmasının sağlanmasında belirleyici bir görev üstlenmektedir (35–37). Ek olarak, transvers arkın çökmesi ya da yapıdaki deformasyonlar, pes planus gibi durumların oluşmasına sebebiyet vererek ayakta dengesizlik, ağrı ve biyomekanik hasarlar oluşturabilir. Diğer arklarda olduğu gibi Transvers Ark da ayaktaki plantar yüzeyin üzerindeki yük dağılımında mühim bir göreve sahiptir (38).

4.3.4. Ayak ark biyomekaniği ve plantar yük aktarım ilişkisi

Ayak ark biyomekaniği, ayak tabanındaki yük dağılımı ile direkt olarak bağlantılıdır ve ayak yapısının korunmasında kritik bir rol oynar. Vücut ağırlığının ayağın farklı bölgelerine dağıtılmasını sağlayan MLA, aynı zamanda esnekliği sayesinde şoku absorbe eden bir görev üstlenir. Yürüme esnasında aktif bir şekilde yük aktarımı yapan Longitudinal ve transvers ark yapıları, vücut ağırlığını ayakta eşit olarak dağıtarak denge sağlar. Ark yüksekliği ve esnekliği, plantar yük aktarımını direkt olarak etkiler. Ayak ark biyomekaniği, ayak yapısının dengesini ve yük aktarımını etkileyen önemli bir faktördür (39,40). İnsan; ilk etapta vücut ağırlığını ayakta duruş fazında tibia üzerinden talusa iletilir; buradan ağırlığın bir kısmı kalkaneusa, kalan kısmıysa kalkaneokuboid ve talonaviküler eklemler vasıtasıyla metatars kemiklerine iletilir. Ayakta duruş fazında ağırlık, kalkaneusun alt kısmındaki tuberositas bölgesi ile birinci ve beşinci metatars başlarına aktarılır (19,41).

Bir ayakta olması gereken yük dağılımı, bahsedilen yükün yaklaşık olarak %60'nın topuk bölgesinde, %40'ının ise ön ayak bölgesinde dağılır (42). Bu dağılımın dengesinin bozulması sağlıklı bir ayağın işleyişini bozarak metatars ve topuk bölgelerinde aşırı baskının sonucunda metatarsalji ve plantar fasiit gibi rahatsızlıkların oluşmasına sebep olabilir. Yük dağılımının doğru bir şekilde dağılması, basınç dengesinin sağlanması ve ayağın sağlığının korunması için ortopedik tabanlıklar ve destekler yardımcı olarak kullanılabilir (Şekil 4.3.4.1) (43–45).



Şekil 4.3.4.1. Ayak basınç dağılımı

4.4. Ayak Deformiteleri

Ayak deformiteleri, ayak kemiklerinde, bağlarında veya eklemlerinde biyomekaniksel veya yapısal deformasyonlar sonucu ortaya çıkarak yürüyüş esnasında sahip olunması gereken biyomekanik veya yapısal özellikleri değiştirerek omurga ve alt ekstremitede fazladan yüke sebep olabilir. Oluşan bu fazladan yük, yükün dağılımında anormalliklere sebep olabileceği gibi ayağın destek noktalarında ve yük taşıma fonksiyonlarında deformasyonlara sebep olabilir ve bu duruma uzun süre maruz kalındığında daha büyük problemlerin yaşanmasına sebebiyet verebilmektedir (46).

Ayağa aktarılan dengesiz yük, ayak ile sınırlı kalmayarak, omurga, diz, kalça ve ayak bileği gibi ayak ile bağlantılı olan diğer bölgelere de zarar verebilir. Buradan hareketle, deformitelerin lokal bir problem olmadığı, tüm hareket sistemi sağlığını da direkt olarak etkileyen bir bozulma olduğu sonucuna varılır. Bu sebeple erken dönemde fark edilip, tedavi sürecine başlanması bu tür sorunların çözümü için büyük önem arz etmektedir (47).

Aşağıda tabanlık kullanımını gerektiren bazı deformitelerden bahsedilmiştir.

4.4.1. Pes planus

Pes planus, toplumda "düz tabanlık" olarak aşina olunan ve MLA'nın düşüklüğü ya da kaybolmasıyla kendini gösteren bir malformasyondur. Yaygın olarak erken yetişkinlik dönemlerinde görülen bu deformasyon, alt ekstremitenin biyomekanik fonksiyonlarını negatif yönde etkiler ve tüm yaş gruplarının günlük faaliyetlerinde zorluklara yol açabilir. Pes planus, fleksbl ve rijit olmak üzere iki katagoride sınıflandırılır. Esnek pes planusta MLA, yük taşımadığı fazlarda normal estetiğine dönerken, rijit tipte MLA her koşulda düşük ve sert bir konumda olmaktadır (48).

Genellikle subtalar eklemde olan sorunlar pes planus oluşumuna sebebiyet verir. Yük aktarımı sırasında, kalkaneus aşırı eversiyona gider ve MLA, navikula ve talus başındaki yer değişiklikleri nedeniyle çöker. Bu durum, ark destek kaybına ve pes planus oluşumuna yol açar. Ek olarak pes planus, arka ayakta valgus, orta ayakta MLA'nın düzleşmesi ve ön ayakta arka ayağa göre supinasyon gibi biyomekanik değişimlerle ilişkilidir (49).

Yürüme paterninde anormalliklere sebep olan pes planus, stabilite kaybına ve bunun sonuncunda düşme riskinin artmasına da sebep olur. Pes planus deformitesi tedavi edilmediğinde veya tedaviye geç kalındığında, ayak bileği, diz ve kalça eklemlerinde normal olmayan yük dağılımına zemin hazırlayarak eklem dejenerasyonu tehditini artıracağı için deformitenin erken tanısı ve uygun tedavisi, uzun vadeli ek sorunları engellenmesi büyük öneme sahiptir (50).

4.4.2. Pes kavus

Yaygın olarak nöromusküler hastalıklar, travmalar veya konjenital nedenlerden oluşan pes kavus ayak medial ve lateral arklarının normalin üzerine çıkmasıyla karakterize bir deformitedir. Ancak, pes kavus deformitesi, tıbbi literatürde pes planusa kıyasla daha az incelenmiştir. Plantar yüzeyde temas alanının azalması nedeniyle birim alana düşen basıncı artırarak ciddi ayak ağrılarına yol açabilir. Ancak, pes kavus deformitesi, tıbbi literatürde pes planusa kıyasla daha az incelenmiştir. Ayak tabanında temas alanının daralması sebebiyle yüzey alana düşen basıncı arttıracağından bu mekanik dengesizlik ayakta şiddetli ağrılara sebep olur (51).

Pes kavus deformitesi, ayak biyomekaniğinde anormalliklere neden olur ve plantar fasya üzerinde gerilime sebep olur (52).

Pes kavus, ayağa oyuk benzeri bir görünüm kazandırır. Birinci ve beşinci metatarsal eklemler üzerine normalden fazla yük vereceği için plantar basınçtaki anormallikler oluşabilir ve bu anormallikler yürüyüş sırasında patolojik işlevlere yol açabilir. Metatars başlarının fazla baskı alması, uzun vadede, kronik ağrı ve diğer komplikasyonlarla sonuçlanabilir. Bu nedenle, pes kavusun doğru teşhisi ve uygun tedavi yöntemi, ağrıların azaltılması ve oluşacak komplikasyonların oluşmasını engellemek için kriktik bir rol oynar (50,53).

4.4.3. Transvers ark düşüklüğü

Transvers ark düşüklüğü, metatarsal kemiklerin başları arasına uzanan arkın çökmesiyle oluşan bir deformitedir ve genellikle kas ve tendon tonusu ile esnekliğinin azalmasından kaynaklanır. Bu durum, ayak biyomekaniğini etkileyeceği için ayak plantar basıncın anormal dağılımına sebep olarak ön ayağa binen yükün artmasına ve metatarsal ağrıya sebebiyet verir (54). İleri düzey transvers ark düşüklüğü olan olgularda, metatarsofalangeal (MTP) eklemde stabilite bozukluğuna neden olabilir ve parmakların hiperekstansiyona gelmesinin sonucunda çekiç parmak deformitesi görülebilir. Özellikle talonaviküler ve kalkaneokuboid eklemlerdeki biyomekanik dengesizlikler transvers arktaki çöküşe neden olabilir. Aşırı yüklenme, plantar fasya gerilimini artırarak ark yapısının daha fazla bozulmasına neden olur (55,56).

Transvers arkın durumu, yürüme analizi, pedobarografik analiz, ayak postür indeksi ve radyografik ölçümler gibi yöntemlerle değerlendirilebilir. Transvers arkı destekleyen ortezler plantar basınç dağılımına yardımcı olacağı için oluşan deformasyonları ve ağrıyı hafifletip ayak parmaklarının daha doğru bir şekilde konumlanmasını sağlayacağı için yürüme stabilitasyonunu artırabilir. Bu nedenle, transvers ark düşüklüğünün iyileştirilmesi, hem ağrının önüne geçilebilmesi hem de yürüme paterninin iyileştirilmesi bakımından dikkate değerdir (57,58).

4.5. Ayak Ortezleri

Ayak tabanında yaşanan biyomekanik dengesizliklerin önüne geçilmesi ve ayakla alakalı meydana gelen problemlerin kontrol altına alınabilmesi için kullanılan en önemli araçlardan biri tabanlıklardır.

Ayağın temel görevi, vücut ağırlığının tabana uyguladığı basıncı eşit bir şekilde dağıtılması ve fiziksel mobilite esnasında dengenin korunmasıdır. Bununla birlikte, mekanizmanın sağlıklı çalışmasını engelleyen, ağrı ve halsizliğe sebep olabilen durumlar yaşanabilmektedir. Bu durumlara örnek olarak başlıca plantar basınç dengesizlikleri, pes planus ve pes kavus verilebilir (59). Tabanlıklar, tasarımları gereği ayağın doğal yapısına uygun olduğundan, yükün dengeli dağılımında rol alır. Ayrıca şokun absorbe edilmesinde ve dengenin sürekliliğinin sağlanmasında destekleyici bir göreve sahiptir. Bu, sadece ayak sağlığı ile sınırlı kalmayarak, ayakla bağlantılı olan diz, kalça, bel ve omurga gibi üst ekstremitelerdeki yükün de indirgenmesini sağlamaktadır (8).

Temelde yükün ayağın belli bölgelerine çok ve belli bölgelerine daha az dağılması sebebiyle oluşabilecek rahatsızlıkların önüne geçilmesi için ayak tabanlıkları ayağın altındaki basınç noktalarının düzenlenmesini böylece tüm yüzeye eşit şekilde dağılmasını sağlar. Örneğin, pes planus gibi yükün sağlıklı bir şekilde dağılmadığı durumlarda tabanlıkların ayağın iç kısmında bir destek noktası oluşturarak kavis yapısına destek sağlaması örnek olarak verilebilir. Farklı bir örnek olarak pes kavus deformitesinde ise vücut ağırlığının oluşturduğu kuvvetin metatars başlarına ve topuklara fazladan basınç uygulamasının önüne geçilmesi için tabanlıklara bu noktaları destekleyecek alanlar eklenir (60). Bununla birlikte tabanlıklar, ayakta oluşan yanlış hizalanmaları doğal haline getirir böylece yürüyüş esnasındaki dengenin korunmasını sağlar. Tabanlıkların en verimli sonucu sağlaması için bireylerin ayak anatomilerine, basınç dağılımlarına ve biyomekanik ihtiyaçlarına göre tasarlanması gerekmektedir (61).

Tabanlıklar, ayaklarda oluşan rahatsızlıklar için kullanılabileceği gibi ayak sağlığının sürekliliğinin sağlanması için de kullanılabilir. Vücut hareket halindeyken veya uzun süre ayakta durma gibi durumlarda yaratmış olduğu basıncın indirgenerek kas-iskelet sistemi üzerinde oluşan stresin düzenlenmesinde yardımcı olur (62).

Tabanlıklar oluşan ağrıların azaltılmasında ve plantar fasiit gibi bağ dokusu problemlerinin iyileşme sürecinde aktif bir rol oynamakla birlikte yapıldığı materyallerin yumuşak dokuları sayesinde topuk dikeni gibi problemlerde basıncın azaltılmasını sağlayarak meydana gelen ağrıları hafifletir. Bunun yanı sıra, rahatsızlıklarda kullanılabileceği gibi çocukların gelişim çağlarında da kullanılabilen tabanlıklar, ayağın yapısında gerçekleşen deformasyonların artmasının önüne geçerken, yürüyüş şeklinin normal hale gelmesini destekler (63).

4.6. 3 Boyutlu Yazıcı Teknolojisi

3B yazıcı teknolojisi, her alanda olduğu gibi ortez alanında da tasarlama ve üretme işleyişlerinde yenilikçi çözümler getirmektedir. Geleneksel yöntemlerle üretilen ortezlerle karşılaştırıldığında, 3B yazıcılarla üretilen ortezler daha hafif, dayanım ve dayanıklılığı daha yüksek ve daha kişiselleştirilebilir ürün ortaya çıkarma imkanı sunar. Ciabanu ve ark. (2012) çalışması, 3B yazıcılardan dijital ayak ölçüm sistemleriyle birlikte koodineli bir şekilde çalışarak kişiye özel tabanlıklar ürettiğini yansıtmaktadır. Bu metot, geleneksel yolla üretilen tabanlıkta ölçü alma gibi vakit gerektiren aşamaları sonlandırarak üretim süresini azaltmaktadır (64).

Bir başka kayda değer katkı ise 3B yazıcıların tasarım aşamasında sağladığı esnekliktir. Walker ve Przestrzelski'nin çalışması, farklı sertlikte materyaller kullanarak plantar basıncı eşit dağıtan ve daha ergonomik tabanlıklar imal edilebileceğini ortaya koymuştur. Bu üretim yöntemi, başta diyabetik ayak veya plantar fasiit gibi belirli deformiteler için kişiselleştirilmiş çözüm yolları ortaya koymaktadır (65). Bunların yanı sıra, Farhan ve ark.'ın sistematik inceleme çalışması, 3B tarama tekniklerinin ayak anatomisinin daha net, daha doğru ve daha düzgün bir biçimde modellenebilme avantajını sağladığını, bu sayede ortezlerin hastalarla bir bütünlük gösterdiğini belirtmektedir (66).

Ayak bileği ortezleri gibi medikal ürünlerde FDM, SLA ve SLS gibi 3D yazıcılar kullanılabilir. FDM yazıcılar, uygun maliyetli ve kolay kullanımlı olduğu için yaygındır. SLA yazıcılar, sıvı malzemeyi lazerle sertleştirerek pürüzsüz ve detaylı ürünler yapar. SLS yazıcılar ise toz malzemeleri lazerle birleştirip dayanıklı ve karmaşık ürünler üretir. Her yazıcı türü, ihtiyaca göre farklı avantajlar sunar (67,68). Poliüretan (PU), üretan bağları ile birleştirilmiş organik birimlerden oluşan geniş bir polimer sınıfını ifade eder. Bu grup içinde yer alan TPU, mekanik dayanım ve esnekliği bir arada sunan elastomerik bir malzemedir. TPU, kauçuksu yumuşak segmentler ile yarı kristal veya camsı sert segmentlerden oluşan blok kopolimer yapısına sahiptir (69–71).

TPU'nun yapısı, iki temel segmentin birleşiminden meydana gelir:

1. **Yumuşak Segmentler**: Polieter veya polyester zincirlerden oluşur ve oda sıcaklığında kauçuğa benzer mekanik özellikler sağlar. Bu segmentler, esneklik ve uzama kapasitesine katkıda bulunur.

2. **Sert Segmentler**: Diizosiyanatlar ve kısa zincirli dioller ile oluşturulan bu segmentler, düşük sıcaklıklarda plastik deformasyonu yönetir ve malzemeye yüksek modül ile çekme dayanımı kazandırır. Ayrıca, sert segmentler içindeki üretan gruplarından kaynaklanan hidrojen bağları, fiziksel çapraz bağlar gibi davranarak TPU'nun elastomerik özelliklerini güçlendirir.

TPU'nun yapısal özellikleri, kullanılan diizosiyanat, poliol ve zincir uzatıcı oranlarının yanı sıra kimyasal reaksiyon koşullarına bağlıdır. Bu parametreler, TPU'nun fiziksel ve mekanik özelliklerini doğrudan etkiler. Malzeme, yüksek gerilme dayanımı, darbe direnci, UV ışınlarına karşı dayanıklılık, aşınmaya karşı direnç ve kimyasal bozunmaya karşı koruma gibi üstün özellikler sunar (72–74).

TPU'nun bu özellikleri, kauçuk ve plastik arasındaki boşluğu dolduran bir malzeme olarak değerlendirilmesini sağlar. Özellikle, tüm yüzeylere uyum sağlama kabiliyeti sayesinde düşük basınçlarda ve farklı malzeme kombinasyonlarıyla kolayca lamine edilebilir. Bu nedenle TPU, güvenlik ve balistik dayanım gerektiren hibrit bileşenlerde sıklıkla tercih edilir (75).

Ayrıca, TPU'nun mekanik özellikleri, faz bileşimi veya ısıtma koşulları değiştirilerek optimize edilebilir. Bu esneklik, TPU'yu çok çeşitli endüstriyel ve teknik uygulamalar için ideal bir seçim haline getirir (76).

Dal Maso ve Cosmi tarafından yapılan çalışma, 3B yazıcı kullanılarak imal edilen ayak bileği ortezlerinin düşük maliyetle yüksek mukavemet sağladığını ortaya koymuştur. Bu teknolojinin atık malzeme miktarını azaltarak daha sürdürülebilir bir imalat süreci sunduğu belirtilmiştir (77).

4.7. Sonlu Elemanlar Analizi (FEA)

Kompleks biyomekanik sorunların çözümlenmesinde kullanılabilecek araçlardan biri olan Sonlu Elemanlar Analizi (Finite Element Analysis, FEA) hesaplamalı tahmin yöntemidir. Fiziksel yapıların kriterlerine ayrılarak daha küçük parçalar halinde ele alınması ile çalışan FEA, elemanların her biri için cebirsel modellenmesini yaparak çalışır. Modellemenin yapılabilmesi için kullanılan temel prensip mesh - örüntü olarak adlandırılan ağın oluşturulmasıdır (78).

Sonlu Elemanlar Analizi, karmaşık fiziksel sistemleri analiz etmek ve çözmek için kullanılan güçlü bir nümerik yöntemdir. FEA, analitik yöntemlerin yetersiz kaldığı karmaşık geometri, heterojen malzeme özellikleri ve çeşitli yükleme koşullarını ele alarak, sistemin bölgesel davranışlarını ayrıntılı bir şekilde modellemeyi sağlar (79).

1. FEA'nın Gerekliliği ve Analitik Yöntemlerin Sınırlamaları

Karmaşık şekiller (organlar, implantlar), heterojen malzeme özellikleri (biyomalzemeler) ve çoklu sınır koşulları gibi durumlar, analitik yöntemlerle çözülemeyecek kadar karmaşıktır. FEA, bu tür sistemlerin mekanik davranışlarını anlamak için temel bir araçtır (80).

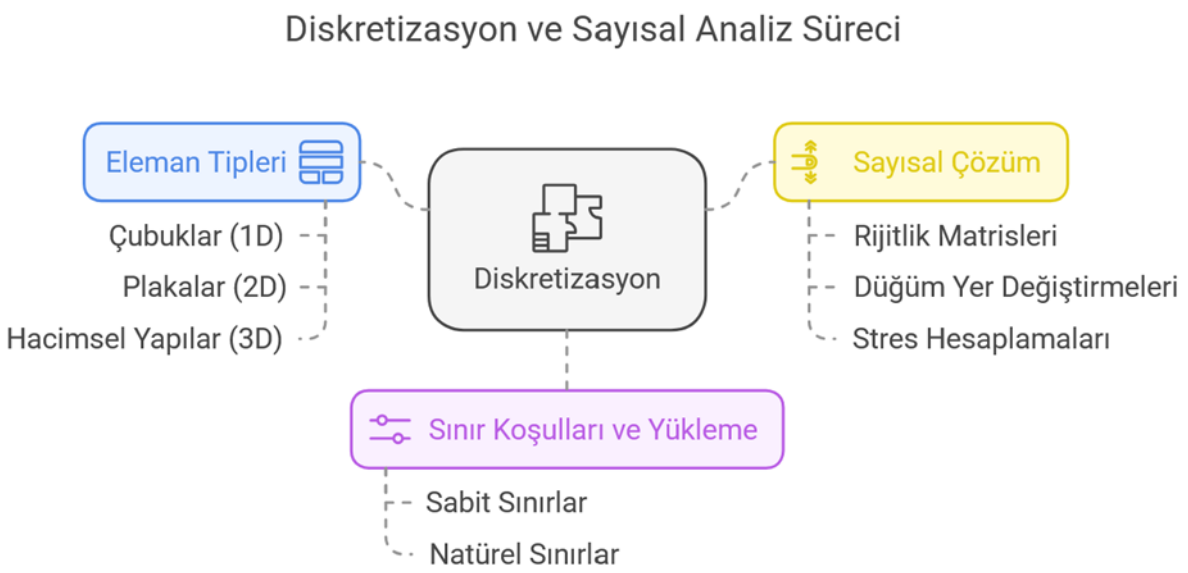
2. FEA'nın Temel Adımları

Diskretizasyon: Karmaşık yapıların daha küçük, çözülebilir parçalara (elemanlara) bölünmesi işlemidir. Elemanlardan oluşan mesh, analiz doğruluğunu etkileyen temel yapıdır. Yoğun mesh daha hassas sonuçlar sunarken, daha kaba mesh hesaplama süresini kısaltır (81).

Eleman Tipleri: Çubuklar (1D), plakalar (2D) ve hacimsel yapılar (3D) için farklı elemanlar kullanılır. Her eleman, düğümler arasındaki fiziksel büyüklüklerin değişimini tanımlayan şekil fonksiyonları ile modellenir (82).

Sınır Koşulları ve Yükleme: Sistemdeki sabit sınırlar (örneğin, hareket etmeyen bölgeler) ve doğal sınırlar (örneğin, bir yüzeydeki kuvvet) tanımlanarak analiz kapsamı belirlenir (83).

Sayısal Çözüm: Sistem üzerindeki iç ve dış kuvvetlerin dengesi için rijitlik matrisleri oluşturulur ve düğümlerdeki yer değiştirme veya stres gibi büyüklükler sayısal yöntemlerle hesaplanır (Şekil 4.7.1) (84).



Şekil 4.7.1. Diskretizasyon ve Sayısal Analiz Süreci

3. Mesh Mantığı ve Doğruluk

Mesh kalitesi, çözüm doğruluğunun anahtarıdır. Homojen eleman boyutları, dengeli geometrik oranlar ve kritik bölgelerde yoğun mesh, analiz sonuçlarını güvenilir kılar (85).

Fizik temelli sayısal bir simülasyon metodu olarak çalışan FEA, hastalıklarının iyileştirilmesi için yapılan çalışmalarda ve ortez çalışmalarında biyomekanik yapıyla ilgili bilgilerin derinleştirilmesi, daha iyi kavranması, yapılan tasarımların optimum hale getirilmesi ve ideal çözümlerin bulunması için oldukça önemli bir araçtır. İnovatif tıp ekipmanlarının tasarımından iyileştirme metotlarının değerlendirilmesine kadar birçok alanda yararlanılabilir. Biyomekanik açıdan farklı hastalar, materyaller ve tasarımların değerlendirilmesi, ortez ve protez çalışmalarıyla kişisel tedavilerin yaratılmasında kritik öneme sahiptir (86).

Karmaşık Biyomekanik Problemlerin Matematiksel Modellere Dönüştürülmesi: İnsan vücudu sistemlerinin hareketi ve yük taşıma kapasiteleri, hem statik hem de dinamik koşullardaki durumları benzetimsel metodlarla analiz edilebilir. FEA, bu yapıların dijital ikizler kullanarak ve fizik prensipleri yaklaşımsal ayrıklaştırma (diskretizasyon) ile modellenmesine olanak tanır ve biyomekanik sistemin içindeki fizik temelli gerilme, deformasyon ve yük aktarımı gibi mekanizmaları analiz edebilir (87).

Kişiselleştirilmiş Tıbbi Çözümler: İnsanların anatomik yapısı ve buna bağlı sistemlerinin biyomekanik özellikleri farklıdır. Ortez ve protez tasarımlarında bu bireysel farklılıkların dikkate alınması, tedavi başarısını artırır. FEA, kişiye özel değişikliklerle tasarımı ve malzemeyi en uygun çözümle sunmayı sağlayabilir (88).

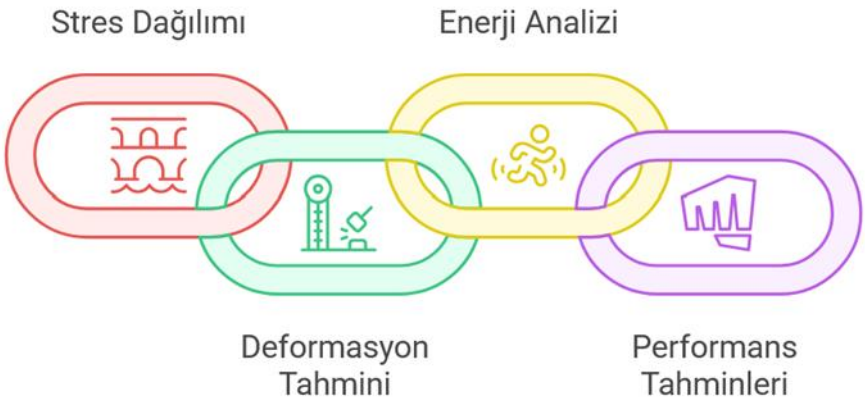
Yenilikçi Fikirlerin Dijital Ortamda Test Edilmesi: Mekanik olarak en iyi performansa sahip yeni nesil malzemelerin ve tasarımının değerlendirilmesinde kullanılabilmektedir. FEA, bu malzemelerin farklı yükleme koşullarında nasıl performans gösterdiğini analiz etmek için etkili bir yöntemdir (89).

Özellikle biyomekanik yapıların simülasyonunda, ayak ve tabanlık arasındaki basınç dağılımını optimize etmek için kullanılır. Bu yöntem, ayağın anatomik özelliklerine uygun şekilde özelleştirilmiş tabanlıkların geliştirilmesini sağlar. Zhang ve Cheung tarafından yapılan çalışma, FEA kullanarak plantar basıncı azaltma ve ayak desteğini iyileştirme amaçlı tasarımların başarıyla modellenebileceğini göstermiştir. Bu analizler, yalnızca ayağın plantar basınçlarını değil, aynı zamanda kemik ve yumuşak dokular üzerindeki etkileri de değerlendirmektedir (90).

FEA, tasarım süreçlerinde hassasiyet ve doğruluk sağlar. Barani ve ark. tarafından yapılan üç boyutlu stres analiz çalışması, diyabetik hastalar için tasarlanan özel tabanlıkların baskı noktalarını optimize ederek ayağın zarar görmesini önlediğini göstermiştir (91).

Araştırmalar sonucunda şu tür çıktılar elde ederiz:

1. Stres ve Gerinim Dağılımları: Doku ya da protez gibi malzemelerde oluşan stres ve gerinim bölgelerini tespit ederek zayıf noktaların görülmesine yardımcı olur
2. Deformasyon Tahmini: Dokuların deformasyon davranışlarını inceleyerek tasarımın optimize edilebilmesi için karşılaştırmalar yapmayı sağlar.
3. Enerji Analizi: Zamana bağlı dinamik hareketlerde enerji dönüşümünü ve kaybını analiz ederek, yürüme veya koşma gibi hareketlerin verimliliğini artırma çalışmalarına dair veri toplamaya yarar.
4. Uzun Dönem Performans Tahminleri: Daha uzun zamanı denkleme katarak biyomekanik durumun uzun vadeli performansını öngörerek, tedavi performansı ya da malzemenin kullanım ömrünü artırıcı tasarım değişikliklerine olanak tanır, ergonomik ve verimli çözümlerin üretilmesine katkı sağlar.



Şekil 4.7.2. Analiz Çıktıları

Sonuç olarak, sonlu elemanlar analizi, tabanlık tasarımında inovatif bir araçtır. Bu teknoloji, farklı materyal kombinasyonlarını ve tasarım parametrelerini simüle ederek en uygun çözümleri sunar. Erdemir ve Spirka, benzer şekilde, FEA kullanılarak medikal ayakkabı ve tabanlık tasarımlarında yük dağılımının nasıl iyileştirileceğini analiz etmiş ve bu yöntemle hasta konforunun arttırılabileceğini vurgulamıştır (92). Niu ve ark., diyabetik ayaklar için özel olarak tasarlanmış tabanlıkların basınç dağılımını iyileştirerek cilt yaralanmalarını azalttığını bildirmiştir (93). Bu yöntem, kişiselleştirilmiş tedavi çözümleri sunarak sağlık sektöründe önemli bir yer tutmaktadır. Ayrıca, Hsu ve ark. çalışması, plantar fasiit stresini azaltan tabanlık tasarımı için FEA'nın etkin bir yöntem olduğunu doğrulamıştır (94). Bu yöntem, kişiselleştirilmiş tedavi çözümleri sunarak sağlık sektöründe önemli bir yer tutmaktadır.

5. MATERYAL VE METOD

5.1. Araştırma Yöntemi

Bu araştırma; sağlıklı genç bireylerde kişiye özel tasarım TPU tabanlı PLA ark destekli tabanlık uygulamasının mekanik özelliklerinin değerlendirilmesini inceleyen bir çalışmadır.

5.2. Katılımcılar

Çalışmanın yapılabilmesi için İstanbul Medipol Üniversitesi Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kurul'undan 01/09/2023 tarih ve E-10840098-772.02-5441 karar numaralı izin ve onay alındı. Etik kurul iznini takiben 5 gönüllü olgu 10/09/2023 - 25/09/2023 tarihleri arasında Medipol Üniversitesi Teknoloji Transfer Ofisi'nde değerlendirildi.

Çalışmaya katılan kişilere çalışmanın amacı, süresi, uygulanacak değerlendirme parametreleri ve kullanılacak materyal ile ilgili bilgi verildi. İstanbul Medipol Üniversitesi Klinik Araştırmalar Etik Kurulu tarafından belirlenen standartlara uygun "Bilgilendirmiş Gönüllü Olur Formu" okutulup, imzaları alınmak suretiyle onayları alındı.

Dahil Edilme Kriterleri

- 18-30 yaş arasında olmak,
- Değerlendirmeler sırasında iletilen komutlara uyabilecek bilişsel ve mental kapasiteye sahip olmak,
- Vücut kitle indeksi normal değerler arasında olmak,
- Çalışmaya gönüllü olarak katılmayı kabul etmek.

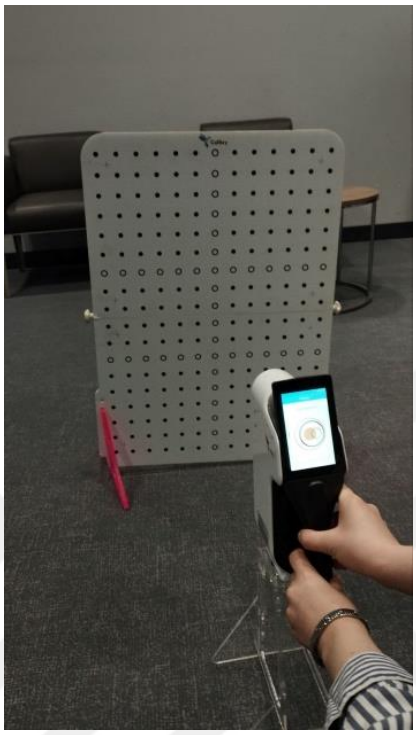
Dahil Edilmeme Kriterleri

- Ortopedik herhangi bir hastalığa sahip olmak,
- Ayak-ayak bileğine ait herhangi bir hastalığa sahip olmak,
- Ayak-ayak bileğini ilgilendiren travma öyküsüne sahip olmak

Çalışma, ortez üretilecek kişinin ayağının taranması, kişiye özel ortezin çizimi, kişiye özel ortezin baskı süreci ve kişiye özel üretilen ortezin sonlu elemanlar analizinin yapılması olmak üzere dört aşamalı olarak yapılandırıldı.

5.3. 1.Aşama Ayağın Taranması

Çalışmanın ilk aşamasında gönüllü katılımcılar için kişiye özel ortez üretimi gerçekleştirilmesi için ayağın taranması olarak başlandı. Digitizasyon öncesinde sistem kalibre edildi (Resim 5.3.1).

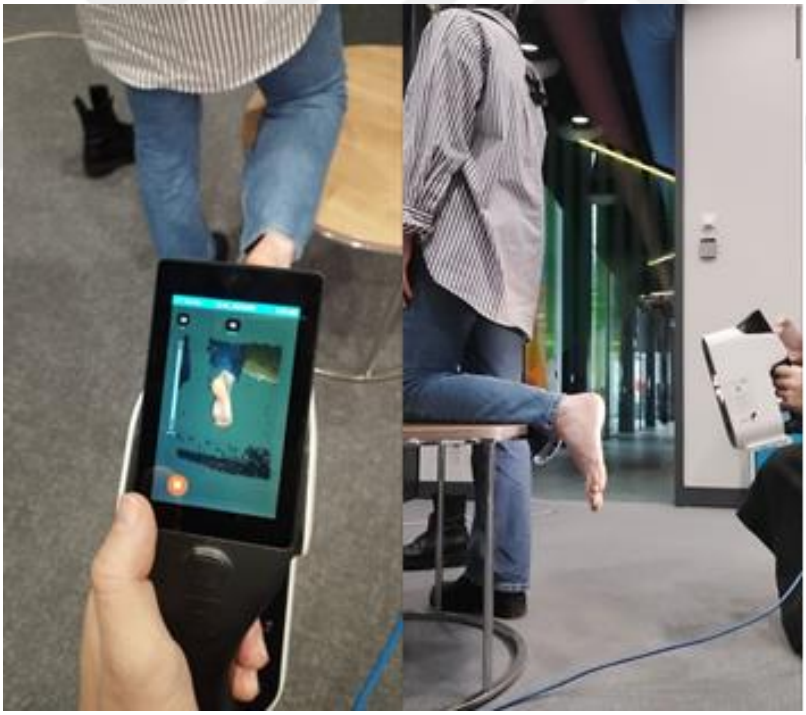


Resim 5.3.1. Sistem Kalibrasyonu

Ayak taraması için hazırlık aşamasında; 3B tarama cihazı, hastanın etrafında rahat hareket edebileceği bir alan sağlandı. Hastanın ayağı ve ayak bileği 90° pozisyonda tutuldu. Scanner cihazı, hastanın ayaklarını tam olarak kapsayacak şekilde pozisyonlandırıldı. Katılımcıların sol ve sağ ayakları Thor Calibry 3B optik tarayıcı (Thor Calibry, Thor3D, Düsseldorf, Almanya) kullanılarak tarandı (Resim 5.3.2, Resim 5.3.3).



Resim 5.3.2. Ayak ve Ayak bileği pozisyonu

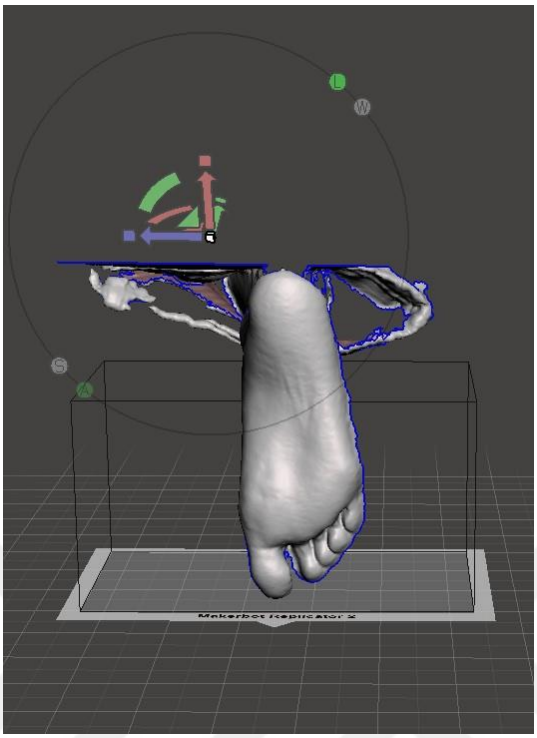


Resim 5.3.3. Sağ ve Sol ayak taraması

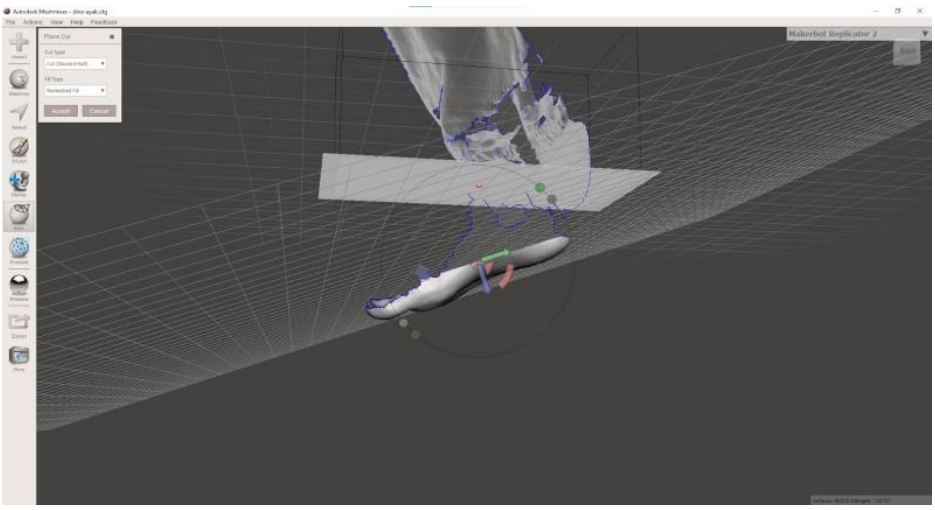
5.4. 2.Aşama Çizim

Taranan ayak modeli, Meshmixer yazılımı aracılığıyla sanal ortama taşındı (Şekil 5.4.1). Model üzerinde belirlenen destek bölgeleri dışındaki kısımlar, **"Plane Cut"** komutu kullanılarak kaldırıldı (Şekil 5.4.2). Bu işlemde önce destek bölgeleri belirlendi, ardından

Meshmixer programında ‘’**Edit > Plane Cut’’** seçeneği kullanılarak kesim düzlemi yerleştirildi.



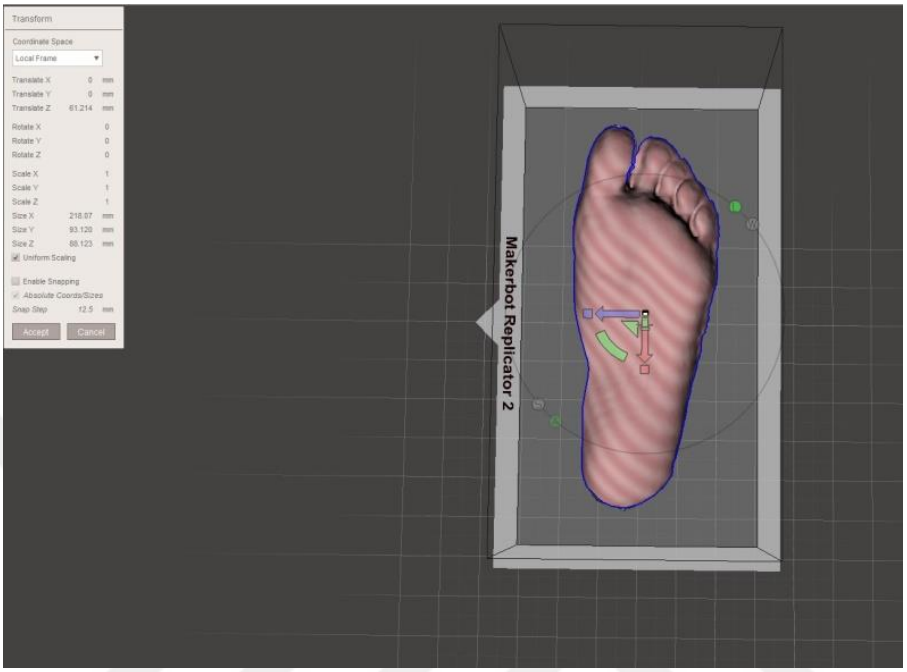
Şekil 5.4.1. Meshmixer uygulamasındaki ayak modeli



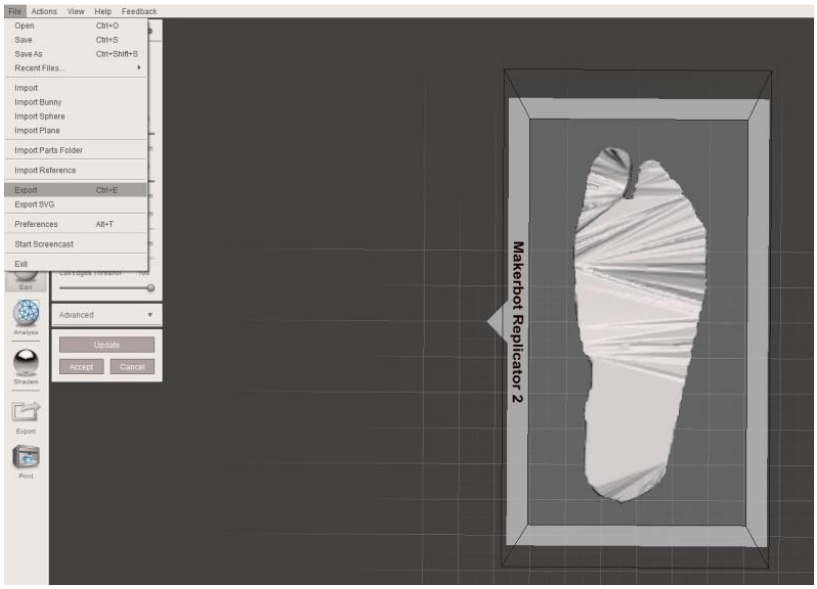
Şekil 5.4.2. Destek bölgeler harici kısmının çıkarılması

Kesim düzlemi, destek bölgeleri korunacak şekilde konumlandırıldı ve fare ile ayarlandı. Kesim yönü, ok işaretleri yardımıyla seçildi ve destek bölgeleri dışındaki alanlar kesildi. Son

olarak, düzlemin konumu onaylanarak ‘’**Accept’’** butonuna tıklanıp kesim işlemi tamamlandı ve modelin nihai formuna ulaşıldı (Şekil 5.4.3, Şekil 5.4.4).



Şekil 5.4.3. Ayak modelinin son hali

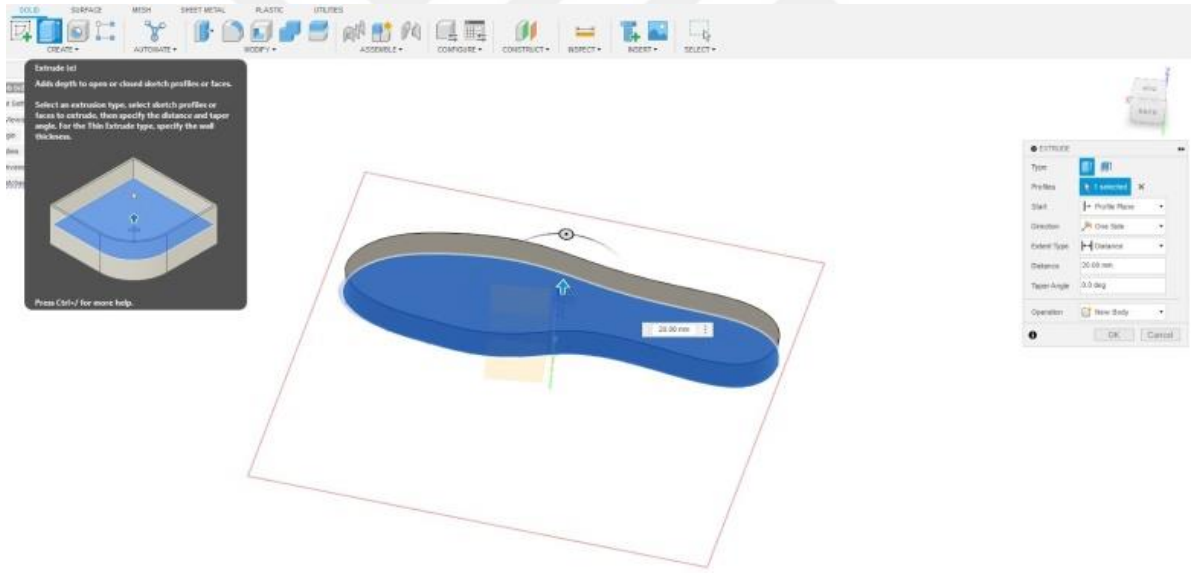


Şekil 5.4.4. Katı cisim haline getirilen ayak modeli

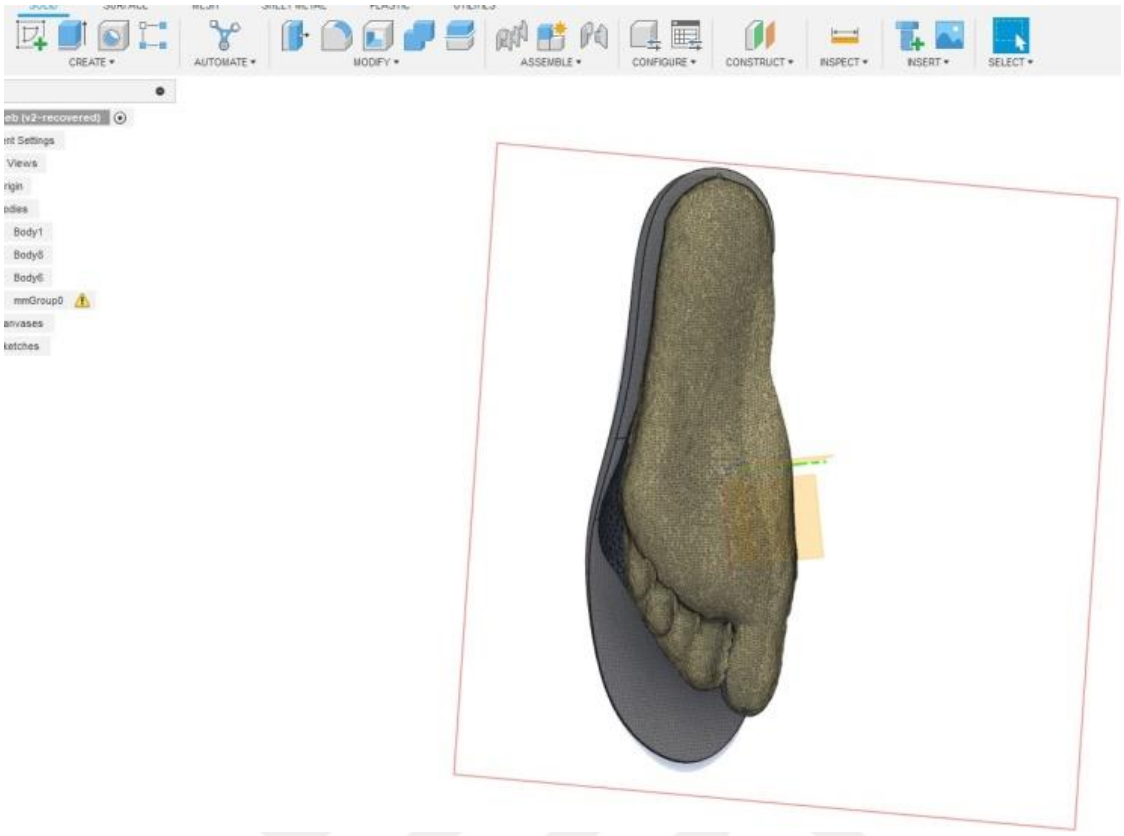
Ortezin tasarım aşamasında bilgisayar destekli modelleme (CAD,Computer Aided Design) kullanıldı. CAD programı olarak Fusion 360 (Autodesk Inc., San Rafael, CA, ABD) yazılımı tercih edildi. Ayakkabı tabanı referans alınarak iç taban siluetinin tasarımı gerçekleştirildi.

İlk olarak, çizilen 2 boyutlu model **"Create > Extrude"** komutu kullanılarak 2 cm dışa uzatıldı ve 3 boyutlu hale getirildi (Şekil 5.4.5). Bu işlemle modelin kalınlığı artırıldı ve üç boyutlu bir yapıya dönüştürüldü. Ardından, iki model **"Modify > Combine"** komutu ile kesiştirilerek, tabanlığın üzerinde MLA konumlandırılması yapıldı (Şekil 5.4.6).

Taraması alınan ayak, çizilen modelin üzerine yerleştirildi. Bunun için **"Insert > Mesh"** komutu kullanılarak taranan ayak modeli Fusion 360 programına eklendi. Model üzerine yerleştirilen ayak, **"Move"** komutuyla doğru pozisyona yerleştirildi ve ayağın arkı doğru şekilde konumlandırıldı.



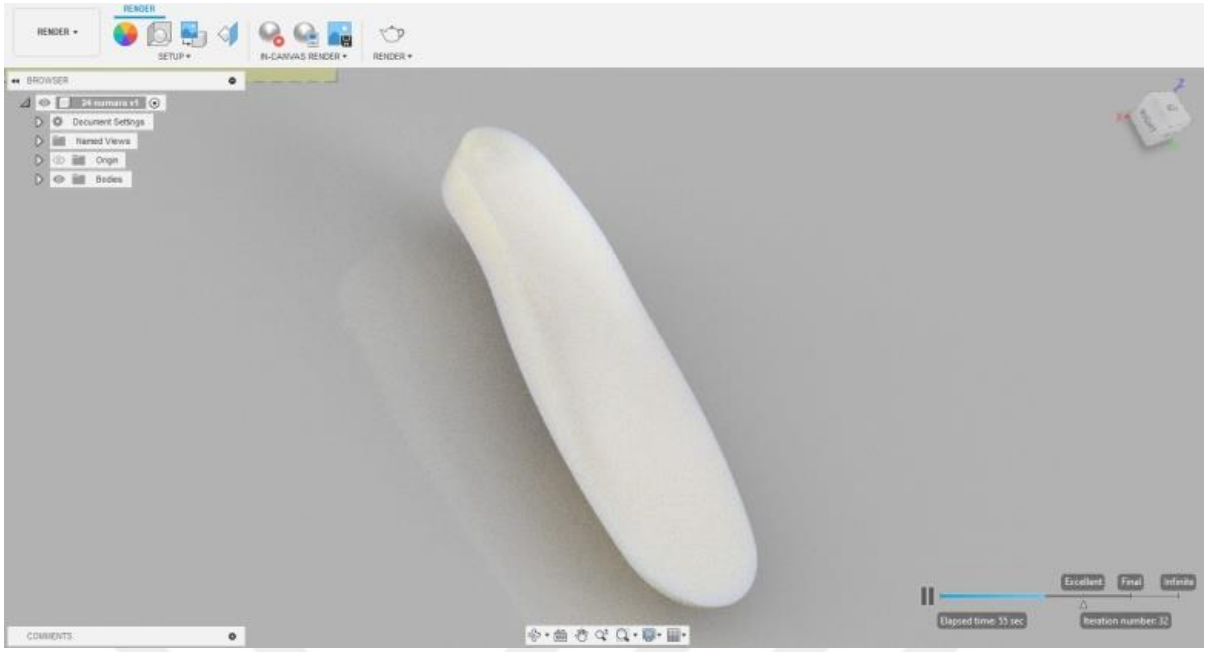
Şekil 5.4.5. Tabanlık çizimi



Şekil 5.4.6. Aktarılan ayak ve tabanlık kesişimi

Son olarak, ölçümlerden elde edilen verilerle, bilgisayar üzerinde dijital katmanlama işlemi yapıldı. Bu işlem için **"Create > Component"** ve **"Create > New Body"** komutları kullanılarak ortezin 3B modeli oluşturuldu. Modelin her katmanı dijital ortamda detaylandırıldı ve nihai ortez tasarımı hazır hâle getirildi.

Model tamamlandıktan sonra, **"Render"** komutu kullanılarak gerçek üretim sürecini simüle etmek amacıyla TPU malzemesi seçilerek modelin son hali görsel olarak sunulabilir hâle getirildi (Şekil 5.4.7).

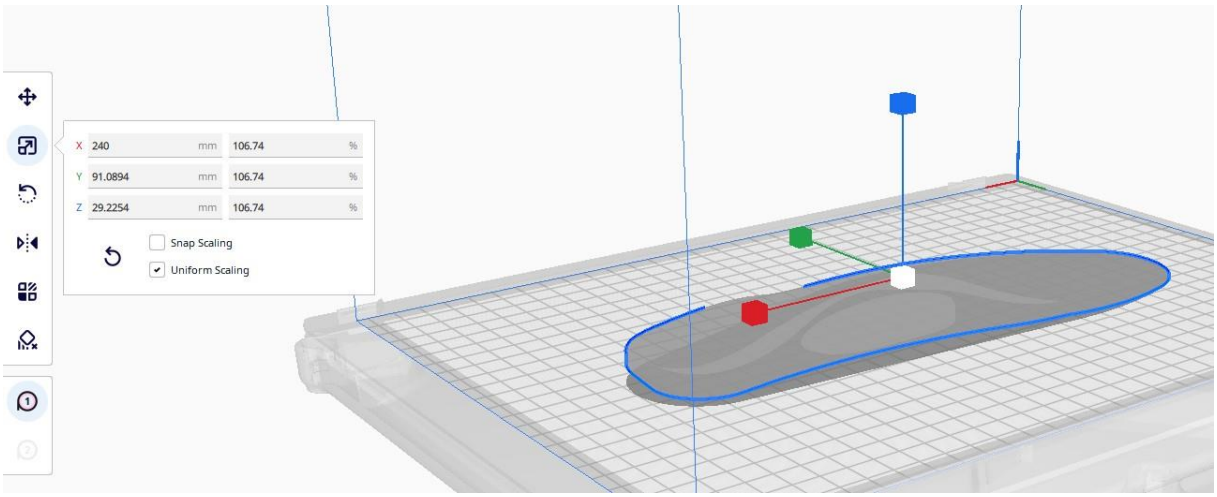


Şekil 5.4.7. Tabanlığın 3B formu

Medial ark desteği **‘’Create Sketc’’** komutu kullanıldı ve çalışma düzlemi olarak bir yüzey (XY düzlemi) seçildi. ‘’**Line’’** aracı ile iç kavisin ana konturu çizildi. **"Extrude"** komutu kullanılarak çizim yukarı doğru çekildi ve kavisli bir yapı oluşturuldu. Desteği ergonomik hale getirmek için **"Modify" > "Fillet"** komutunu kullanarak kenarları yuvarlandı. **"File" > "Export"** ile tasarımını **stl** formatında dışa aktarıldı.

5.5. 3. Aşama Baskı

Dijital model, 3B baskı yazılımı Ultimaker Cura (Cura 5.0, Ultimaker, Utrecht, Hollanda) programına yüklendi. İlk olarak, tabanlık ve medial ark (MLA) modelleri, "**File > Open File**" komutuyla ayrı ayrı programa aktarıldı. Daha sonra, "**Move**" komutu kullanılarak MLA modeli, tabanlık modelinin ark kısmına doğru pozisyonlandırıldı (Şekil 5.5.1) (Şekil 5.5.2). Bu işlem sırasında MLA'nın, tabanlık modeli üzerinde tam olarak hizalanması ve doğru şekilde oturması sağlandı.



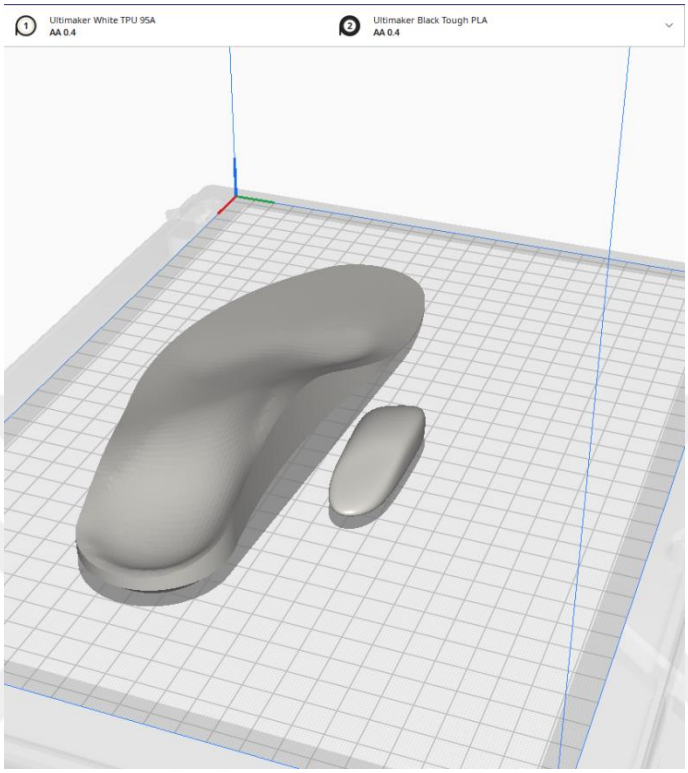
Şekil 5.5.1. Ultimaker CURA yazılımında basılacak modelin yandan görünümü



Şekil 5.5.2. Ultimaker CURA yazılımında basılacak modelin alttan görünümü

Baskı ayarları, "**Slice Settings**" sekmesi kullanılarak yapıldı. Tabanlık için TPU malzemesi seçildi ve 220°C nozzle sıcaklığı ile 60-70°C yatak sıcaklığına göre ayarlandı. MLA için ise PLA malzemesi tercih edildi; PLA'nın nozzle sıcaklığı 200-220°C arasında, yatak sıcaklığı ise 60°C olarak ayarlandı. Cura'da iki nozzle (dual extrusion) kullanılacağı için tabanlık

modeli "Extruder 1", MLA modeli ise "Extruder 2" olarak atandı (Şekil 5.5.3). Bu işlem, "**Per Model Settings**" seçeneği kullanılarak gerçekleştirildi.

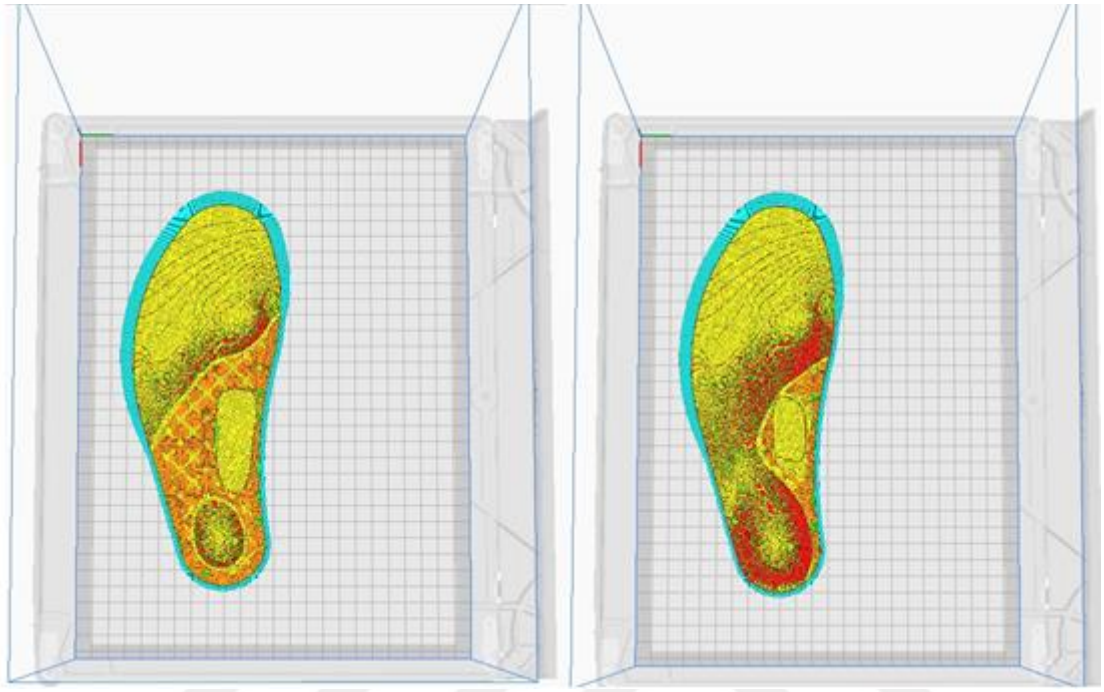


Şekil 5.5.3. TPU ve PLA filament seçimi

Katman ayarlarında, tabanlık için infill modeli "**Grid**", infill yüzdesi %30 olarak belirlendi. MLA'nın dayanıklılığını artırmak amacıyla infill yüzdesi %100 olarak ayarlandı. Ayrıca, duvar hatları (wall lines) sayısı 3, üst ve alt katman sayısı ise 4/4 olarak seçildi. MLA modeli, tabanlık üzerinde üst üste gelecek şekilde yerleştirildi. Bu işlem sırasında, her iki model bağımsız olarak basılacak şekilde düzenlendi ve "**Per Model Settings > Modify Settings for Overlaps**" komutu ile MLA'nın tabanlıkla birleşim bölgesinde düzgün baskı sağlamak için ayarlamalar yapıldı.

Son olarak, tüm ayarlar tamamlandıktan sonra "**Slice**" komutu kullanılarak dilimleme işlemi gerçekleştirildi (Şekil 5.5.4). Cura, iki modelin birleşimini dikkate alarak gerekli G-code dosyasını oluşturdu. Bu G-code, Ultimaker S5 yazıcıya aktarılarak baskı işlemi başlatıldı. Yazıcı, TPU ve PLA malzemelerini ayrı nozzle'larla işleyerek tabanlık ve MLA'yı birleştirdi. TPU, esnek yapısıyla tabanlığın genel formunu oluştururken, PLA, medial ark desteği

sağlamak için kullanıldı. Böylece, iki farklı malzeme kullanılarak baskı süreci başarıyla tamamlandı.



Şekil 5.5.4. Ultimaker Cura yazılımı ile slice işlemi

Tasarım planlamasında kişinin fiziksel ölçüleri ve tarayıcıdan elde edilen sonuçlar dikkate alınarak; genişlik, uzunluk ve yükseklik ayarları yapılmıştır. Kullandığımız PLA materyalinden üretilen ek MLA destek parçası sebebiyle eğimin orta hattına doğru gidildikçe çıktıdaki malzeme yoğunluğu ve rijidite artmaktadır. Çıktının iç dolgusu (infill) oranı sabit kalmaktadır ancak malzeme özellikleri farklılık göstereceğinden dolayı o bölgede rijidite artmaktadır.

5.6. 4.Aşama Sonlu Elemanlar Analizi

Sonlu elemanlar yöntemi, üretilecek olan tabanlık prototipinin dayanıklılığını ve performansını sanal ortamda test etmeye ve değerlendirmeye olanak tanır. Bu analiz, gerçek prototip üretimine geçilmeden önce tasarımın iyileştirilmesine ve potansiyel zayıf noktaların tespit edilmesine yardımcı olur. Bu sayede maliyet ve zaman tasarrufu sağlanırken, ürünün kalitesi ve performansı artırılabilir.

Çalışmamızın 4. Aşamasında Sonlu Elamanlar Analizi yapılır. Bu analiz 5 adımda yapıldı. Bu adımlar:

- 1. Adım: Tabanlık Prototipinin Sonlu Elemanlar Analizinin Yapılacağı Programın Seçimi
- 2. Adım: Tabanlık Prototipinin Geometrik Verilerinin Sisteme Aktarılması
- 3.Adım: Tabanlık Prototipinin Materyal Bilgilerinin Sisteme Aktarılması
- 4. Adım: Tabanlık Prototipinin Sınır Şartlarının Siteme Aktarılması
- 5. Adım: Eklenen Bilgiler Üzerinden Sonlu Elemanlar Analizinin Yapılması

5.6.1. 1. Adım: Tabanlık prototipinin sonlu elemanlar analizinin yapılacağı programın seçimi

Analiz için tasarım ve tasarımı oluşturan her geometri üzerinde dinamik ve statik analiz yapmamıza olanak sağlayan Fusion 360 programının Fusion 360/Simulation eklentisi kullanılması planlandı. Bu gibi yazılımlar deneysel maliyetleri ve üretim süreçlerini düşürmek, üretimde kaliteyi arttırmak, bilgisayar ortamında ürünleri analiz ve test etmek gibi birçok amaçla kullanılan mükemmel bir araçtır. Ayrıca prototip imalatına geçmeden bilgisayar ortamında sanal testler ve simülasyonlar gerçekleştirilmesine olanak sağlamaktadır (95). Bu temele dayanarak ilk önce Fusion 360/Simulation eklentisi üzerinden analiz edilmesi denendi. Ancak yeterli bilgiye ulaşılamadığı için ANSYS programı üzerinde analiz yapılmasına karar verildi.

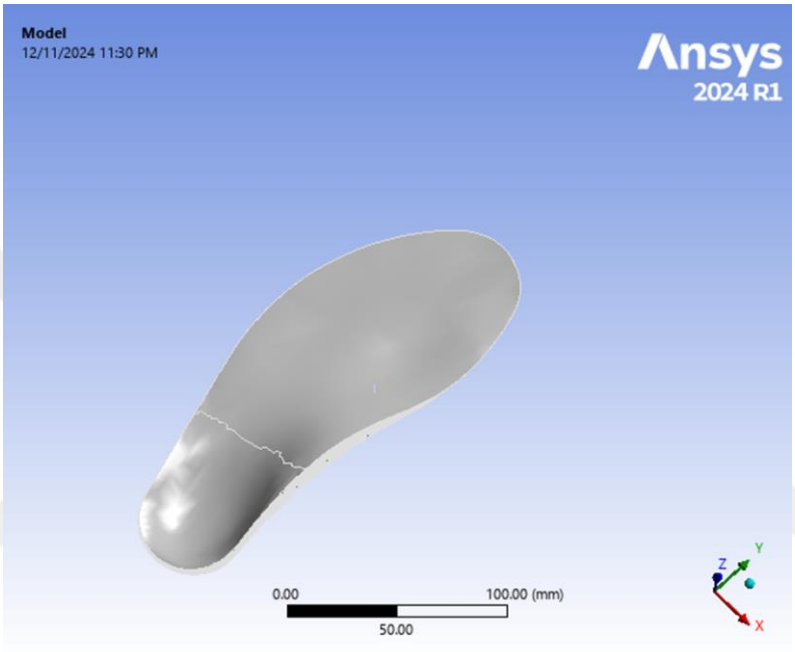
Tablo 5.6.1. ANSYS programında kullanılan birimler

Birim Sistemi	Metrik (mm, kg, N, s, mV, mA) Derece rad/s Santigrat °C
Açı	Derece
Rotasyonel Hız	rad/s
Sıcaklık	Santigrat °C

ANSYS programı hesaplama yaparken kullanılan birimler Tablo5.6.1‘de gösterilmektedir. Bu birimler mm, kg, N, s, mV, mA, olmakla birlikte açı için derece ° rasyonel hız için ise rad/s kullanılır. Sıcaklık değeri santigrat °C üzerinden hesaplanır.

5.6.2. 2. Adım: Tabanlık prototipinin geometrik verilerinin sisteme aktarılması

ANSYS programı üzerinden hesaplama yapılması için geometrik çizim bilgileri ANSYS programına yüklendi. ANSYS görüntüyü Fusion360 çizim programı üzerinden .stl formatında kabul etmiştir.



Şekil 5.6.2.1. Tabanlık prototipinin geometrik görüntüsü

Şekil 5.6.2.1’de tabanlık prototipinin ANSYS programının oluşturduğu geometrik çizim bilgileriyle elde edilen görüntü bulunmaktadır.

Tablo 5.6.2.1. Geometrik çizim verilerinin sisteme girişi

Obje Adı	*Geometry*
Bounding Box	
X Uzunluğu	85.301 mm

Y Uzunluğu	224.76 mm
Z Uzunluğu	27.283 mm
Model İstatistikleri	
Gövde Sayısı	2 parça
Aktif Gövde	2
Düğüm Noktaları	33650
Elemanlar	135621

Bu .stl dosyasındaki çizimin X yönündeki uzunluğu 85.301 mm, Y yönündeki uzunluğu 224.76 mm, Z yönündeki uzunluğu 27.283 mm olarak veri girişi yapıldı. Model 2 parçadan oluşmaktadır.

5.6.3. 3. Adım: Tabanlık prototipinin materyal bilgilerinin sisteme aktarılması

Materyal verileri sistemdeki malzemenin şekil değiştirme ve kuvvet dağılımı hesaplanmasındaki temel rollerden birini taşır. Tabanlık prototipinde kullanılan TPU ve PLA malzemelerinin materyal özellikleri ANSYS programına eklenir.

Tablo 5.6.3.1. TPU malzemesinin fiziksel özellikleri

Yoğunluk	1.1785e-006 kg mm^-3
Çekme Akma Gerilmesi	38.884 MPa
Çekme Nihai Dayanımı	43.841 MPa
Termal Genleşme Katsayısı	1.1384e-004 C^-1
Isıl İletkenlik	2.3931e-004 W mm^-1 C^-1
Özgül Isı	1.5849e+006 mJ kg^-1 C^-1

Elektriksel Direnç	9.9499e+013 ohm mm
Young Modülü (MPa)	1646.7
Poisson Oranı	0.40776
Hacimsel Modül (MPa)	2975.5
Kayma Modülü (MPa)	584.87
Sıcaklık (°C)	23

TPU (Termoplastik Poliüretan), esnekliği ve dayanıklılığıyla öne çıkan bir malzemedir. TPU malzemesinin fiziksel ve mekanik özellikleri Tablo 5.6.3.1'de gösterilmiştir. Yoğunluğu 1.1785×10^{-6} kg/mm³, çekme akma gerilmesi 38.884 MPa, çekme dayanımı ise 43.841 MPa'dır. Termal genleşme katsayısı 1.1384×10^{-4} °C^{-1}, ısıl iletkenliği 2.3931×10^{-4} W/mm°C ve özgül ısısı 1.5849×10^{6} mJ/kg°C'dir. Elektriksel direnç değeri 9.9499×10^{13} ohm·mm, Young modülü 1646.7 MPa, Poisson oranı 0.40776, hacimsel modülü 2975.5 MPa ve kayma modülü ise 584.87 MPa olarak belirlenmiştir. Analiz yapılan sıcaklık 23°C'dir.

Tablo 5.6.3.2. PLA malzemesinin fiziksel özellikleri

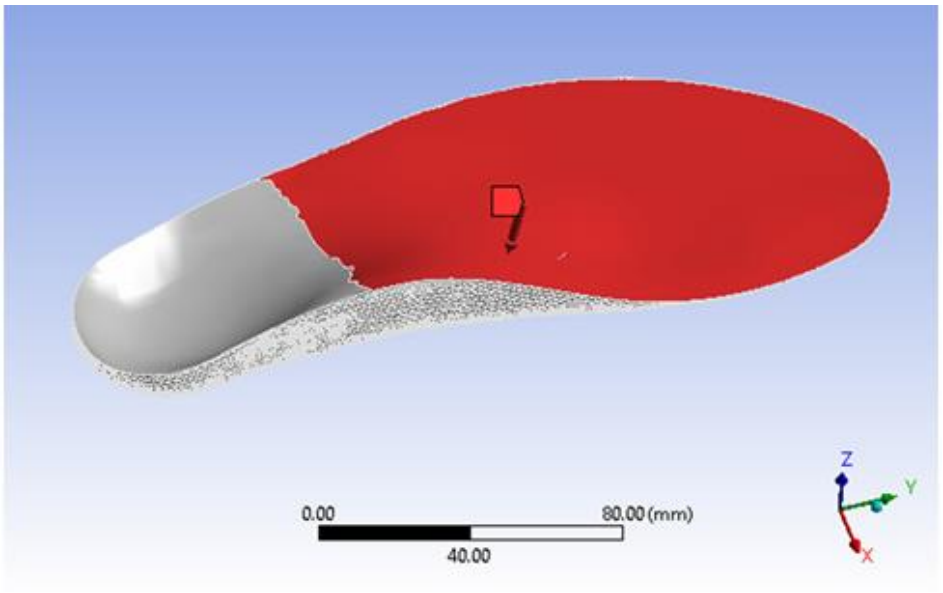
Yoğunluk	1.214e-006 kg mm^-3
Çekme Akma Gerilmesi	42.7 MPa
Çekme Nihai Dayanımı	42.7 MPa
İzotropik Sekant Termal Genleşme Katsayısı	7.283e-005 C^-1
İzotropik Isıl İletkenlik	1.342e-004 W mm^-1 C^-1
Sabit Basınçta Özgül Isı	1.195e+006 mJ kg^-1 C^-1
İzotropik Elektriksel Direnç	1.077e+012 ohm mm

İzotropik Elektriksel Kaybın Tanjantı	9.534e-003
İzotropik Göreli İzinlilik	3.15
Young Modülü (MPa)	3131
Poisson Oranı	0.33
Hacimsel Modül (MPa)	3069.6
Kayma Modülü (MPa)	1177.1
Sıcaklık (°C)	23

PLA, rijit ve çevre dostu bir malzeme olarak bilinir. PLA malzemesinin fiziksel ve mekanik özellikleri Tablo 5.6.3.2'de gösterilmiştir. Yoğunluğu 1.214×10^{-6} kg/mm³, çekme akma gerilmesi ve çekme nihai dayanımı 42.7 MPa'dır. İzotropik termal genleşme katsayısı 7.283×10^{-5} °C^{-1}, izotropik ısıl iletkenlik değeri 1.342×10^{-4} W/mm°C ve özgül ısı sabiti 1.195×10^{6} mJ/kg°C'dir. İzotropik elektriksel direnç 1.077×10^{12} ohm·mm, izotropik elektrik kaybı açısı 9.534×10^{-3}, izotropik relatif permitivite ise 3.15 olarak belirlenmiştir. Young modülü 3131 MPa, Poisson oranı 0.33, hacimsel modül 3069.6 MPa ve kayma modülü 1177.1 MPa'dır. Analiz yapılan sıcaklık 23°C'dir.

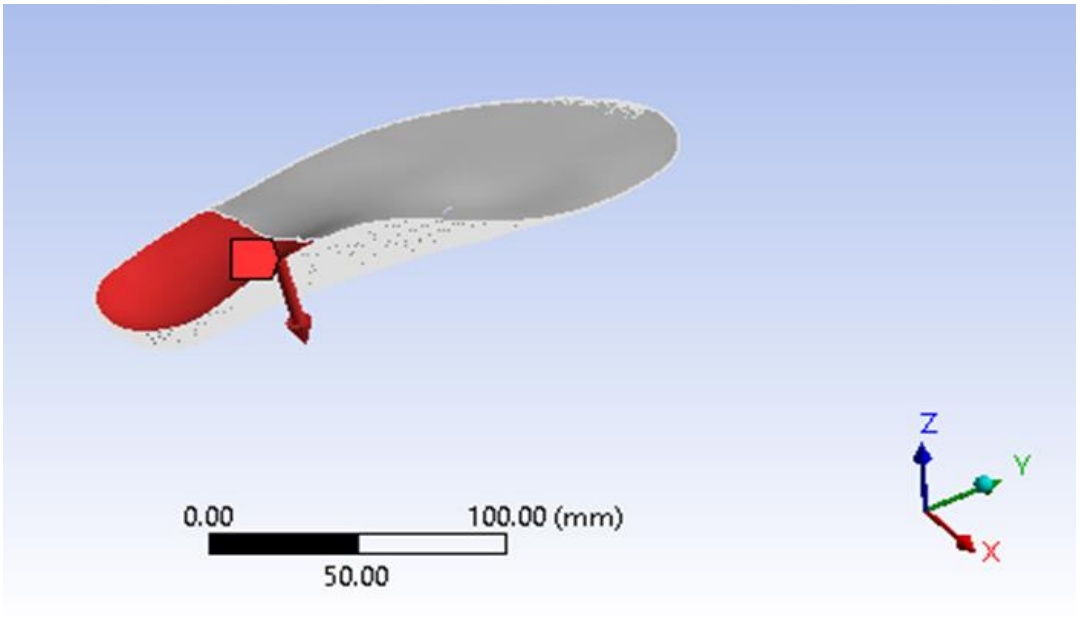
5.6.4. 4. Adım: Tabanlık prototipinin sınır şartlarının sisteme aktarılması

Bu adımda tabanlık prototipin yüzeyle temas eden bölümleri sabit destekli (Fixed Support) olarak tanımlanır. Ayağın tabanlığa uyguladığı basınç kuvveti simüle edilir. Bu kuvvet tabanlık prototipinin üst yüzeyinden yayılı bir şekilde uygulanır. İnsanın ağırlığına göre hesaplanır. Basınç (pressure) veya kuvvet (force) olarak uygulanır.



Şekil 5.6.4.1. Ön-orta ayağın tabanlık üzerinde uyguladığı kuvvetin gösterimi

Tabanlığın ön-orta ayak bölgesi toplam vücut ağırlığının %40'ını karşılar (42). Şekil 5.6.4.1'de vücut ağırlığının tabanlığın ön kısmına uyguladığı kuvvetin bölgesini göstermektedir.



Şekil 5.6.4.2. Arka ayağın tabanlık üzerinde uyguladığı kuvvetin gösterimi

Tabanlığın arka ayak bölgesi toplam vücut ağırlığının %60'ını karşılar (42). Şekil 5.6.4.2'de vücut ağırlığının tabanlığın arka kısmına uyguladığı kuvvetin bölgesini göstermektedir.

5.6.5. 5. Adım: Eklenen bilgiler üzerinden Sonlu Elemanlar Analizinin yapılması

Tabanlık prototipine ait geometrik özellikler ile birlikte, kullanılan materyalin fiziksel ve mekanik özelliklerinin de hesaplama yazılımına girişinin yapılması sağlanır. Bu bilgiler, tabanlık tasarımının simülasyon ve analiz aşamalarında büyük bir öneme sahiptir. Materyal bilgileri; yoğunluk, elastik modülü, Poisson oranı, esneklik veya sertlik gibi parametreleri içerir. Bu veriler kullanılarak, tabanlık üzerindeki şekil değişimi, gerilme ve kuvvet dağılımı gibi kritik sonuçlar detaylı bir şekilde hesaplanır. Böylece, ürün performansı optimize edilirken, tasarımın işlevselliği ve dayanıklılığı da değerlendirilir.

6. BULGULAR

6.1. Sonlu Elemanlar Analizi Sonuçları

Yapılan Sonlu Elemanlar Analizinde tabanlık prototipinin üzerindeki kuvvet dağılımı ve şekil değiştirme verileri elde edildi.

Tablo 6.1.1. Zamanla Değişen Toplam Deformasyon: Minimum, Maksimum ve Ortalama Değerler

Sonuçlar							
Tür	Toplam Deformasyon	Eşdeğer (von-Mises) Gerilme	Yönsel Deformasyon	Toplam Hız	Toplam İvme	Maksimum Ana Gerilme	Kayma Gerilmesi
Minimum	5.8978e-004 mm	2.3762e-003 MPa	-2.4116e-003 mm	7.8047 mm/s	1.0622e+005 mm/s²	-6.8298e-002 MPa	-0.22336 MPa
Maksimum	9.442e-002 mm	0.75145 MPa	5.4516e-003 mm	2741.6 mm/s	5.4529e+008 mm/s²	0.48009 MPa	0.35453 MPa
Ortalama	9.7858e-003 mm	9.8674e-002 MPa	8.9092e-004 mm	358.41 mm/s	1.3587e+007 mm/s²	3.0375e-002 MPa	3.6347e-003 MPa
Minimumun Görüldüğü Yer	Medial		Insole		Medial	Insole	

Tablo 6.1.1'de tabanlık prototipinin minimum, maksimum, ortalama değerler ile zaman içinde minimum ve maksimum değerleri verilmiştir. Analiz sonuçları, malzemenin farklı mekanik ve fiziksel özelliklerini kapsamaktadır.

Toplam deformasyon, malzeme üzerinde meydana gelen genel yer değiştirmeyi ifade eder. Bu parametre için minimum değer 5.8978e-004 mm, maksimum değer 9.442e-002 mm, ve ortalama değer 9.7858e-003 mm olarak hesaplanmıştır.

Eşdeğer Von-Mises gerilmesi, malzemenin elastik sınırlarını aşma eğilimini göstermektedir. Bu gerilme için minimum değer 2.3762e-003 MPa, maksimum değer 0.75145 MPa, ve ortalama değer 9.8674e-002 MPa olarak belirlenmiştir.

Yönsel deformasyon, belirli bir yöndeki yer değiştirmeyi temsil etmektedir. Bu değer için minimum -2.4116e-003 mm, maksimum 5.4516e-003 mm, ve ortalama 8.9092e-004 mm ölçülmüştür.

Toplam hız, malzemenin dinamik analizdeki hızını ifade etmektedir. Hız değerleri minimum 7.8047 mm/s, maksimum 2741.6 mm/s, ve ortalama 358.41 mm/s olarak hesaplanmıştır.

Toplam ivme, yükleme sırasında nesne üzerindeki hız değişimini göstermektedir. Bu parametre için minimum değer 1.0622e+005 mm/s², maksimum değer 5.4529e+008 mm/s², ve ortalama değer 1.3587e+007 mm/s² bulunmuştur.

Maksimum ana gerilme, malzeme içinde belirli bir noktadaki en büyük gerilme değerini göstermektedir. Bu gerilme için minimum -6.8298e-002 MPa, maksimum 0.48009 MPa, ve ortalama 3.0375e-002 MPa olarak hesaplanmıştır.

Kesme gerilmesi, malzeme üzerinde paralel kuvvetlerin neden olduğu gerilimi ifade etmektedir. Kesme gerilmesi minimum -0.22336 MPa, maksimum 0.35453 MPa, ve ortalama 3.6347e-003 MPa olarak ölçülmüştür.

6.1.1. Toplam deformasyon

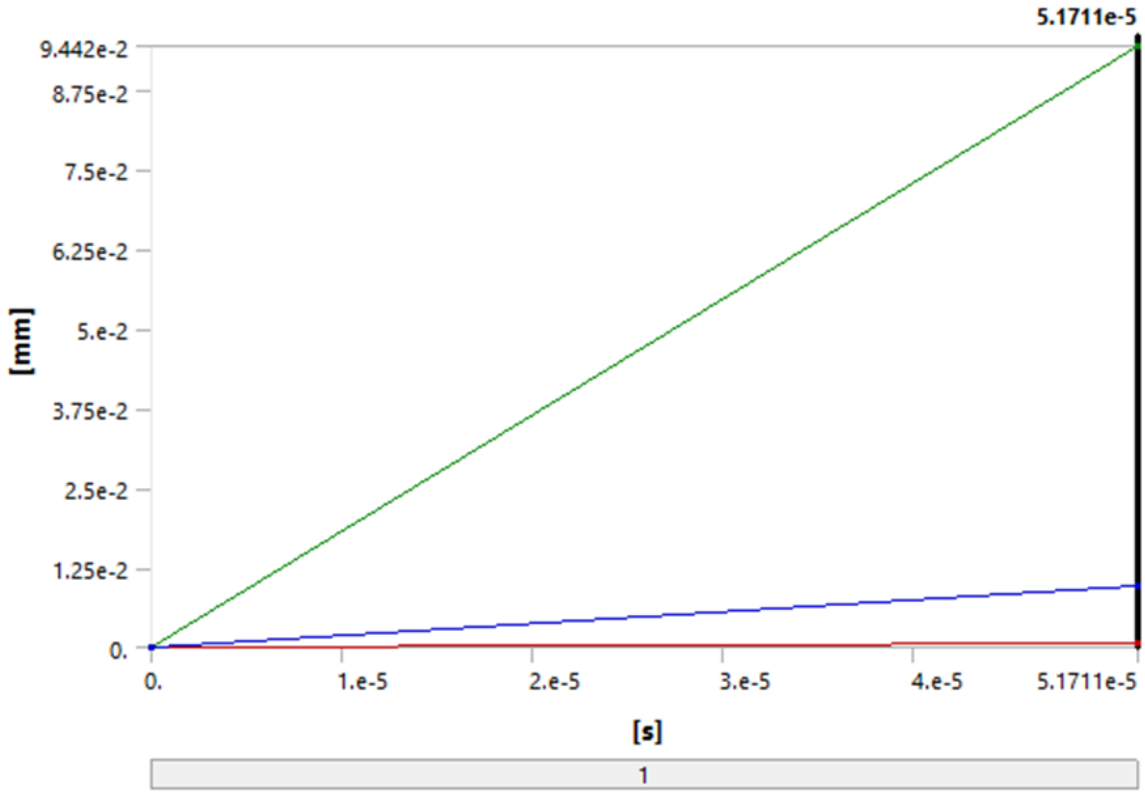
Toplam deformasyon analizi, bir nesnenin yük altındaki şekil değişimini ölçer. Minimum, maksimum ve ortalama deformasyon değerleri, tabanlık prototipinin zamanla nasıl deformasyona uğradığını gösterir. Bu parametre, tabanlık prototipinin dayanıklılığını ve performansını değerlendirmek için kullanılır (96).

Tablo 6.1.1.1. Toplam Deformasyonun Zamanla İlişkili Minimum, Maksimum ve Ortalama Değerleri

Zaman [s]	Minimum [mm]	Maksimum [mm]	Ortalama [mm]

1.1755e-038	0.	0.	0.
5.1711e-005	5.8978e-004	9.442e-002	9.7858e-003

Tablo 6.1.1.1'de Toplam Deformasyon parametresi için zamanla değişen minimum, maksimum ve ortalama değerleri verilmiştir.

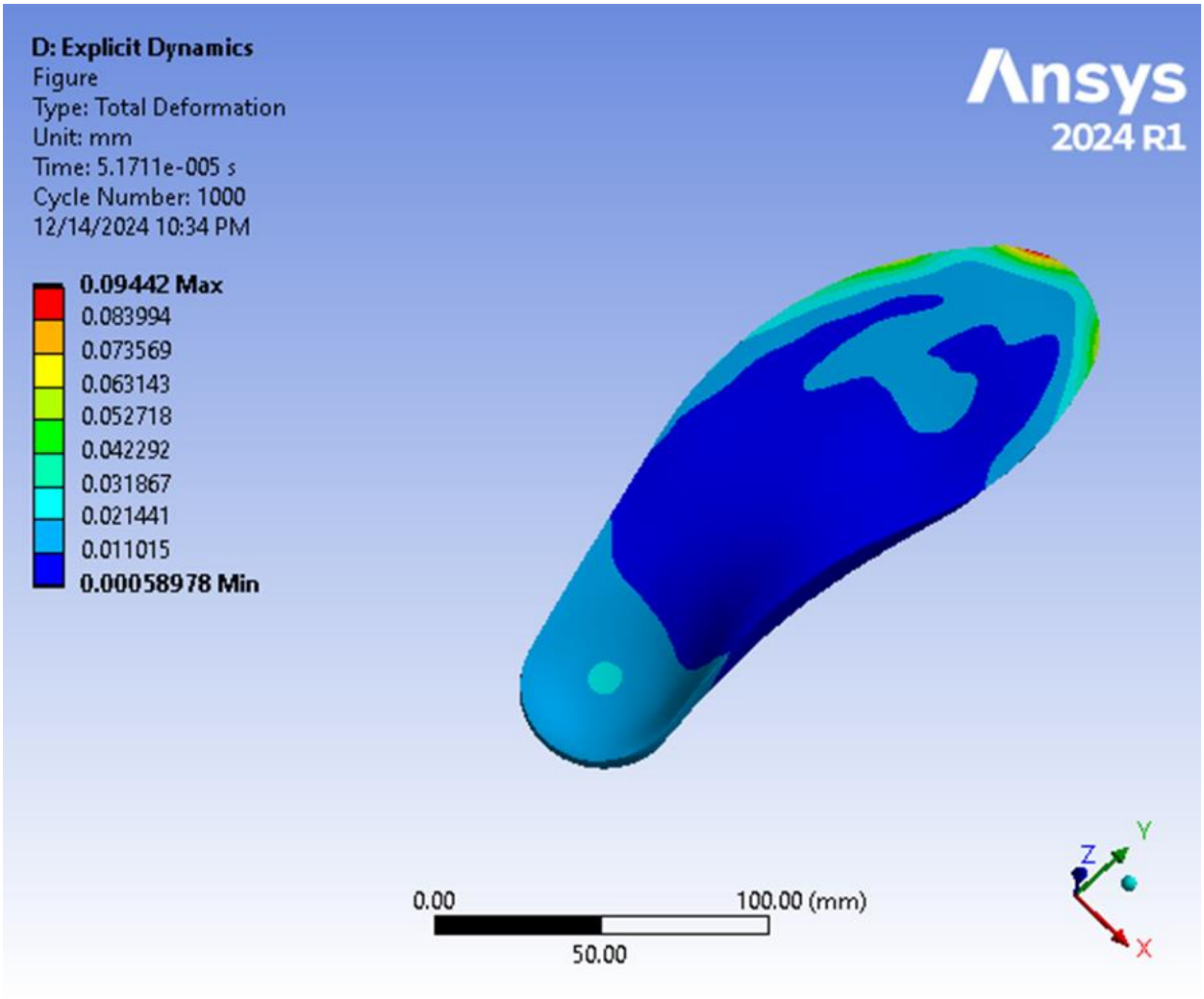


Şekil 6.1.1.1. Toplam Deformasyonun Zamanla Değişimi

Yukarıdaki grafikte, zaman (Time) ile toplam deformasyon (Total Deformation) arasındaki ilişkiyi gösteren üç farklı parametreyi (minimum, maksimum, ve ortalama deformasyon) ve zamanın ilerlemesiyle birlikte her parametrenin nasıl değiştiği Şekil.6.1.1.1'de gösterilmiştir.

İlk zaman değeri (1.1755e-038 saniye) için toplam deformasyonun minimum, maksimum ve ortalama değerleri sıfırdır (0.0 mm). Bu, analizde başlangıç durumunu gösterir. İkinci zaman değeri olan 5.1711e-005 saniyede ise deformasyonun minimum değeri 5.8978e-004 mm,

maksimum değeri 9.442e-002 mm ve ortalama değeri 9.7858e-003 mm olarak hesaplanmıştır. Bu, zaman ilerledikçe malzemenin deformasyonunun arttığını ve deformasyon değerlerinin daha belirgin hale geldiğini göstermektedir.



Şekil6.1.1.2. Ayak Tabanlığı Üzerindeki Toplam Deformasyon Dağılımı

Şekil 6.1.1.2'de ayak tabanlığı üzerindeki toplam deformasyonu renkli bir harita ile göstermektedir. Deformasyon seviyeleri farklı renklerle belirtilmiştir: mavi renk, düşük deformasyon bölgelerini, yeşil renk orta seviyede deformasyonu, kırmızı renk ise yüksek deformasyon seviyelerini temsil etmektedir. Ayak tabanlığındaki bu renkli dağılım, ayak basıncı ve tabanlık malzemesinin elastik özelliklerine bağlı olarak, belirli bölgelerde daha fazla deformasyon meydana geldiğini ortaya koymaktadır. MLA bölgesinde maksimum yük

altında meydana gelen deformasyonun etkin bir şekilde kontrol edildiği belirlenmiştir. Bu bölge deformasyonun en fazla olduğu yer olup, yük taşıma açısından önemli bir rol oynamaktadır.

6.1.2. Eşdeğer Von-Mises gerilmesi

Tabanlık prototipinin analizinde tasarımın yapısal dayanıklılığını ve güvenilirliğini değerlendirmek için eşdeğer Von-Mises gerilmesi hesaplandı.

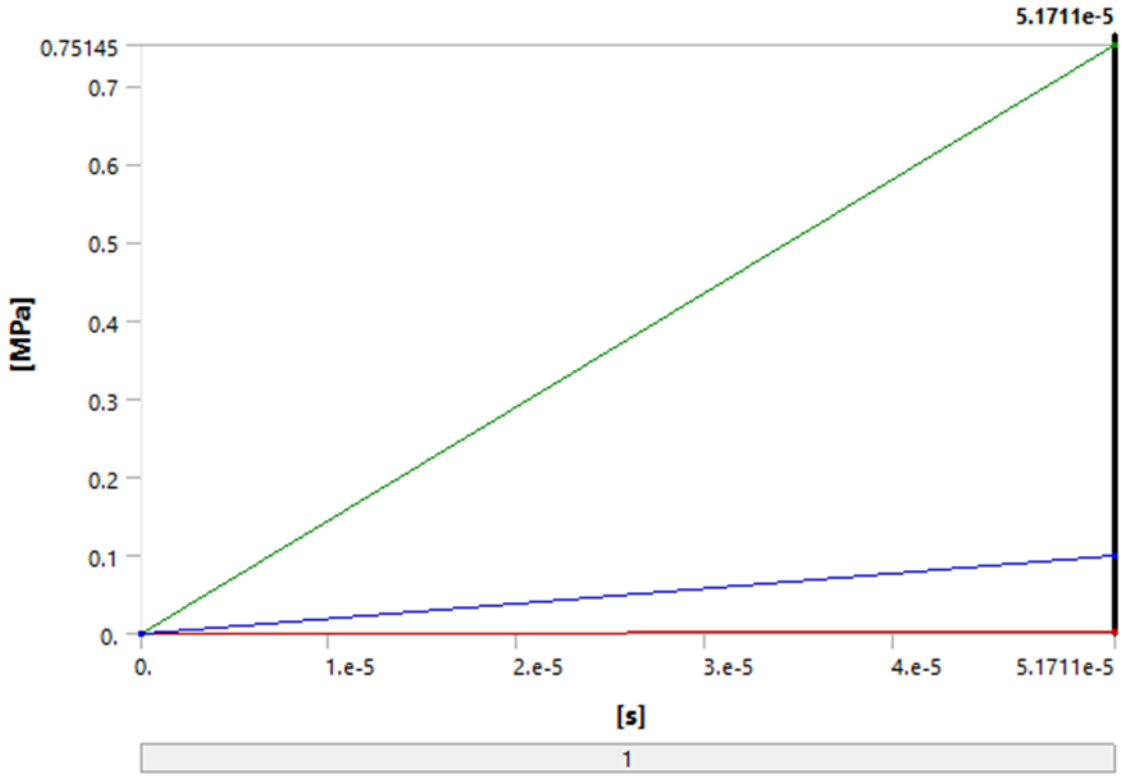
Von-Mises gerilmesi, karmaşık gerilme durumlarını tek bir değerle ifade ederek malzemenin elastik sınırına ulaşıp ulaşmadığını belirlemeye olanak tanır. Bu analiz, yük ve gerilme dağılımını inceleyerek kritik bölgelerin tespit edilmesini, tasarımın zayıf noktalarının güçlendirilmesini ve malzeme kullanımının optimize edilmesini sağlar (97).

Tablo 6.1.2.1. Zamanla Değişen Gerilme Değerleri: Minimum, Maksimum ve Ortalama

Zaman [s]	Minimum [MPa]	Maksimum [MPa]	Ortalama [MPa]
1.1755e-038	0.	0.	0.
5.1711e-005	2.3762e-003	0.75145	9.8674e-002

Tablo 6.1.2.1'de belirli zaman dilimlerinde minimum, maksimum ve ortalama gerilme (MPa) değerlerini göstermektedir.

İlk zaman değeri (1.1755e-038 saniye) için, malzemedeki gerilme hem minimum, hem maksimum hem de ortalama değer olarak sıfırdır (0.0 MPa). Bu, analizde başlangıç koşulunun gerilmesiz olduğunu gösterir. Zamanın 5.1711e-005 saniyeye ilerlemesiyle birlikte, malzemedeki gerilme değerlerinde belirgin bir artış gözlemlenmiştir. Minimum gerilme 2.3762e-003 MPa, maksimum gerilme 0.75145 MPa ve ortalama gerilme 9.8674e-002 MPa olarak hesaplanmıştır. Bu, zaman ilerledikçe malzeme üzerinde daha fazla gerilme oluştuğunu ve gerilme değerlerinin arttığını göstermektedir.



Şekil 6.1.2.1. Zamanla Değişen Gerilme Dağılımı

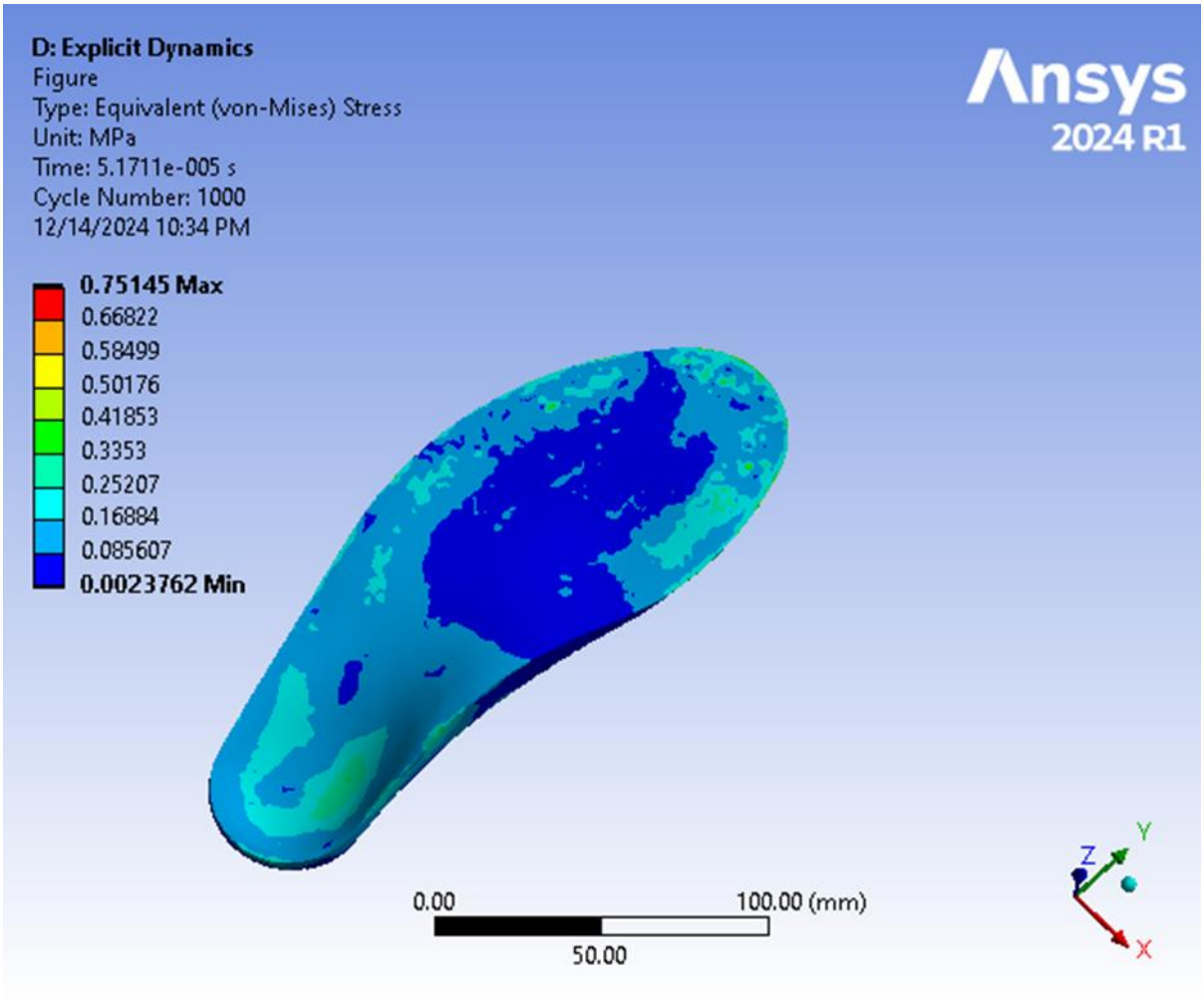
Şekil 6.1.2.1'de zamanla değişen gerilme değerlerinin nasıl bir değişim gösterdiği görülmektedir. Grafikte üç farklı veri seti temsil edilmektedir:

1. **Mavi çizgi (Minimum Gerilme)**: Bu çizgi, zaman boyunca malzemenin yaşadığı minimum gerilme değerini göstermektedir. Başlangıçta (1.1755e-038 saniye) minimum gerilme sıfırdır ve zaman ilerledikçe bu değerin 2.3762e-003 MPa'ya çıktığı gözlemlenmektedir.

2. **Kırmızı çizgi (Maksimum Gerilme)**: Zaman ilerledikçe malzeme üzerinde uygulanan en yüksek gerilme de artmaktadır. Başlangıçta maksimum gerilme değeri sıfırken, zamanın 5.1711e-005 saniyeye ilerlemesiyle birlikte maksimum gerilme 0.75145 MPa'ya ulaşmaktadır.

3. **Yeşil çizgi (Ortalama Gerilme)**: Ortalama gerilme de zamanla artmaktadır. İlk başta sıfır olan bu değer, 5.1711e-005 saniyede 9.8674e-002 MPa'ya ulaşır.

Grafikte, gerilme değerlerinin başlangıçta sıfır olduğu ve zaman ilerledikçe her üç gerilme türünün de arttığı açıkça gösterilmektedir. Bu, malzemenin üzerindeki yükleme veya etki süresiyle birlikte deformasyonların ve gerilmelerin arttığını ifade eder.



Şekil 6.1.2.2. Ayak Tabanlığı Üzerindeki Zamanla Değişen Gerilme Dağılımı

Şekil 6.1.2.2'de ayak tabanlığı üzerindeki zamanla değişen gerilme dağılımı gösterilmiştir.

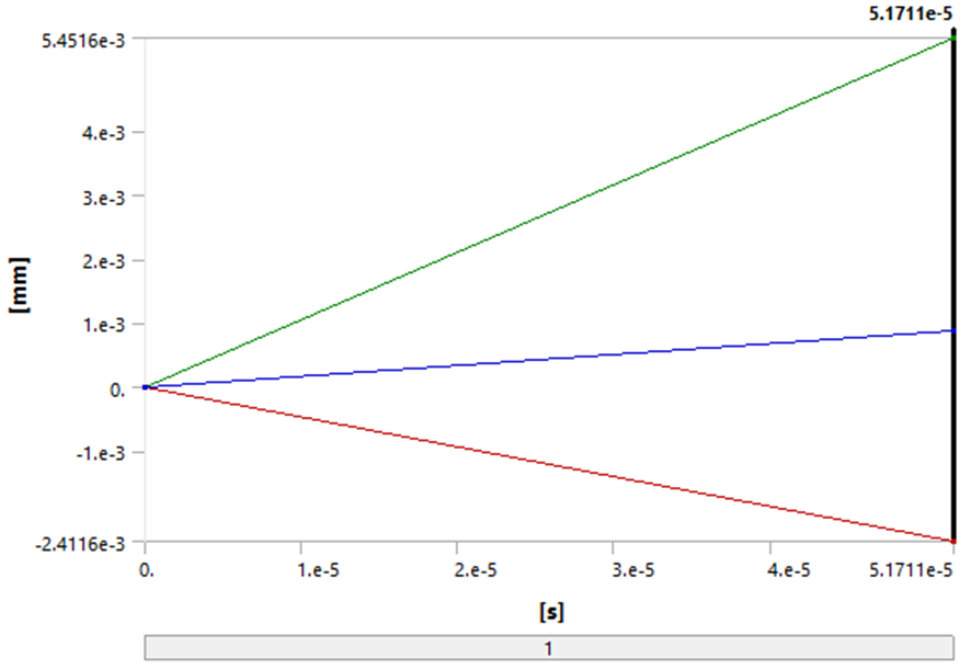
6.1.3. Yönsel deformasyon

Yönsel deformasyon analizi, bir malzemenin belirli bir yöndeki deformasyonunu ölçer ve yük altında nasıl davrandığını gösterir (98). Bu analiz, tabanlık prototipinin esnekliğini, direnç seviyelerini ve ayak yapısına uygunluğunu değerlendirmek için önemlidir.

Tablo 6.1.3.1. Zamanla Değişen Yönsel Deformasyon Değerleri

Zaman [s]	Minimum [mm]	Maksimum [mm]	Ortalama [mm]
1.1755e-038	0.	0.	0.
5.1711e-005	-2.4116e-003	5.4516e-003	8.9092e-004

Tablo 6.1.3.1'de zamanla değişen yönsel deformasyon değerleri gösterilmektedir. İlk zaman diliminde (1.1755e-038 saniye) yönsel deformasyon sıfırdır. İkinci zaman diliminde (5.1711e-005 saniye), minimum yönsel deformasyon -2.4116e-003 mm, maksimum yönsel deformasyon ise 5.4516e-003 mm olarak hesaplanmış ve ortalama yönsel deformasyon değeri 8.9092e-004 mm olmuştur. Bu veriler, zaman ilerledikçe malzemenin yönsel deformasyonunun nasıl değiştiğini ve daha belirgin hale geldiğini gösterir.



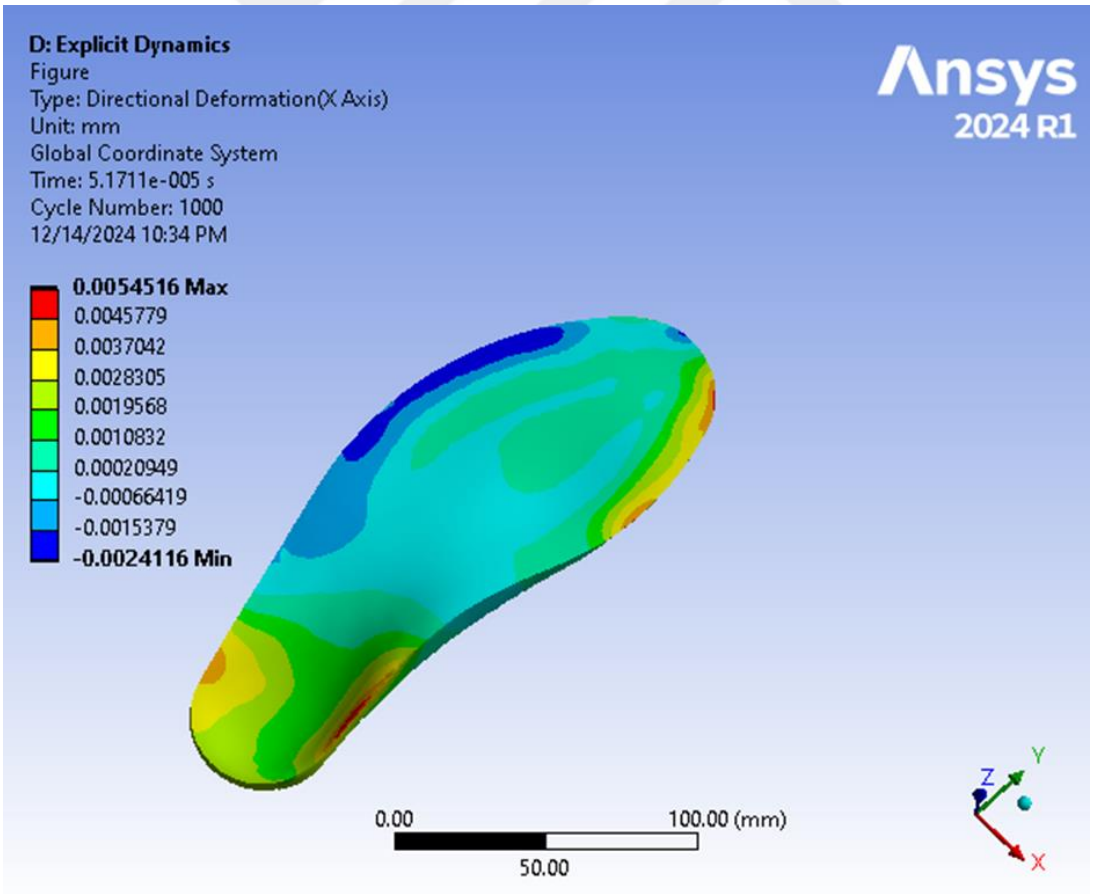
Şekil 6.1.3.1. Zamanla Yönsel Deformasyon Değişimi

Şekil 6.1.3.1'de, zaman ilerledikçe malzemenin yönsel deformasyonundaki değişim üç farklı eğriyle gösterilmiştir:

1. **Minimum Deformasyon (Kırmızı Eğri)**: Malzemenin minimum yönsel deformasyonunu temsil eder. İlk zaman diliminde (1.1755e-038 saniye) deformasyon sıfırdır. Ancak, ikinci zaman diliminde (-2.4116e-003 mm) negatif bir değer alır, bu da malzemenin sıkışma veya ters yönde bir deformasyon yaşadığını gösterir.

2. **Maksimum Deformasyon (Yeşil Eğri)**: Malzemenin maksimum yönsel deformasyonunu temsil eder. İlk zaman diliminde yine sıfırdır. Ancak ikinci zaman diliminde (5.4516e-003 mm) pozitif bir değer alır, bu da genişleme veya ileri yönde bir deformasyonu ifade eder.

3. **Ortalama Deformasyon (Mavi Eğri)**: Minimum ve maksimum değerlerin ortalamasını ifade eder. Bu eğri, deformasyonun genel eğilimini anlamak için kullanılır. İlk zaman diliminde sıfırdır, ancak ikinci zaman diliminde (8.9092e-004 mm) pozitif bir değer alır.



Şekil 6.1.3.2. Ayak Tabanlığı Üzerindeki Zamanla Değişen Yönsel Deformasyon Dağılımı

Şekil 6.1.3.2'de Ayak tabanlığı üzerindeki zamanla değişen yönsel deformasyon dağılımı gösterilmiştir.

6.1.4. Toplam hız

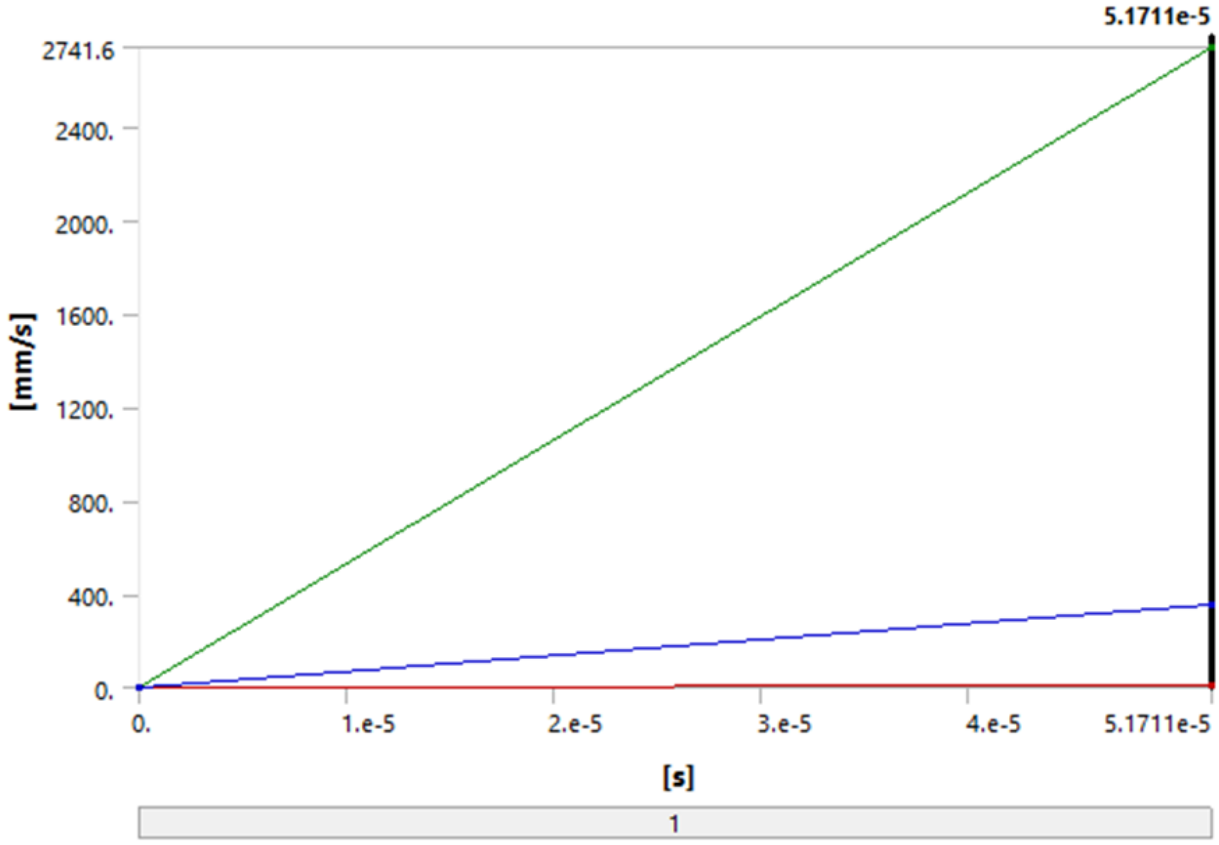
Toplam hızın analizi, hareket sırasında hız değişimini gösterir. Dinamik tepki gücünü, ivmelenmesini ve hareket sırasında oluşan potansiyel stresi analiz etmek için kullanılır (99).

Tablo 6.1.4.1. Zamanla Toplam Hız Değişimi

Zaman [s]	Minimum [mm/s]	Maksimum [mm/s]	Ortalama [mm/s]
1.1755e-038	0.	0.	0.
5.1711e-005	7.8047	2741.6	358.41

Tablo 6.1.4.1'de, toplam hız değerlerinin zamanla nasıl değiştiğini özetlemektedir.

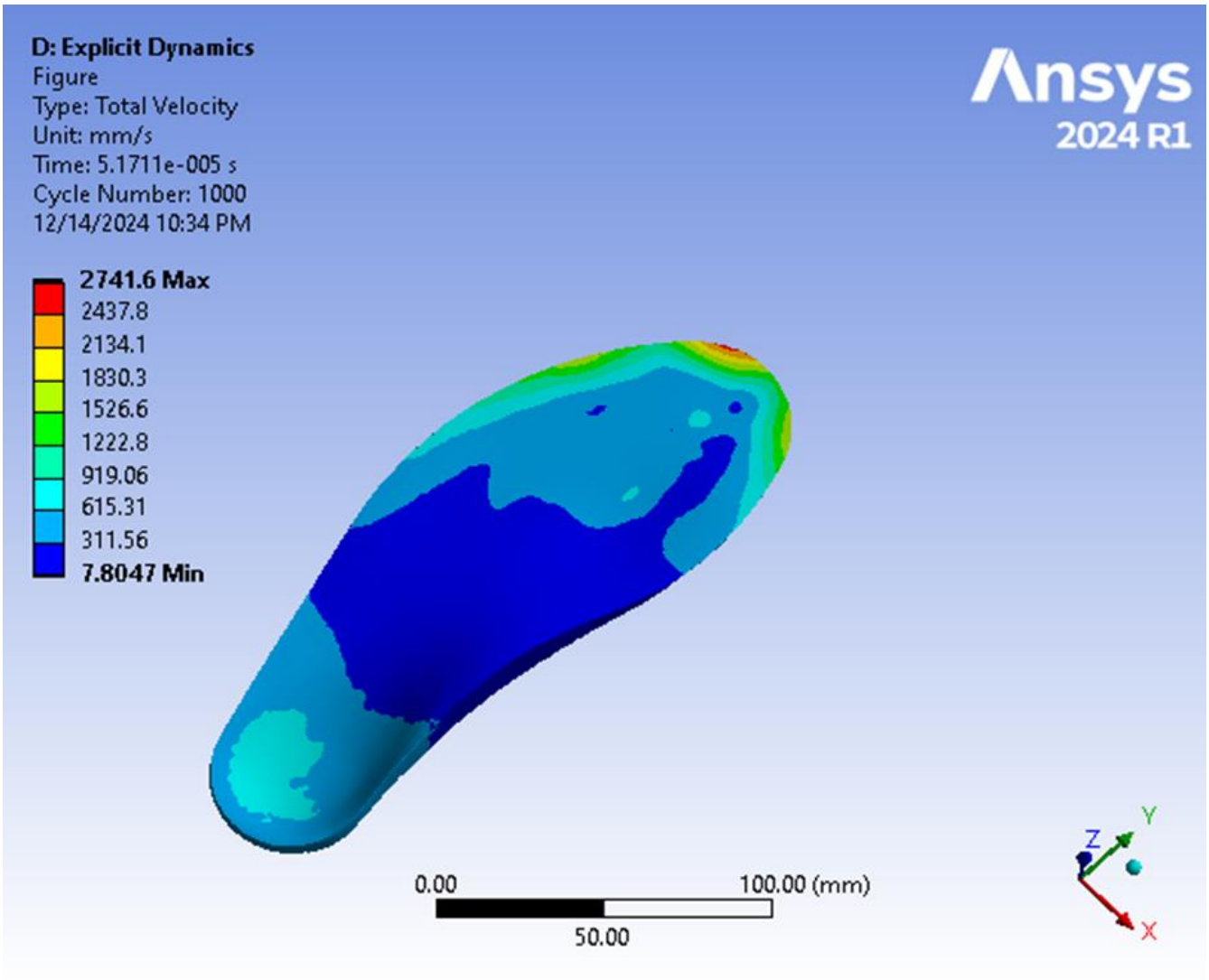
İlk zaman diliminde (1.1755e-038 saniye) tüm hız değerleri sıfırdır, yani sistemde hareket yoktur. Ancak, ikinci zaman diliminde (5.1711e-005 saniye), hız değerlerinde belirgin bir artış gözlemlenmiştir. Minimum hız 7.8047 mm/s, maksimum hız 2741.6 mm/s, ortalama hız ise 358.41 mm/s olarak hesaplanmıştır.



Şekil 6.1.4.1. Zamanla Toplam Hız Değişimi

Şekil 6.1.4.1'de, toplam hız değerlerinin zamanla nasıl değiştiği üç eğriyle gösterilmiştir:

İlk zaman diliminde (1.1755e-038 saniye), hız sıfırdır. İkinci zaman diliminde (5.1711e-005 saniye), minimum hız 7.8047 mm/s, maksimum hız 2741.6 mm/s, ortalama hız ise 358.41 mm/s olarak belirlenmiştir.



Şekil 6.1.4.2. Ayak Tabanlığı Üzerinde Zamanla Toplam Hız Değişimi

6.1.5. Toplam ivme

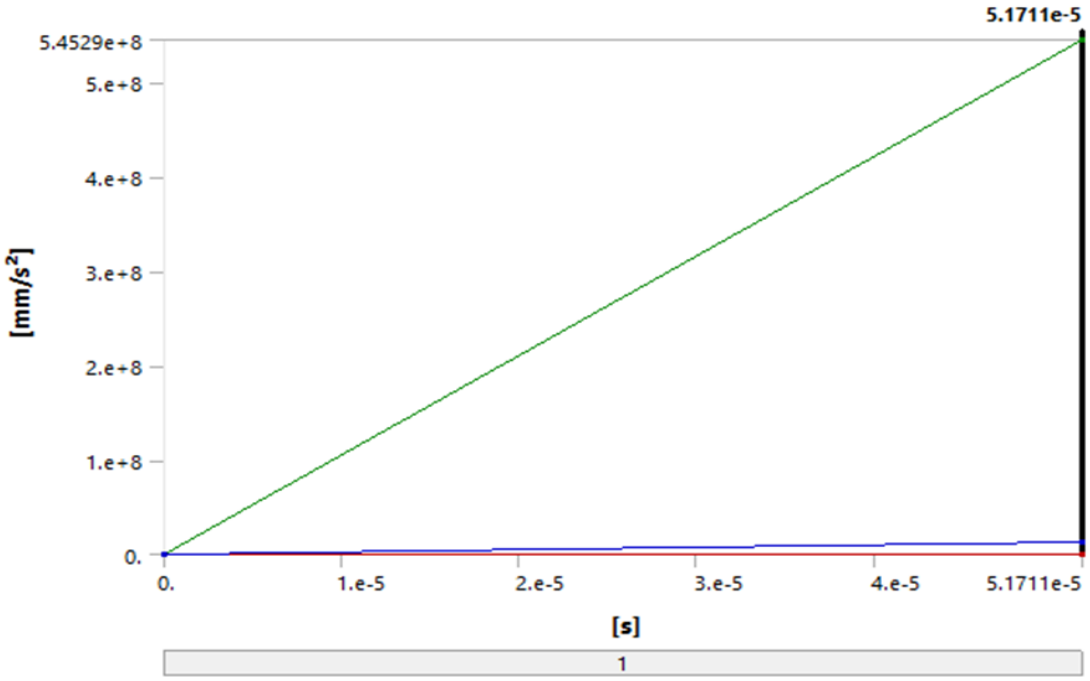
Zamanla toplam ivme değişimi, tabanlık prototipinin dinamik performansı ve darbe sönümleme kapasitesi hakkında önemli bilgiler sağlar (100). Bu veriler, tabanlığın konforu artırma ve ayağın hassas bölgelerini koruma yeteneğini değerlendirmek için referans sağlar.

Tablo 6.1.5.1. Zamanla Toplam İvme Değişimi

Zaman [s]	Minimum [mm/s²]	Maksimum [mm/s²]	Ortalama [mm/s²]

1.1755e-038	0.	0.	0.
5.1711e-005	1.0622e+005	5.4529e+008	1.3587e+007

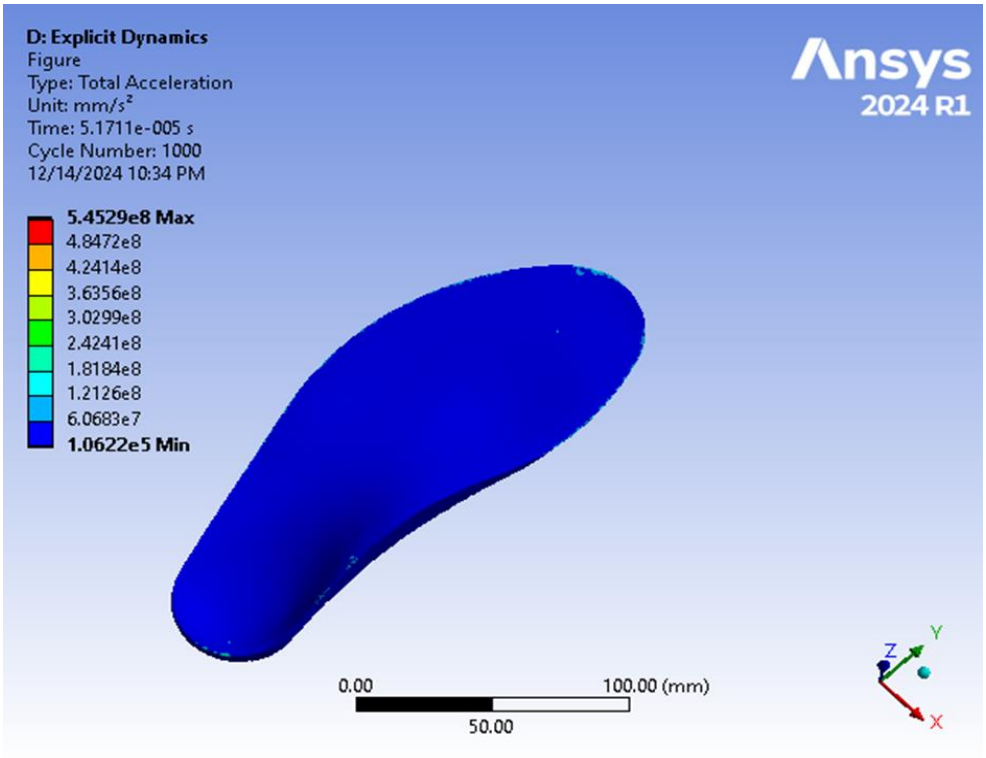
Tablo 6.1.5.1'de toplam ivme değerlerinin zamanla nasıl değiştiğini göstermektedir. İlk zaman diliminde (1.1755e-038 saniye) ivme sıfırdır, yani sistemde herhangi bir hız değişikliği veya ivmelenme yoktur. Ancak ikinci zaman diliminde (5.1711e-005 saniye), ivme değerlerinde belirgin bir artış gözlemlenir. Minimum ivme 1.0622e+005 mm/s² olarak hesaplanmış ve bu, ivmenin en düşük noktasını temsil etmektedir. Maksimum ivme ise 5.4529e+008 mm/s² gibi çok yüksek bir değere ulaşmıştır, bu da sistemin çok hızlı bir şekilde ivmelenmeye başladığını ve büyük bir hız değişikliği gösterdiğini işaret eder. Ortalama ivme değeri ise 1.3587e+007 mm/s² olarak belirlenmiş ve bu, sistemin genel ivme eğilimini yansıtan bir değerdir. Sonuç olarak, zamanla ivme değerlerinin çok büyük bir artış gösterdiğini ve sistemin dinamik olarak hızla tepki verdiğini ortaya koymaktadır.



Şekil 6.1.5.1. Zamanla Toplam İvme Değişimi Grafiği

Grafik üzerinde (Şekil 6.1.5.1) üç ana eğri bulunmaktadır: Minimum İvme, Maksimum İvme ve Ortalama İvme.

- İlk Zaman Dilimi – Kırmızı Çizgi (1.1755e-038 saniye): Bu zaman diliminde ivme sıfırdır. Grafik başlangıcında tüm ivme değerleri sıfırdır, çünkü sistemde herhangi bir hareket veya ivmelenme gözlemlenmemektedir.
- İkinci Zaman Dilimi – Yeşil Çizgi (5.1711e-005 saniye): İkinci zaman diliminde ivme değerlerinde çok büyük bir artış yaşanır. Minimum ivme 1.0622e+005 mm/s², maksimum ivme ise 5.4529e+008 mm/s² olarak hesaplanmıştır. Bu yüksek değerler, sistemin aniden büyük bir hız değişimi yaşadığını ve önemli bir ivmelenme gösterdiğini gösterir. Grafik üzerinde, bu noktada minimum ivme eğrisinin yükseldiği, maksimum ivme eğrisinin ise çok büyük bir pik yaptığını göstermektedir.
- Ortalama İvme – Mavi Çizgi: Ortalama ivme değeri, sistemin genel davranışını yansıtan bir değerdir ve burada 1.3587e+007 mm/s² olarak hesaplanmıştır. Bu değerin çok yüksek olması, sistemin genel olarak yüksek ivme değerleriyle hareket ettiğini ve zamanla hızlanma gösterdiğini belirtir.



Şekil 6.1.5.2. Ayak Tabanlığı Üzerinde Zamanla Toplam İvme Değişimi

İvme değerinin mavi renkte seyretmesi (Şekil 6.1.5.2), ivmeleri etkili bir şekilde absorbe ettiğini ve hiçbir bölgesinde kritik bir sorun olmadığını ifade etmiştir. Tabanlık prototipinin dengeli bir performans sergilediği ve herhangi bir aşırı yükleme veya stres birikimi olmadığı gösterilmiştir.

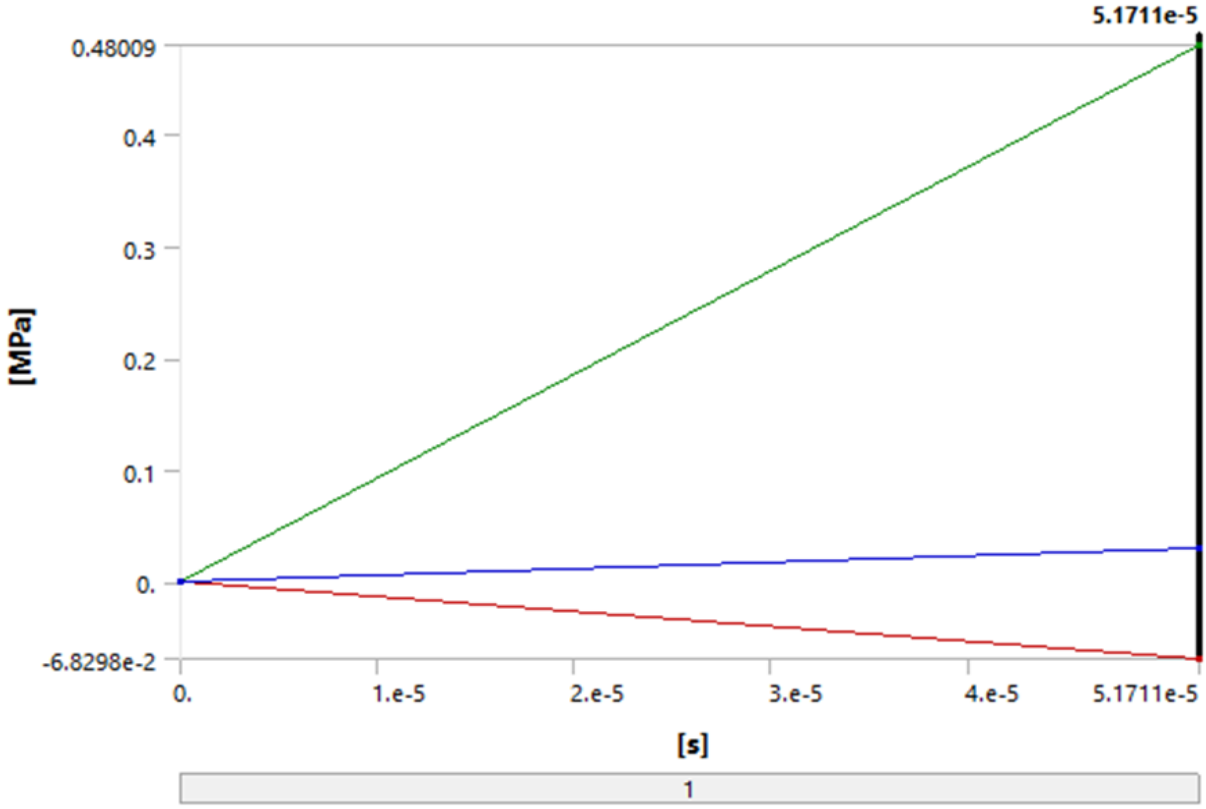
6.1.6. Maksimum ana gerilme

Zamanla maksimum ana gerilme değişimi, tabanlık prototipinin yük taşıma kapasitesi, dayanıklılığı ve biyomekanik uyumluluğu hakkında önemli bilgiler sağlar. Bu analiz, malzeme seçiminin ve tasarımın performans üzerindeki etkisini değerlendirmek için kritik bir araçtır (101).

Tablo 6.1.6.1. Zamanla Maksimum Ana Gerilme Değişimi

Zaman [s]	Minimum [MPa]	Maksimum [MPa]	Ortalama [MPa]
1.1755e-038	0.	0.	0.
5.1711e-005	-6.8298e-002	0.48009	3.0375e-002

Tablo 6.1.6.1'de maksimum ana gerilme değerlerinin zamanla nasıl değiştiğini göstermektedir. İlk zaman diliminde (1.1755e-038 saniye) tüm gerilme değerleri sıfırdır, yani sistemde herhangi bir gerilme oluşmamaktadır. Ancak ikinci zaman diliminde (5.1711e-005 saniye), gerilme değerlerinde bir artış gözlemlenir. Minimum gerilme -6.8298e-002 MPa, maksimum gerilme 0.48009 MPa ve ortalama gerilme ise 3.0375e-002 MPa olarak hesaplanmıştır.

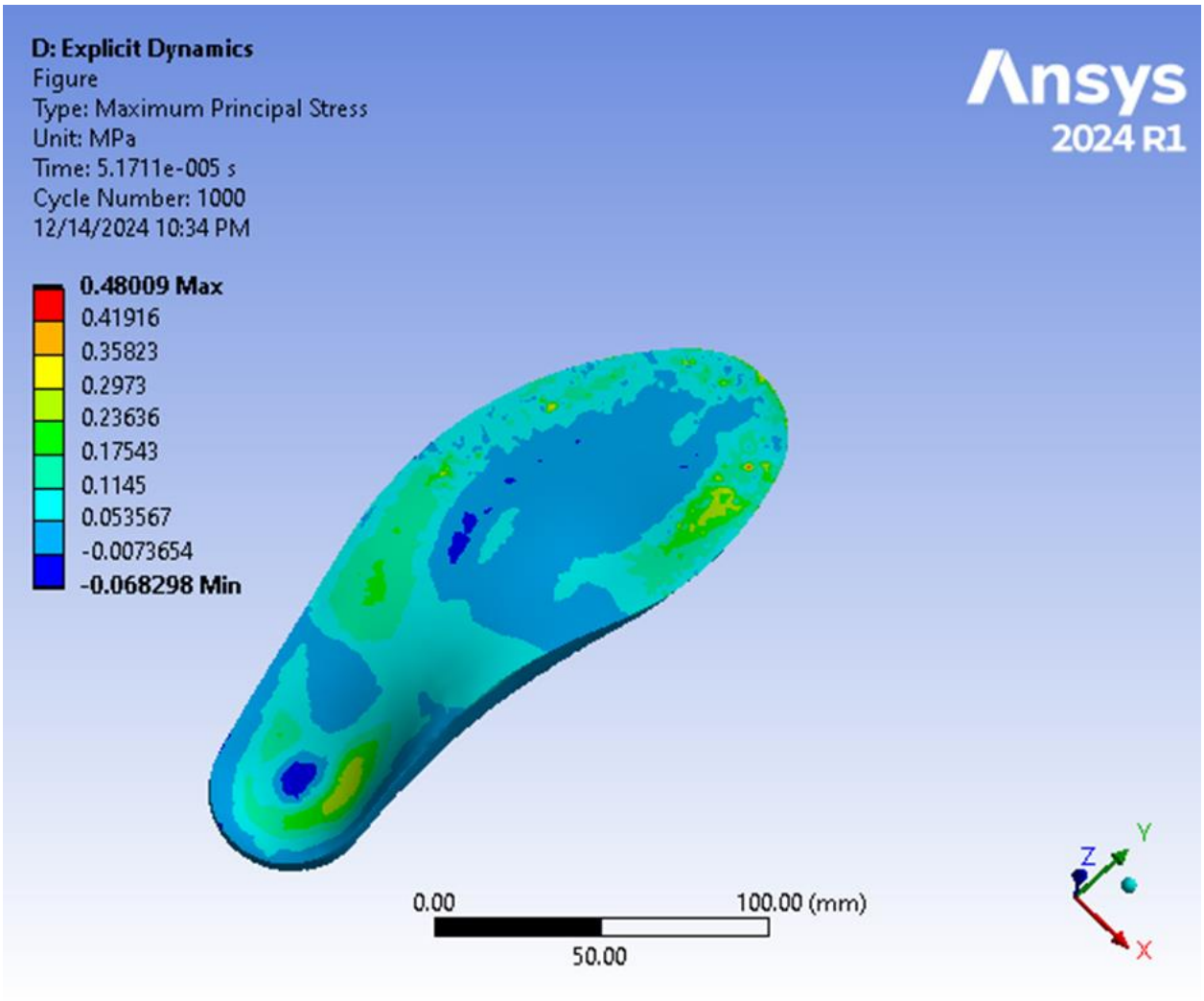


Şekil 6.1.6.1. Zamanla Maksimum Ana Gerilme Değişimi Grafiği

Şekil 6.1.6.1'de, maksimum ana gerilme değerlerinin zamanla nasıl değiştiği üç ana eğriyle görselleştirilirdi: Minimum Gerilme, Maksimum Gerilme ve Ortalama Gerilme.

- İlk Zaman Dilimi (1.1755e-038 saniye): Bu zaman diliminde tüm gerilme değerleri sıfırdır, yani grafik başlangıcında minimum, maksimum ve ortalama gerilme değerleri sıfır olarak gözlemlenir. Bu, sistemde herhangi bir gerilme olmadığını gösterir.

- İkinci Zaman Dilimi (5.1711e-005 saniye): Bu zaman diliminde gerilme değerlerinde belirgin bir değişim yaşanır. Minimum Gerilme değeri -6.8298e-002 MPa olarak hesaplanmış ve negatif bir değeri işaret eder, bu da sistemin çekme gerilmesi altında olduğunu gösterir. Maksimum Gerilme ise 0.48009 MPa'dır ve bu, sistemdeki en yüksek basınç gerilmesinin olduğu noktayı belirtir. Grafik üzerinde, maksimum gerilme eğrisinde yüksek bir pik gözlemlenir, bu da sistemin belirli bir anında en büyük gerilme seviyesine ulaştığını gösterir. Ortalama Gerilme değeri ise 3.0375e-002 MPa'dır ve bu değer, sistemin genel gerilme durumunu yansıtan ortalama bir değeri ifade eder.



Şekil 6.1.6.2. Ayak Tabanlığı Üzerinde Zamanla Maksimum Ana Gerilme Değişimi

Gerilme değerlerinin mavi ve açık yeşil renk aralığında olması (Şekil 6.1.6.2), tabanlık prototipinin yapısal stabilitesini koruduğunu ve kullanıcı konforunu artıracak bir tasarım sunduğunu göstermektedir. Bu durum, prototipin yük altında dengeli bir performans sergilediğini ve malzemenin elastik sınırları içinde çalıştığını ifade eder. Buna karşın, analizde kırmızı ve turuncu renklerin görülmesi, bu bölgelerde stres birikiminin meydana geldiğini ve yapının potansiyel olarak deformasyona ya da kırılmaya yatkın olabileceğini işaret etmektedir.

6.1.7. Kesme gerilmesi

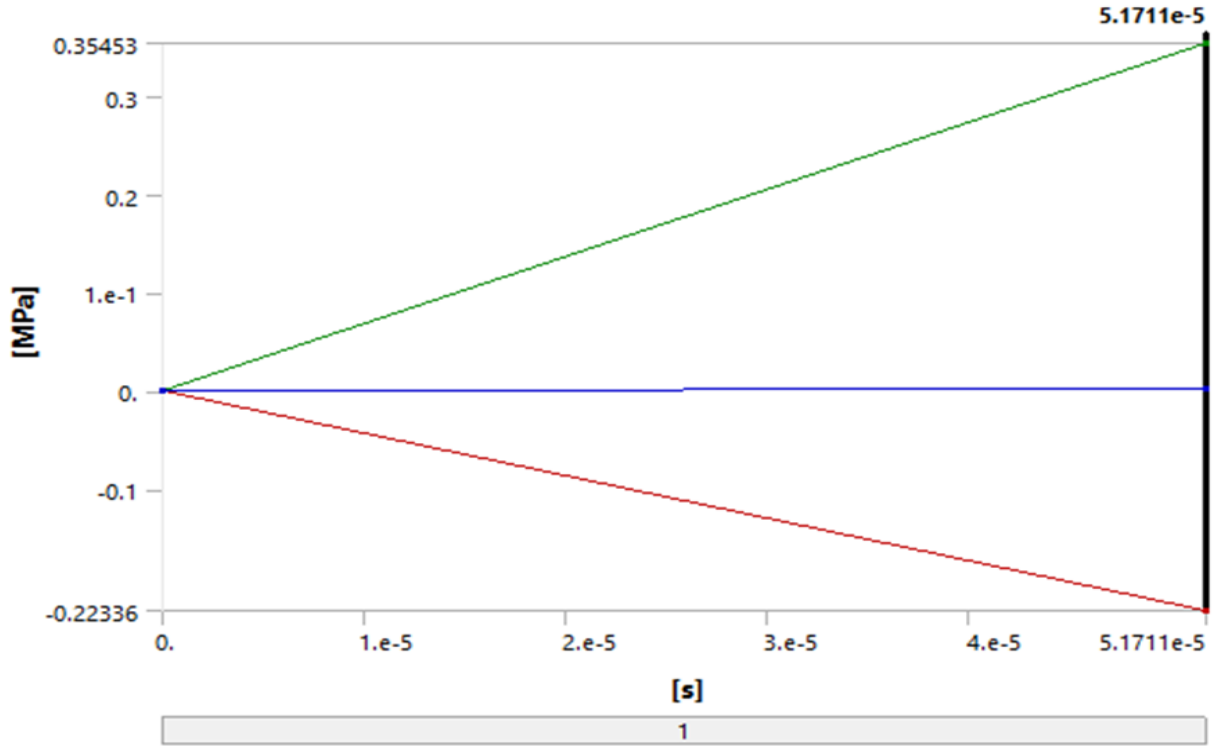
Kesme gerilmesi, malzemenin iç katmanları arasındaki kaymayı engellemeye çalışan gerilme türüdür ve malzemenin dayanıklılığını, esnekliğini ve yük taşıma kapasitesini etkiler. ANSYS kesme gerilmesi analizi, tabanlığın stabilitesini ve dayanıklılığını artırmak için bu parametreleri değerlendirir. Bu analiz, tabanlığın performansını iyileştirmek ve malzemenin yapısal bütünlüğünü korumak için önemlidir (102).

Tablo 6.1.7.1. Zamanla Kesme Gerilmesi Değişimi

Zaman [s]	Minimum [MPa]	Maksimum [MPa]	Ortalama [MPa]
1.1755e-038	0.	0.	0.
5.1711e-005	-0.22336	0.35453	3.6347e-003

Tablo 6.1.7.1'de, kesme gerilmesi değerlerinin zamanla nasıl değiştiğini göstermektedir.

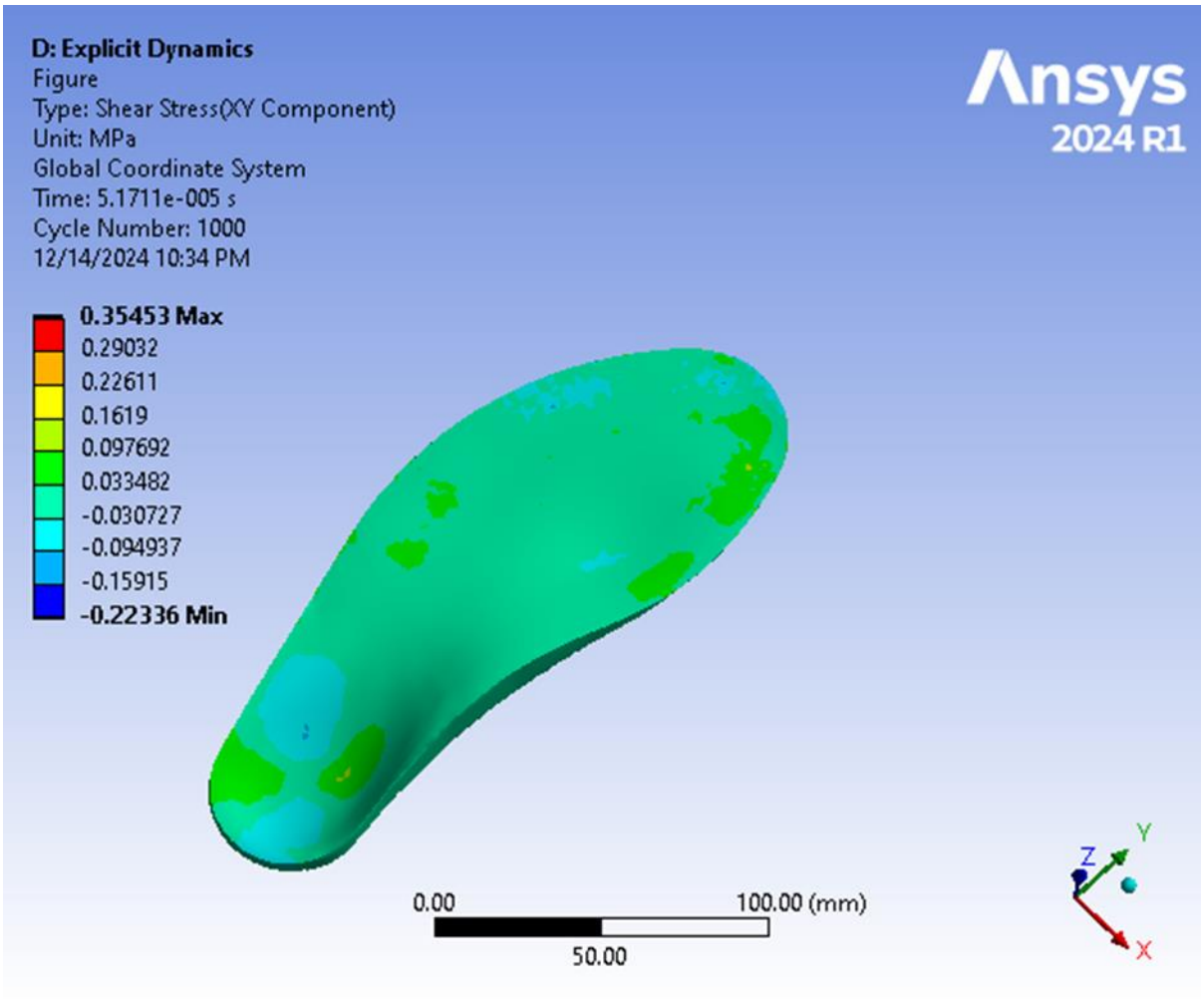
İlk zaman diliminde (1.1755e-038 saniye), kesme gerilmesi sıfırdır, yani sistemde herhangi bir kesme gerilmesi oluşmamaktadır. Ancak ikinci zaman diliminde (5.1711e-005 saniye), kesme gerilmesinde bir değişim gözlemlenir. Minimum kesme gerilmesi -0.22336 MPa, maksimum kesme gerilmesi 0.35453 MPa ve ortalama kesme gerilmesi 3.6347e-003 MPa olarak hesaplanmıştır. Bu, sistemde hem çekme hem de basınç gerilmesinin yanı sıra kesme gerilmesinin de devreye girdiğini ve gerilme değerlerinin önemli bir değişim gösterdiğini ifade eder. Özellikle maksimum kesme gerilmesi, sistemdeki en yüksek kesme stresini işaret ederken, ortalama kesme gerilmesi, sistemin genel kesme gerilme durumunu yansıtır.



Şekil 6.1.7.1. Zamanla Kesme Gerilmesi Değişimi Grafiği

Şekil 6.1.7.1'de, kesme gerilmesi değerlerinin zamanla nasıl değiştiğini üç ana eğriyle görselleştirilmiştir. Minimum Kesme Gerilmesi, Maksimum Kesme Gerilmesi ve Ortalama Kesme Gerilmesi.

- İlk Zaman Dilimi (1.1755e-038 saniye): Grafik başlangıcında tüm kesme gerilmesi değerleri sıfırdır, çünkü sistemde herhangi bir kesme gerilmesi yoktur.
- İkinci Zaman Dilimi (5.1711e-005 saniye): Bu zaman diliminde kesme gerilmesi değerlerinde belirgin bir değişim yaşanır. Minimum Kesme Gerilmesi, -0.22336 MPa olarak hesaplanmış ve negatif bir değer alarak sistemde çekme gerilmesinin olduğunu gösterir. Maksimum Kesme Gerilmesi ise 0.35453 MPa'ya ulaşmış, bu da sistemdeki en yüksek kesme gerilmesini işaret eder. Grafik üzerinde, maksimum kesme gerilmesinin bir pik yaptığını gözlemleyebiliriz. Ortalama Kesme Gerilmesi değeri ise 3.6347e-003 MPa olup, bu değer sistemin genel kesme gerilme durumunu yansıtır.



Şekil 6.1.7.2. Tabanlık Üzerinde Zamanla Kesme Gerilmesi Değişimi

Yeşil tonlu değerler, kesme gerilmesinin düşük olduğunu ve malzemenin bu bölgelerde fazla stres altında olmadığını gösterir. Bu, tabanlığın stabil ve güvenli bir şekilde yük taşıdığını, yapısal bütünlüğünün iyi durumda olduğunu ve malzemenin düzgün çalıştığını belirtir. Mavi tonlu bölgelerde de düşük kesme gerilmesi olduğunu, yük taşıma kapasitesinin stabil ve esnek bir şekilde işlediğini ifade eder. Genel olarak, bu görsel (Şekil 6.1.7.2.) tabanlığın dayanıklı ve etkili bir şekilde çalıştığını gösterir.

7. TARTIŞMA

Bu çalışma tarafımızca tasarlanıp üretilen, TPU tabanlı ve PLA ark destekli tabanlığın mekanik performansını detaylı bir şekilde incelemek için Sonlu Elemanlar Analizi kullanılmıştır. Yapılan analizlerin ve elde edilen deneysel verilerin sonucunda, tasarlanan tabanlığın ayak biyomekaniğini destekleyen bir yapı sunduğu, yük dağılımını optimize ettiği ve mekanik stabiliteyi sağladığı belirlenmiştir. Bu, tabanlığın yalnızca biyomekanik uyumluluk açısından değil, aynı zamanda uzun vadeli dayanıklılık açısından da etkili bir tasarım sunduğunu göstermektedir. Literatürde ortez üretiminde polietilen, polipropilen termoplastik çeşitleri kullanılmaktadır. TPU malzeme daha önce ortez üretim literatüründe kullanılan bir materyaldir (103).

Toplam deformasyon analizi sonuçlarında TPU ve PLA malzemelerinin bir arada kullanıldığımız tasarımın, özellikle MLA bölgesinde maksimum yük altında oluşan deformasyonu etkili bir şekilde kontrol ettiği belirlenmiştir. Literatür, TPU ve PLA malzemelerinin ayak biyomekaniği üzerindeki etkisini desteklemektedir. Ahmed ve ark., TPU'nun enerji emme kapasitesinin plantar basıncı azalttığını ve hastaların ayak konforunu arttırdığını göstermiştir (104). İki malzeme kombinasyonu kullanarak ürettiğimiz tabanlık prototipimiz, plantar basınç ölçümleri sırasında yük dağılımını optimize ederek aşırı baskıyı önlemektedir. Şekil 6.2.1.2'de gösterildiği gibi, deformasyonun en yüksek olduğu bu bölge, yük taşıma açısından kritik öneme sahiptir.

Bu çalışma, ayak deformitelerinin tedavisinde ve kişiselleştirilmiş ortez üretiminde tasarım stratejilerine rehberlik edecek önemli çıkarımlar sunmaktadır. Özellikle yük taşıma ve deformasyon kontrolüne yönelik elde edilen bulgular, bireylerin özel ihtiyaçlarına uygun tabanlık tasarımlarının geliştirilmesine olanak tanımaktadır. Ayrıca bu tasarımlar, sadece ayak sağlığını iyileştirmekle kalmayıp, kullanıcıların yaşam kalitesine doğrudan katkı sağlayacak bir potansiyel taşımaktadır. Üretim kolaylığının yanı sıra dayanım dayanıklılığı daha yüksek bir malzemeye sahip olması ve ayak tabanına plastik deforme olmadan daha uzun süre etki etmesi, destek noktalarını daha çok sağlamlaştıracağı için hem olağan deformiteyi iyileştirmede hem de diğer oluşabilecek komplikasyonların önüne geçerek ayaktaki problemleri azaltmada yardımcı olacağı düşünülmektedir (105,106).

Deneysel ölçümler ayrıca, MLA destekli alanın plantar basınç ölçümleri sırasında basınç dağılımını önemli ölçüde azalttığını ortaya koymaktadır. Literatürdeki diğer yenilikçi yaklaşımlarla yapılan karşılaştırmalar da bu tasarımın önemini desteklemektedir. Shakouri ve ark., evrensel sıvı tabakası (universal fluid layer) ile TPU malzemesini beraber kullanarak kendiliğinden özelleştirilebilir bir tıbbi tabanlık tasarlamıştır. Bu malzemelerin uyumlu kullanımıyla elde edilen stabilitenin biyomekanik uyumluluğu artırdığını rapor etmiştir. Bu durum, yükün ayağın farklı bölgelerine dengeli bir şekilde aktarılmasını sağlayarak, ayak yapısına zarar verebilecek aşırı baskıyı önlemektedir (107). Çalışmamızda PLA'nın sertliği ile TPU'nun esnekliği arasındaki uyumlu oran, yük taşıma kapasitesini artırırken aynı zamanda deformasyonu minimum düzeyde tutmayı başarmıştır. Bu bulgu, farklı malzeme özelliklerinin bir arada kullanılmasıyla elde edilen uyumu vurgulamaktadır. Bir diğer çalışmada, Santos ve ark., tabanlıklarda sensör teknolojisi kullanımını incelemiştir. Sensör tabanlı tasarımlar, plantar basıncı gerçek zamanlı ölçerek kullanıcıya özel uyum sağlamış ve bireysel ihtiyaçlara yönelik optimize edilmiş çözümler sunmuştur (108). İleride TPU ve PLA kombinasyonunun sensör teknolojisi ile entegrasyonuna yönelik bir çalışma yapılması önerilmektedir. Böyle bir entegrasyon, tabanlık tasarımının hem performansını hem de kullanıcıya özel uyumunu daha ileri bir seviyeye taşıyacağı öngörülmektedir.

Firtikiadis ve arkadaşları, 3D baskı teknolojisiyle üretilen kişiselleştirilmiş tabanlıkların sektördeki etkisini vurgulamıştır. Çalışmada, 3D baskının hem tasarım esnekliği sağladığı hem de kullanıcıya özel çözümler sunduğu belirtilmiştir (109). Bizim tasarımımızda kullanılan TPU'nun esnekliği ve PLA'nın dayanıklılığı, 3D baskı teknolojisinin sunduğu avantajları tamamlayıcı bir nitelik taşımaktadır. Üretilen tabanlığın ana materyali olan TPU, günlük hayatta yaygın bir kullanım alanına sahiptir. TPU’nun kırılma ve yorulmaya karşı dayanıklı olması, yarı esnek yapısıyla birleşerek hem dayanıklılık hem de esneklik gerektiren uygulamalarda tercih edilmesini sağlamıştır. Bu özellikleri sayesinde, özellikle ortopedik kullanım dahil olmak üzere medikal uygulamalarda, ciltle teması güvenli bir malzeme olarak öne çıkmıştır (110,111). TPU, yalnızca dayanıklılık ve esnekliğiyle değil, aynı zamanda teknik avantajlarıyla da dikkat çeker. Örneğin, delta tipi 3D yazıcılarda kullanılabilen TPU, esnek üretim imkanı sunmuştur. Bu, kullanıcıya özel tasarımlar yapılmasını mümkün kılmıştır (112). Aynı zamanda esnek üretim özelliği, ısıya bağlı tahriş ve homeostazinin olumsuz etkilenmesi gibi potansiyel problemlerin önüne geçilmesine yardımcı olacaktır. TPU’nun mekanik yanıtının uygun şekilde ayarlanması, ciltte aşırı baskı veya sürtünme kaynaklı tahrişi en aza indirecek ve uzun süreli kullanımda konfor sağlayacaktır (113). TPU’nun üstün

mekanik ve termal özellikleri, medikal ürünler ve kişiye özel tabanlıklar gibi uygulamalarda hem performansı artıracağı hem de kullanıcı konforunu sağlayacağı sonucuna varılmıştır.

Von-Mises stres analizi sonuçlarına göre, en yoğun gerilimin MLA ve orta ayak çeyreği bölgelerinde toplandığı gözlemlenmiştir (Şekil 6.2.2.1). Bu bölgelerin, yük taşıma sırasında oluşan baskıya daha fazla maruz kalması beklenen bir durumdur. Von-Mises stres analizi, TPU'nun esneklik özellikleri ile PLA'nın sertliğinin, MLA bölgesinde oluşan yoğun gerilimi etkili bir şekilde dağıttığını göstermektedir. López-Barroso ve ark., TPU ve PLA'nın bir arada kullanımıyla esneklik ve sertlik arasında bir denge sağlanarak, hem dayanıklı hem de konforlu ürünler üretilebileceğini göstermiştir (114). Dolayısıyla bu kombinasyonun dayanıklılığı artırarak ayak yapısını koruduğunu ifade edilebilir. Ancak, çalışmamızda MLA desteği olarak kullanıdığımız PLA malzemesinin sağladığı sertlik, bu bölgelerdeki gerilmeleri etkili bir şekilde dağıtarak, malzemenin deformasyonunu sınırlandırmıştır. Deneysel bulgular, bu tasarımın stres seviyelerini optimize ederek hem dayanıklılığı artırdığını hem de ayak yapısını koruma altına aldığını göstermiştir.

Zhang ve Chou'nun Çalışması, FDM yöntemiyle üretilen parçaların termal ve mekanik yükleme altındaki davranışlarını modellemiştir. Yönsel gerilmelerin, üretim yönüne ve katmanlı yapıya bağlı olarak değiştiğini göstermiştir (115). Çalışmamızda yönsel gerilme analizinden elde edilen sonuçlar, özellikle medial longitudinal ark bölgesinde oldukça düşük bir gerilme seviyesinin gözlemlendiğini göstermektedir (Şekil 6.2.3.1). Bu durum, longitudinal ark yapısının biyomekanik stabilitesini koruduğunu ve medial ark desteğinin bu stabiliteyi destekleyici bir rol oynadığını ortaya koymaktadır. Gerilmenin bu şekilde düşük seviyelerde tutulması, tabanlıkların tasarımının yalnızca ayak yapısına uyum sağlamakla kalmayıp, aynı zamanda uzun vadede konfor ve destek sağladığını da kanıtlamaktadır.

Kesme gerilmesi analizine ilişkin grafikler (Şekil 6.2.7.1) ve deneysel veriler, tabanlığın arka ve ön ayak bölgelerinde yük taşıma sırasında önemli kesme kuvvetlerine maruz kaldığını göstermektedir. Sharma ve Goel, TPU'nun kritik kesme kuvvetlerini absorbe ederek stabilite kaybını engellediğini rapor etmiştir (116). Özellikle bu bölgelerde oluşan kritik kesme kuvvetleri, ayağın doğal hareketi sırasında stabilite kaybına yol açabilecek niteliktedir. Ancak, TPU malzemesinin sahip olduğu yüksek esneklik, bu kesme gerilmelerini etkili bir şekilde absorbe etmiş ve bu sayede yük taşıma sırasında stabilitenin korunmasına olanak tanımıştır. Kesme gerilmesi analizleri, TPU'nun esnek yapısının yük taşıma sırasında stabiliteyi koruma yeteneğini ortaya koymaktadır.

TPU ve PLA malzemelerinin kombinasyonuyla ürettiğimiz tabanlık prototip modeli, tabanlık tasarımında hem dayanıklılık hem de konfor açısından üstün bir performans sağlamıştır. TPU, esnek yapısı ve yüksek enerji emme kapasitesi sayesinde plantar basıncı azaltarak deformasyon riskini en düşük seviyeye indirmiştir. Mendes ve arkadaşları, EVA ve Plastazot malzemelerinden üretilen tabanlıkların plantar basıncı etkili bir şekilde azaltabildiğini, ancak bu etkinin uzun süreli kullanımlarda sınırlı kalabildiğini vurgulamıştır. Bu bulgular TPU'nun elastik yapısıyla oluşturulan tabanlıkların, geleneksel malzemelere kıyasla deformasyon direncinin daha yüksek olduğunu ortaya koymaktadır (117).

Moraca, TPU'nun plantar basıncı azaltma ve PLA'nın yük taşıma kapasitesini destekleme konusundaki etkilerini vurgulamıştır (118). TPU şok emici özellikleri, kullanıcı konforunu artırırken uzun süreli kullanımda dayanıklılık sağlamaktadır. PLA ise yapısal destek sağlayarak özellikle medial longitudinal ark bölgelerinde yük taşıma kapasitesini artırmış ve stres dağılımını optimize etmiştir.

Healy ve Chockalingam, ortopedik tabanlıklarda kullanılan farklı malzemeleri kapsamlı şekilde incelemiştir. Çalışmada plastazot, EVA, poliüretan köpükler, Poron®, karbon fiber ve alüminyum tabanlıkların dayanıklılık ve konfor açısından performansları ele alınmıştır. Plastazot ve EVA malzemelerinin, özellikle şok emici özellikleri ve şekil koruma kapasiteleriyle ortopedik tabanlıklarda sıklıkla kullanıldığını, ancak bu malzemelerin zamanla performans kaybı yaşayabildiğini belirtmiştir (119). TPU ve PLA'nın bir arada kullanımı, bu performans kaybını minimize ederek dayanıklılığı artırmakta ve yeni nesil tabanlıkların geliştirilmesine katkı sunmaktadır. TPU ve PLA'nın bir arada kullanılması, mekanik performansı optimize ederek dayanıklılığı arttırmıştır ve kullanıcı konforunu arttıracağı düşünülmektedir. Bu iki malzemenin bir arada kullanılması, tabanlıkların deformasyon direncini artırarak daha uzun ömürlü ve etkili bir ürün geliştirilmesine olanak tanımıştır. TPU'nun elastik özelliği ve PLA'nın dayanıklılığı, farklı kullanım senaryolarında tabanlık tasarımının performansını güçlendirmiştir.

Ghassemi ve arkadaşlarının yaptığı çalışma, EVA ve Plastazot tabanlıkların plantar basıncı azaltmada etkili olduğu, ancak yüksek basınç bölgelerinde deformasyon riskini tamamen ortadan kaldıramadığı belirtilmiştir (120). TPU ve PLA'nın kombinasyonu, bu eksiklikleri ortadan kaldırarak daha dayanıklı ve etkili bir çözüm sunmaktadır. Ayrıca, bu kombinasyonun kullanıcı ihtiyaçlarına yönelik esneklik ve dayanıklılık arasında başarılı bir denge sunduğu gözlemlenmiştir. Gelecekte, farklı deformasyon direnci türleri ve malzeme kombinasyonları

üzerine daha fazla araştırma yapılması, tabanlık tasarımında ve biyomedikal cihazların geliştirilmesinde yenilikçi çözümler sunabilir (107).

Yick ve Tse, ortopedik tabanlıklarda kullanılan tekstil ve malzemeler üzerinde yaptıkları çalışmalarında, yüksek yoğunluklu EVA, Plastazot ve Poron® gibi malzemelerin şok emme kapasitelerinin belirli uygulamalar için yeterli olduğunu; ancak TPU gibi daha dayanıklı alternatif malzemelerin performansı artırabileceğini öne sürmüştür (121). Analizini yaptığımız tabanlık tasarımda kullandığımız TPU ve PLA materyallerinin uyumlu kullanımı, mevcut tasarımın başarısını ortaya koyarken, deformasyon riskini daha da azaltarak uzun vadeli kullanıcı memnuniyetine katkıda bulunacağı ve yeni malzeme varyasyonları ile performansın daha da artırılabileceği düşünülmektedir.

TPU ve PLA kombinasyonu ile ürettiğimiz kişiselleştirilmiş tabanlık tasarımı, plantar fasya gerginliğini azaltabileceği ve özellikle pes planus ve pes kavus ayak deformitelerinin yönetiminde yardımcı olabileceği düşünülmektedir. Bu tabanlık prototipinin pes planus ve plantar fasiit gibi ayak deformitelerinin yönetiminde önemli klinik faydalar sunacaktır. Ahmed ve ark., bu tasarımların plantar fasya üzerindeki baskıyı azalttığını rapor ederken, López-Barroso ve arkadaşları, bu tür çözümlerin hasta memnuniyetini artırdığını ve klinik başarı sağladığını belirtmiştir. Tasarımımız, ayak biyomekaniğini destekleyerek yürüyüş ve duruş sırasında ortaya çıkabilecek rahatsızlıkları azaltma potansiyeline sahiptir. Ayrıca, bu tür tabanlıkların doğru tasarımı sayesinde, plantar fasiit gibi yaygın ayak hastalıklarının önlenmesine de katkı sağlayabilir. TPU'nun elastikiyeti ve PLA'nın sertliği, prototipimizin yalnızca destekleyici değil aynı zamanda dayanıklı bir yapıya sahip olmasını sağlamaktadır (104,114). Bunun yanında, uzun vadeli kullanımda bu malzemelerin yıpranma dirençleri sayesinde ayak sağlığını koruma ve kullanıcı konforunu artırma potansiyeli bulunmaktadır. Klinik uygulamalarda bu tür kişiselleştirilmiş ortezlerin yaygın kullanımı, hem hasta memnuniyetini artırabilir hem de sağlık sektöründe yenilikçi çözümlere öncülük edebilir. Ancak, bu prototiplerin uzun süreli etkileri üzerine daha fazla araştırma yapılması gerekmektedir.

3D yazıcı teknolojisinin sunduğu imkanlar, tasarımın uygun maliyetli ve kolay bir şekilde kişiselleştirilmesi fikrini yaygınlaştırmaktadır. Bu teknoloji, tabanlıkların hızlı ve hassas bir şekilde üretilmesini sağlamakla kalmayıp aynı zamanda hasta özelinde tasarımlar oluşturulmasına da olanak tanımaktadır. Özellikle, ayak yapısına uygun bireysel tasarımlar sayesinde, ortopedik desteklerin etkinliği artırılabilir. 3D yazıcı teknolojisinin sunduğu

olanaklar, bireysel ayak yapısına uygun tabanlıkların düşük maliyetle üretimini mümkün kılmaktadır. Zuniga J ve ark., TPU ve PLA'nın üretim sürecindeki katkılarını vurgulamış, Sharma ve Goel ise bu teknolojinin kullanıcı memnuniyetini artırmadaki rolünü öne çıkarmıştır (76,116). Seri üretimin kolaylaştırılmasıyla birlikte, bu ürünlerin daha geniş kitlelere ulaşması ve sağlık hizmetlerinde maliyet etkin çözümler sunulması mümkündür. Bu da, hem üretim sürecini hem de son kullanıcı deneyimini olumlu yönde etkileyecektir. Gelecekte, bu teknolojinin daha fazla alanda kullanımıyla birlikte, kişiselleştirilmiş sağlık çözümleri yeni bir standart haline gelebilir (122,123).

Özgür ve ark. pes planus olan bireylerde özel tasarım iç tabanlıkların baropodometrik analiz parametreleri üzerindeki etkilerini değerlendirmiştir. Araştırmada, nesnel ölçüm ve üretim yöntemleri kullanılarak pes planuslu bireylerde tabanlıkların etkinliği analiz edilmiştir (124). Ahmed ve ark., klinik takip çalışmalarının uzun vadeli dayanıklılığı değerlendirmek için önemini vurgulamıştır. Bu takipler, malzemelerin zamanla yıpranma dirençlerini ve kullanıcı deneyimini değerlendirmek için önemlidir (104). TPU ve PLA malzemelerinin mekanik özellikleri, bu çalışmanın başarısına katkıda bulundu. Bulgular, ayak biyomekaniği üzerindeki olumlu etkileri kanıtlamak için hasta üzerinde çalışma önermekteyiz.

Araştırmamızın bazı sınırlamaları mevcuttur. Örneklem gruplarının genişletilmesi ve farklı yaş, cinsiyet ve ayak tiplerine sahip katılımcılarla çalışmaların yapılması gereklidir. Bu durum, bulguların genellenebilirliğini artırabilir. Ayrıca, dinamik yükleme koşulları altında analizlerin yapılması önerilmektedir. Bu çalışmada ele alınan malzemelerin uzun vadeli etkilerini anlamak için dinamik yükleme koşulları altında daha fazla araştırmaya ihtiyaç vardır. Özellikle yürüyüş, koşu ve diğer günlük aktiviteler sırasında ortaya çıkan gerçek zamanlı yük dağılımlarını değerlendirmek, tasarımın etkinliğini daha iyi anlamaya yardımcı olacaktır. Bunun yanı sıra, tabanlıkların uzun vadeli performansı için klinik takip çalışmaları yapılmalıdır.

8. SONUÇ

Bu çalışma, TPU ve PLA malzemelerinin bir arada kullanıldığı tabanlık tasarımlarının, ayak biyomekaniğini desteklemek ve deformasyon risklerini azaltmak amacıyla önemli avantajlar sunduğunu ortaya koymuştur. Elde edilen sonuçlar, TPU'nun esnekliği ile PLA'nın sertliğinin dengeli bir şekilde bir araya getirilmesinin, yük taşıma kapasitesini artırarak aynı zamanda deformasyonu minimize ettiğini göstermiştir. Bu özellikler, tabanlıkların hem konfor hem de dayanıklılık açısından etkin bir çözüm sunduğunu doğrulamaktadır.

Araştırma, medial longitudinal ark desteğinin ayak stabilitesini artırmada ve plantar basınç dağılımını optimize etmede önemli bir rol oynadığını vurgulamıştır. Özellikle PLA'nın sertlik özellikleri, yük yoğunlaşmasını engelleyerek gerilmelerin dengeli bir şekilde dağıtılmasını sağlamıştır. TPU ise kesme gerilmelerini absorbe ederek ayağın doğal hareketleri sırasında stabiliteyi korumuştur. Bu malzeme kombinasyonunun sağladığı biyomekanik uyum, günlük kullanımda olduğu kadar klinik uygulamalarda da tabanlıkların etkili bir destek aracı olabileceğini göstermektedir.

Sonuç olarak, bu çalışmada önerilen tasarım yaklaşımı, ayak biyomekaniğine odaklanan yenilikçi ortez ve tabanlık tasarımlarının geliştirilmesine ışık tutmaktadır. İleride yapılacak dinamik yükleme koşulları altındaki çalışmalar ve geniş kapsamlı klinik araştırmalar, tabanlık tasarımlarının uzun süreli performansı hakkında daha kapsamlı veriler sunarak bu alandaki bilgi birikimini daha da zenginleştirecektir.

9. KAYNAKLAR

1. McKeon PO, Hertel J, Bramble D, Davis I. The foot core system: a new paradigm for understanding intrinsic foot muscle function. Br J Sports Med. 2015 Mar;49(5):290–290.
2. Hessert MJ, Vyas M, Leach J, Hu K, Lipsitz LA, Novak V. Foot pressure distribution during walking in young and old adults. BMC Geriatr. 2005 May 19;5(1):8.
3. Cavanagh PR, Rodgers MM, liboshi A. Pressure Distribution under Symptom-Free Feet during Barefoot Standing. Foot Ankle. 1987 Apr 1;7(5):262–78.
4. Yawar A, Korpas L, Lugo-Bolanos M, Mandre S, Venkadesan M. Contribution of the transverse arch to foot stiffness in humans. 2017 Jun 14;
5. Fukano M, Fukubayashi T. Motion characteristics of the medial and lateral longitudinal arch during landing. Eur J Appl Physiol. 2009 Feb 8;105(3):387–92.
6. Ribeiro AP, João SMA. The Effect of Short and Long-Term Therapeutic Treatment with Insoles and Shoes on Pain, Function, and Plantar Load Parameters of Women with Plantar Fasciitis: A Randomized Controlled Trial. Medicina (B Aires). 2022 Oct 28;58(11):1546.
7. Rosero-Montalvo PD, Fuentes-Hernández EA, Morocho-Cayamcela ME, Sierra-Martínez LM, Peluffo-Ordóñez DH. Addressing the Data Acquisition Paradigm in the Early Detection of Pediatric Foot Deformities. Sensors. 2021 Jun 28;21(13):4422.
8. Amer AO, Jarl GM, Hermansson LN. The effect of insoles on foot pain and daily activities. Prosthetics Orthot Int. 2014 Dec;38(6):474–80.
9. Tsung BYS, Zhang M, Mak AFT, Wong MWN. Effectiveness of insoles on plantar pressure redistribution. J Rehabil Res Dev. 2004;41(6):767.
10. Paton J, Bruce G, Jones R, Stenhouse E. Effectiveness of insoles used for the prevention of ulceration in the neuropathic diabetic foot: a systematic review. J Diabetes Complications. 2011 Jan;25(1):52–62.
11. Bonanno DR, Landorf KB, Munteanu SE, Murley GS, Menz HB. Effectiveness of foot orthoses and shock-absorbing insoles for the prevention of injury: a systematic review and meta-analysis. Br J Sports Med. 2017 Jan;51(2):86–96.
12. Davia-Aracil M, Hinojo-Pérez JJ, Jimeno-Morenilla A, Mora-Mora H. 3D printing of functional anatomical insoles. Comput Ind. 2018 Feb;95:38–53.
13. Ma Z, Lin J, Xu X, Ma Z, Tang L, Sun C, et al. Design and 3D printing of adjustable modulus porous structures for customized diabetic foot insoles. Int J Light Mater

Manuf. 2019 Mar;2(1):57–63.
14. Surmen H, Ortes F, Arslan YZ. Design and Production of Subject Specific Insole Using Reverse Engineering and 3D Printing Technology. 2016 Dec 4;5:11–5.
15. D'Amico M, Kinel E, Roncoletta P, Gnaldi A, Ceppitelli C, Belli F, et al. Data-driven CAD-CAM vs traditional total contact custom insoles: A novel quantitative-statistical framework for the evaluation of insoles offloading performance in diabetic foot. PLoS One. 2021 Mar 4;16(3):e0247915.
16. Dawe EJC, Davis J. (vi) Anatomy and biomechanics of the foot and ankle. Orthop Trauma. 2011 Aug;25(4):279–86.
17. MORRIS JM. Biomechanics of the Foot and Ankle. Clin Orthop Relat Res [Internet]. 1977;(122). Available from: https://journals.lww.com/clinorthop/fulltext/1977/01000/biomechanics_of_the_foot_and_ankle.3.aspx
18. Angin S, Demirbuken I. Ankle and foot complex. In 2020. p. 411–39.
19. Oatis CA. Biomechanics of the Foot and Ankle Under Static Conditions. Phys Ther. 1988 Dec 1;68(12):1815–21.
20. Xiong S, Witana C, Weerasinghe T, Au E. Foot Arch Characterization A Review, a New Metric, and a Comparison. J Am Podiatr Med Assoc. 2009 Nov 30;100:14–24.
21. Williams DS, Davis I, Hamill J. Arch structure and injury patterns in runners. Clin Biomech (Bristol, Avon). 2001 Jun 1;16:341–7.
22. Zifchock RA, Davis I, Hillstrom H, Song J. The Effect of Gender, Age, and Lateral Dominance on Arch Height and Arch Stiffness. Foot Ankle Int. 2006 May 1;27(5):367–72.
23. Mueller MJ. The ankle and foot complex. Jt Struct Funct. 2005;
24. MacGregor R, Byerly DW. Anatomy, Bony Pelvis and Lower Limb: Foot Bones. 2024.
25. Apostle K. Anatomy of the Varus Foot and Ankle. Foot Ankle Clin. 2012 Mar 1;17:1–11.
26. Serap A. Yürüyüşün kinetik ve kinematiği. Ankara Sa. 2015;14(2).
27. Chaudhary, C., & Warraich R. The Ankle and Foot. In: Musculoskeletal Examination (3rd ed). 2021. p. 381.
28. Asghar A, Naaz S. The transverse arch in the human feet: A narrative review of its evolution, anatomy, biomechanics and clinical implications. Morphologie. 2022 Dec 1;106(355):225–34.
29. Williams DS, McClay IS. Measurements used to characterize the foot and the medial

longitudinal arch: reliability and validity. Phys Ther. 2000 Sep;80(9):864–71.
30. Thordarson DB, Schmotzer H, Chon J, Peters J. Dynamic support of the human longitudinal arch: A biomechanical evaluation. Clin Orthop Relat Res. 1995;316.
31. Kizilci MH, Erbahçeci F. Assessment of pysical fitness in men with and without pes planus. Fiz Rehabil. 2016 Jan 1;27:25–33.
32. Kirby KA. Longitudinal arch load-sharing system of the foot. Rev Española Podol. 2017;28(1).
33. Prachgosin T, Chong DYR, Leelasamran W, Smithmaitrie P, Chatpun S. Medial longitudinal arch biomechanics evaluation during gait in subjects with flexible flatfoot. Acta Bioeng Biomech. 2015;17(4).
34. Jung D, Mun KR, Yoo S, Jung H, Kim J. A Study on the Contribution of Medial and Lateral Longitudinal Foot Arch to Human Gait. In: 2021 43rd Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine & Biology Society (EMBC). IEEE; 2021. p. 4559–65.
35. Erkus S, Kalenderer Ö. Pes planovalgus. Türk Ortop ve Travmatoloji Birliği Derneği. 2017 Jan 1;16.
36. Chauhan HM, Taqi M. Anatomy, Bony Pelvis and Lower Limb: Arches of the Foot. StatPearls. 2023.
37. A. Huson. Functional anatomy of the foot. Janss M.H., editor. Vol. 1. Philadephia: Saunders; 1991. 408–431 p.
38. Akman B, Güven M, Kocadal O. Çocuklarda ayağın radyografik değerlendirmesi. TOTBID Derg. 2017 Nov 17;16:389–98.
39. Noh B, Masunari A, Akiyama K, Fukano M, Fukubayashi T, Miyakawa S. Structural deformation of longitudinal arches during running in soccer players with medial tibial stress syndrome. Eur J Sport Sci. 2015;15(2).
40. Torun Bİ, Çay N. Ayak Arkus Açısı ve Ayak Uzunluğu Arasındaki İlişki. Kafkas J Med Sci [Internet]. 2018;8(3):172–7. Available from: https://dergipark.org.tr/tr/pub/kaftbd/issue/44213/544718
41. Jaeger SA, Pate DM. Case studies in chiropractic radiology [Internet]. Aspen Publishers; 1990 [cited 2024 Dec 11]. Available from: https://cir.nii.ac.jp/crid/1130000794131324288.bib?lang=en
42. Natali AN, Forestiero A, Carniel EL, Pavan PG, Dal Zovo C. Investigation of foot plantar pressure: experimental and numerical analysis. Med Biol Eng Comput. 2010;48:1167–74.

43. De Almeida JS, Vanderlei FM, Pastre EC, Martins RADM, Padovani CR, Filho GC. Comparison of two types of insoles on musculoskeletal symptoms and plantar pressure distribution in a work environment: A randomized clinical trial. Clin Med Res. 2016;14(2).
44. Haris F, Liau BY, Jan YK, Akbari VBH, Primanda Y, Lin KH, et al. A review of the plantar pressure distribution effects from insole materials and at different walking speeds. Vol. 11, Applied Sciences (Switzerland). 2021.
45. Pomarino D, Pomarino A. Plantar Static Pressure Distribution in Healthy Individuals: Percentiles for the Evaluation of Forefoot Loading. Vol. 7, Foot and Ankle Specialist. 2014.
46. Allan J, Munro W, Figgins E. Foot deformities within the diabetic foot and their influence on biomechanics: A review of the literature. Vol. 40, Prosthetics and Orthotics International. 2016.
47. Caselli MA, George DH. Foot deformities: Biomechanical and pathomechanical changes associated with aging, part I. Clin Podiatr Med Surg. 2003;20(3).
48. Şahan TY, Uğurlu K, Önal B, Sertel M. The effect of pes planus on the biomechanics of the lower extremity, balance, fall risk, and performance. Physiother Q. 2023;31(1).
49. Khalid Z, Rai MA, Mobeen B, Amjad I. Pes Planus & Genu Valgum; Factors Associated. Prof Med J. 2015;20(10).
50. Franco AH. Pes cavus and pes planus: Analyses and treatment. Phys Ther. 1987;67(5).
51. Maynou C, Szymanski C, Thiounn A. The adult cavus foot. EFORT Open Rev. 2017;2(5).
52. Benedetti MG, Catani F, Ceccarelli F, Simoncini L, Giannini S, Leardini A. 7 Gait analysis in pes cavus. Gait Posture. 1997;5(2).
53. Burns J, Crosbie J, Hunt A, Ouvrier R. The effect of pes cavus on foot pain and plantar pressure. Clin Biomech. 2005;20(9).
54. Sammarco VJ. The talonavicular and calcaneocuboid joints: Anatomy, biomechanics, and clinical management of the transverse tarsal joint. Vol. 9, Foot and Ankle Clinics. 2004.
55. Weiß H, Prinz F. Occupational therapy in epidermolysis bullosa: A holistic concept for intervention from infancy to adult. Occupational Therapy in Epidermolysis Bullosa: A Holistic Concept for Intervention from Infancy to Adult. 2013.
56. Dygut J, Piwowar P, Kogut W, Boroń W, Piwowar M. The transverse arch collapse correction as a path to foot toes alignment. Bio-Algorithms and Med-Systems.

2018;14(3).
57. Zhang L, Zhang Q, Zhong Y, Hortobagyi T, Gu Y. Effect of forefoot transverse arch stiffness on foot biomechanical response--based on finite element method. Front Bioeng Biotechnol. 2024 Jul 8;12:1387768.
58. Tochigi Y. Effect of arch supports on ankle-subtalar complex instability: A biomechanical experimental study. Foot Ankle Int. 2003;24(8).
59. Turan C, Aras Bayram G. Karbon tabanlık kullanımının pes kavus ve pes planusu olan bireylerde ayak plantar basınç dağılımına etkisi. Türk Fiz ve Rehabil Derg. 2022;33(2).
60. ÜNVER B, Bek N. Tabanlik kullaniminin plantar temas alanlari ve basinç dağilimina etkisiEffects of the insert to plantar contact area and pressure distribution: Araştirma makalesiResearch article. Türk Fiz ve Rehabil Dergisi/Turkish J Physiother Rehabil. 2014 Sep 1;25.
61. Pala G, Oskay D. Dokulu tabanlık kullanımının denge üzerindeki etkileri. Gazi Sağlık Bilim Derg. 2024 Feb 6;9.
62. Bonanno D, Landorf K, Munteanu S, Murley G, Menz H. Effectiveness of foot orthoses and shock-absorbing insoles for the prevention of injury: A systematic review and meta-analysis. Br J Sports Med. 2016 Dec 5;51:bjsports-2016.
63. Owings TM, Woerner JL, Frampton JD, Cavanagh PR, Botek G. Custom therapeutic insoles based on both foot shape and plantar pressure measurement provide enhanced pressure relief. Diabetes Care. 2008;31(5).
64. Ciobanu O, Soydan Y, Hızal S. Customized Foot Orthosis Manufactured With 3D Printers. In: Proceeding of IMS. 2012.
65. Walker KJ, Przestrzelski BT, Kaluf B, Driggers NH, Ballard WD, Pruett TC, et al. Novel 3D-printed foot orthoses with variable hardness: A comfort comparison to traditional orthoses. Med Eng Phys. 2023;115.
66. Farhan M, Wang JZ, Bray P, Burns J, Cheng TL. Comparison of 3D scanning versus traditional methods of capturing foot and ankle morphology for the fabrication of orthoses: a systematic review. Vol. 14, Journal of Foot and Ankle Research. 2021.
67. Bhatt S, Joshi D, Rakesh PK, Godiyal AK. Advances in additive manufacturing processes and their use for the fabrication of lower limb prosthetic devices. Expert Rev Med Devices. 2023 Jan 2;20(1):17–27.
68. Kumar A, Chhabra D. Adopting additive manufacturing as a cleaner fabrication framework for topologically optimized orthotic devices: Implications over sustainable rehabilitation. Clean Eng Technol. 2022 Oct;10:100559.

69. Vadakattu AS. Ergonomic Instrumented Insole. 2023.
70. Iacob MC, Popescu D, Stochioiu C, Baciu F, Hadar A. Compressive behavior of thermoplastic polyurethane with an active agent foaming for 3D-printed customized comfort insoles. Polym Test. 2024 Aug 1;137:108517.
71. De Azevedo Cunha J, Carneiro M, De Souza K, Santos Júnior F, Ceccatto V. Biomaterials Characterization for Orthopedic Orthoses: a Systematic Review. J Mater Sci Nanotechnol. 2019;7(1).
72. Zhao Y, Zhong J, Wang Y, Chen Q, Yin J, Wang J, et al. Photocurable and elastic polyurethane based on polyether glycol with adjustable hardness for 3D printing customized flatfoot orthosis. Biomater Sci. 2023;11(5):1692–703.
73. Tu Z, Xu J, Zhang S, Tan J. Biomechanical design of lightweight full contacted insole based on structural anisotropy bespoke. J Intell Manuf Spec Equip. 2024;
74. Davia-Aracil M, Hinojo-Pérez JJ, Bertazzo M, Orgilés-Calpena E, Maestre-López MI, Llobell-Andrés C. Design and functionalisation of shoe outsoles with antimicrobial properties using additive manufacturing technologies: industrial applications. Comput Ind. 2020 Oct 1;121:103246.
75. Shaikh S. 3D Printing Applications in Orthotic Insoles: Asymptomatic, Diabetic and Sports Users. In: 3D Printing in Prosthetics and Orthotics: Innovations and Opportunities. Springer; 2024. p. 105–16.
76. Zuñiga J, Moscoso M, Padilla-Huamantinco PG, Lazo-Porras M, Tenorio-Mucha J, Padilla-Huamantinco W, et al. Development of 3D-printed orthopedic insoles for patients with diabetes and evaluation with electronic pressure sensors. Designs. 2022;6(5):95.
77. Dal Maso A, Cosmi F. 3D-printed ankle-foot orthosis: A design method. In: Materials Today: Proceedings. 2019.
78. Srirekha A, Bashetty K. Infinite to finite: An overview of finite element analysis. Vol. 21, Indian Journal of Dental Research. 2010.
79. Santiago Junior JF, Pellizzer EP, Verri FR, De Carvalho PSP. Stress analysis in bone tissue around single implants with different diameters and veneering materials: A 3-D finite element study. Mater Sci Eng C. 2013;33(8).
80. Dumont ER, Grosse IR, Slater GJ. Requirements for comparing the performance of finite element models of biological structures. J Theor Biol. 2009;256(1).
81. Rieker JR, Lin YH, Trethewey MW. Discretization considerations in moving load finite element beam models. Finite Elem Anal Des. 1996;21(3).

82. Jalammanavar K, Pujar N, Vishnu Raj R. Finite Element Study on Mesh Discretization Error Estimation for Ansys Workbench. In: Proceedings of the International Conference on Computational Techniques, Electronics and Mechanical Systems, CTEMS 2018. 2018.
83. Klinkel S, Reichel R. A finite element formulation in boundary representation for the analysis of nonlinear problems in solid mechanics. Comput Methods Appl Mech Eng. 2019;347.
84. Garoz D, Gilabert FA, Sevenois RDB, Spronk SWF, Van Paepegem W. Consistent application of periodic boundary conditions in implicit and explicit finite element simulations of damage in composites. Compos Part B Eng. 2019;168.
85. Reddy JN. An Introduction to the Finite Element Method . J Press Vessel Technol. 1989;111(3).
86. Huiskes R, Chao EYS. A survey of finite element analysis in orthopedic biomechanics: The first decade. J Biomech. 1983;16(6).
87. Herrera A, Ibarz E, Cegoñino J, Lobo-Escolar A, Puértolas S, López E, et al. Applications of finite element simulation in orthopedic and trauma surgery. World J Orthop. 2012;3(4).
88. Imai K. Computed tomography-based finite element analysis to assess fracture risk and osteoporosis treatment. World J Exp Med. 2015;5(3).
89. Lang LA, Kang B, Wang RF, Lang BR. Finite element analysis to determine implant preload. J Prosthet Dent. 2003;90(6).
90. Cheung JTM, Zhang M. Parametric design of pressure-relieving foot orthosis using statistics-based finite element method. Med Eng Phys. 2008;30(3).
91. Barani Z, Haghpanahi M, Katoozian H. Three dimensional stress analysis of diabetic insole: A finite element approach. Technol Heal Care. 2005;13(3).
92. Spirka TA, Erdemir A, Ewers Spaulding S, Yamane A, Telfer S, Cavanagh PR. Simple finite element models for use in the design of therapeutic footwear. J Biomech. 2014;47(12).
93. Niu J, Liu J, Zheng Y, Ran L, Chang Z. Are arch-conforming insoles a good fit for diabetic foot? Insole customized design by using finite element analysis. Hum Factors Ergon Manuf. 2020;30(4).
94. Hsu YC, Gung YW, Shih SL, Feng CK, Wei SH, Yu CH, et al. Using an optimization approach to design an insole for lowering plantar fascia stress - A finite element study. Ann Biomed Eng. 2008;36(8).

95. Ragab A. Modeling Orthotic Insole for Flatfoot using Finite Element Analysis and 3D Scanning. In 2023.
96. Hsu CY, Wang CS, Lin KW, Chien MJ, Wei SH, Chen CS. Biomechanical analysis of the flatfoot with different 3D-printed insoles on the lower extremities. Bioengineering. 2022;9(10):563.
97. Karmankar R. Analysis of Von-Mises-Stress for interference fit and pull-out states by using finite element method. 2018.
98. Rokosz K, Hryniewicz T, Malorny W, Valiček J, Harničárová M. ANSYS analysis of stress and strain after cones plastic deformation. 2015;
99. Erke Wang TN. Structural dynamic capabilities of ANSYS. Nonlinear Anal Using ANSYS-The Univ Maine. 2015;
100. Liu D, Zhang H, Tao Z, Su Y. Finite element analysis of high-speed motorized spindle based on ANSYS. Open Mech Eng J. 2011;5(1).
101. Evans SL, Gregson PJ. Composite technology in load-bearing orthopaedic implants. Biomaterials. 1998;19(15):1329–42.
102. Arriaga A, Lazkano JM, Pagaldai R, Zaldua AM, Hernandez R, Atxurra R, et al. Finite-element analysis of quasi-static characterisation tests in thermoplastic materials: Experimental and numerical analysis results correlation with ANSYS. Polym Test. 2007;26(3):284–305.
103. Jirapongpathai N, Sukthomya S, Winyouvijit P, Permpool K, Inprang B, Utama FR, et al. Pilot Study: The Effects of Air-Filled Thermoplastic Polyurethane (TPU) in Foot Orthosis. Sci Technol Asia. 2022;209–16.
104. Ahmed S, Kabir MA, Chowdhury MEH, Nancarrow S. AI-Driven Personalised Offloading Device Prescriptions: A Cutting-Edge Approach to Preventing Diabetes-Related Plantar Forefoot Ulcers and Complications. arXiv Prepr arXiv230913049. 2023;
105. Popescu D, Iacob MC. Material Extrusion-based Additive Manufacturing of Foot Orthoses: Customization, Innovative Materials, and Mechanical Characterization. 2024.
106. Raveverma A, Periyasamy L. The feasibility of SBR/EVA and TPU/PCL composite material for fused deposition modelling. Master Thesis, Universiti Tun Hussein Onn Malaysia; 2017.
107. Shakouri E, Mossayebi A, Manafi B. Designing and fabricating a novel medical insole with universal fluid layer with auto-customizability. Proc Inst Mech Eng Part H J Eng

Med. 2020;234(8):864–73.
108. Santos VM, Gomes BB, Neto MA, Amaro AM. A Systematic Review of Insole Sensor Technology: Recent Studies and Future Directions. Appl Sci. 2024;14(14):6085.
109. Firtikiadis L, Manavis A, Kyratsis P, Efkolidis N. Product Design Trends within the Footwear Industry: A Review. Designs. 2024;8(3):49.
110. Claybrook F. Enhancing patient specific diabetic foot insoles through customised Additive Manufacturing for improved cushioning properties. Loughborough University; 2024.
111. Krishnasamy S, Dilip AA, Rahul A, Roshan RR, Yashwanth VT, Pugalzenthi S. Examining Tribological and Mechanical Properties of PLA/TPU Blends for Footwear Applications. Mater Circ Econ. 2024;6(1):1–10.
112. Iacob MC, Popescu D, Petcu D, Marinescu R. Assessment of the Flexural Fatigue Performance of 3D-Printed Foot Orthoses Made from Different Thermoplastic Polyurethanes. Appl Sci. 2023;13(22).
113. Shaikh S, Jamdade B, Chanda A. Effects of Customized 3D-Printed Insoles in Patients with Foot-Related Musculoskeletal Ailments—A Survey-Based Study. Prosthesis. 2023;5(2).
114. López-Barroso J, Flores-Hernández CG, Martínez-Hernández AL, Martínez-Barrera G, Velasco-Santos C. Additive Manufacturing for Complex Geometries in Polymer Composites. In: Advanced Composites. Springer; 2023. p. 121–86.
115. Zhang Y, Chou YK. Three-dimensional finite element analysis simulations of the fused deposition modelling process. Proc Inst Mech Eng Part B J Eng Manuf. 2006;220(10):1663–71.
116. Sharma S, Goel SA. 3D printing and its future in medical world. J Med Res Innov. 2019;3(1):e000141–e000141.
117. Mendes AAMT, de Almeida Silva HJ, Costa ARA, Pinheiro YT, de Almeida Lins CA, de Souza MC. Main types of insoles described in the literature and their applicability for musculoskeletal disorders of the lower limbs: A systematic review of clinical studies. J Bodyw Mov Ther. 2020;24(4):29–36.
118. Moraca M. CPR Simulator Prototype for Neonates. Politecnico di Torino; 2021.
119. Healy A, Dunning DN, Chockalingam N. Materials used for footwear orthoses: a review. Footwear Sci. 2010;2(2):93–110.
120. Ghassemi A, Mossayebi AR, Jamshidi N, Naemi R, Karimi MT. Manufacturing and finite element assessment of a novel pressure reducing insole for Diabetic Neuropathic

patients. Australas Phys Eng Sci Med. 2015;38:63–70.
121. Yick KL, Tse CY. Textiles and other materials for orthopaedic footwear insoles. In: Handbook of footwear design and manufacture. Elsevier; 2013. p. 341–71.
122. Şahin İ, Sarı Mİ, Şahin T. Hızlı prototipleme yaklaşımı ile ortez üretimi: kaynak araştırması. Düzce Üniversitesi Bilim ve Teknol Derg. 2018;6(1):27–39.
123. Aydın L, Küçük S. Üç boyutlu yazıcı ve tarayıcı ile hastaya özel medikal ortez tasarımı ve geliştirilmesi. Politek Derg. 2017;20(1):1–8.
124. Aydoğan Ö, Tarakcı D, Atılgan E. Effect of Custom Design Insole Applications with 3D Modelling on Baropodometric Parameters in Individuals with Pes Planus. Int J Disabil Sport Heal Sci. 2023;6(3):399–407.

10. EKLER

BİLGİLENDİRİLMİŞ GÖNÜLLÜ OLUR FORMU

Sayın Katılımcı,

Katıldığınız bu çalışma bilimsel nitelikte bir araştırma olup konusu "3 Boyutlu Yazıcıda İmal Edilen Tpu Tabanlı, Pla Ark Destekli Tabanlığın; Montajsız İmalatı Ve Mekanik Özelliklerinin Değerlendirilmesi" dir. Bu araştırma, İstanbul Medipol Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Protez ve Ortez Anabilim Dalı'nda yürütülmekte olunan araştırmacı Zeyneb ALBAYRAK'ın yüksek lisans tezi kapsamında yapılmaktadır.

Bu çalışmaya katılmak **gönüllülük** esasına dayanmaktadır. Çalışmaya katılmama ve çalışmanın herhangi bir aşamasında, hiçbir cezaya/yaptırıma maruz kalmaksızın, çalışmadan ayrılma hakkına sahipsiniz. Araştırmada yer almanız nedeniyle size hiçbir ödeme yapılmayacak ve sizden de hiçbir ücret talep edilmeyecektir. Anketi yanıtlamanız, araştırmaya **katılım için onam verdiğiniz** anlamına gelmektedir. Araştırma hakkında daha fazla bilgi almak için araştırmacı **ZEYNEB ALBAYRAK'a** başvurabilir, araştırmacıya günün 24 saatinde [redacted] numaralı cep telefonundan erişebilirsiniz.

Araştırmanın bilgilendirilmiş gönüllü olur formundaki tüm açıklamaları okudum/sözlü olarak dinledim. Bana yukarıda konusu ve amacı belirtilen araştırma ile ilgili yazılı ve sözlü açıklama aşağıda belirtilen araştırmacı tarafından yapıldı. Araştırmaya gönüllü olarak katıldığımı istediğim zaman gerekçeli veya gerekçesiz olarak araştırmadan ayrılabileceğimi biliyorum. Söz konusu araştırmaya, hiçbir baskı ve zorlama olmaksızın kendi rızamla katılmayı kabul ediyorum.

Gönüllünün Adı-Soyadı **İmzası** **Tarih:**

Araştırma hakkındaki yukarıdaki ve istenen diğer bilgiler katılımcıya tarafımdan açıklanmış ve yazılı onamını alınmıştır.

Araştırmacının (Adı-Soyadı) **İmzası** **Tarih:**

ZEYNEB ALBAYRAK

11. ETİK KURUL ONAYI

MEDİPOL UNV-İSTANBUL
İSTANBUL MEDİPOL ÜNİVERSİTESİ

T.C.
İSTANBUL MEDİPOL ÜNİVERSİTESİ
Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kurulu Başkanlığı

Sayı : E-10840098-772.02-5441 01/09/2023
Konu: Etik Kurulu Kararı

Sayın Zeyneb ALBAYRAK

Üniversitemiz Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kuruluna yapmış olduğunuz "3 Boyutlu Yazıcıda İmal Edilen TPU Tabanlı, PLA Ark Destekli Tabanlığın; Montajsız Prototipinin İmalatı ve Mekanik Özelliklerinin Değerlendirilmesi" isimli başvurunuz Etik Kurulumuzca değerlendirilerek uygun görülmüş olup Etik Kurulu kararı ekte sunulmuştur.

Bilgilerinize rica ederim.

Dr. Öğr. Üyesi Mahmut TOKAÇ
Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar
Etik Kurulu Başkanı

Ek
-Karar Formu (2 sayfa)

Bu belge, güvenli elektronik imza ile imzalanmıştır.
Evrağınızı https://turkiye.gov.tr/istanbul-medipol-universitesi-ebys linkinden 445D989CX7 kodu ile dogrulayabilirsiniz.

Medipol Üniversitesi Kavacık Yerleşkesi (Ana Yerleşke Rektörlük)
Kavacık Mah. Ekinciler Cad. No: 19, Kavacık Kavşağı, 34810 Beykoz,İstanbul
T: 444 85 44 F: 0212 531 75 55
E-Posta: bilgi@medipol.edu.tr İnternet Adresi: www.medipol.edu.tr
Kep Adresi: medipoluniversitesi@hs03.kep.tr

Ayrıntılı Bilgi İçin: Esra KAN
Tel: 5461 **E-Posta**: etik.kurul@medipol.edu.tr

BAŞVURU BİLGİLERİ	**ARAŞTIRMANIN AÇIK ADI**	3 Boyutlu Yazıcıda İmal Edilen TPU Tabanlı, PLA Ark Destekli Tabanlığın; Montajsız Prototipinin İmalatı ve Mekanik Özelliklerinin Değerlendirilmesi			
	KOORDİNATÖR/SORUMLU ARAŞTIRMACI UNVANI/ADI/SOYADI	Zeyneb ALBAYRAK			
	KOORDİNATÖR/SORUMLU ARAŞTIRMACININ UZMANLIK ALANI	Ortotist/Prostetist			
	KOORDİNATÖR/SORUMLU ARAŞTIRMACININ BULUNDUĞU MERKEZ	İstanbul			
	DESTEKLEYİCİ	-			
	ARAŞTIRMAYA KATILAN MERKEZLER	TEK MERKEZ ☐	ÇOK MERKEZ ☒	ULUSAL ☒	ULUSLARARASI ☐

	Belge Adı	**Tarihi**	**Versiyon Numarası**	**Dili**
Değerlendirilen Belgeler	ARAŞTIRMA PROTOKOLÜ/PLANI			Türkçe ☐ İngilizce ☐ Diğer ☐
	OLGU RAPOR FORMU			Türkçe ☐ İngilizce ☐ Diğer ☐
	BİLGİLENDİRİLMİŞ GÖNÜLLÜ OLUR FORMU			Türkçe ☐ İngilizce ☐ Diğer ☐
Karar Bilgileri	**Karar No:705**	**Tarih: 31.08.2023**		
	Yukarıda bilgileri verilen Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kurulu başvuru dosyası ile ilgili belgeler araştırmanın gerekçe, amaç, yaklaşım ve yöntemleri dikkate alınarak incelenmiş ve araştırmanın etik ve bilimsel yönden uygun olduğuna **"oybirliği"** ile karar verilmiştir.			

Bu belge, güvenli elektronik imza ile imzalanmıştır.
Evrağınızı https://turkiye.gov.tr/istanbul-medipol-universitesi-ebys linkinden 445D989CX7 kodu ile dogrulayabilirsiniz.

İSTANBUL MEDİPOL ÜNİVERSİTESİ
GİRİŞİMSEL OLMAYAN KLİNİK ARAŞTIRMALAR
ETİK KURULU KARAR FORMU

İSTANBUL MEDİPOL ÜNİVERSİTESİ GİRİŞİMSEL OLMAYAN KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU	
BAŞKANIN UNVANI / ADI / SOYADI	Dr. Öğr. Üyesi Mahmut TOKAÇ

Unvanı/Adı/Soyadı	Uzmanlık Alanı	Kurumu	Cinsiyet		Araştırma ile ilişki		Katılım *		İmza
Dr. Öğr. Üyesi Mahmut TOKAÇ	Tıp Tarihi ve Etik	İstanbul Medipol Üniversitesi	E ☒	K ☐	E ☐	H ☒	E ☒	H ☐	E imzalıdır
Prof. Dr. Mete ÜNGÖR	Endodonti	İstanbul Medipol Üniversitesi	E ☒	K ☐	E ☐	H ☒	E ☒	H ☐	E imzalıdır
Prof. Dr. Mehmet Kemal ÖZDEMİR	Elektrik ve Elektronik	İstanbul Medipol Üniversitesi	E ☒	K ☐	E ☐	H ☒	E ☒	H ☐	E imzalıdır
Doç. Dr. İlknur KESKİN	Histoloji ve Embriyoloji	İstanbul Medipol Üniversitesi	E ☐	K ☒	E ☐	H ☒	E ☒	H ☐	E imzalıdır
Doç. Dr. Devrim TARAKCI	Fizyoterapi ve Rehabilitasyon	İstanbul Medipol Üniversitesi	E ☒	K ☐	E ☐	H ☒	E ☒	H ☐	E imzalıdır
Dr. Öğr. Üyesi Neziha HACIHASANOĞLU ÇAKMAK	Biyokimya	İstanbul Medipol Üniversitesi	E ☐	K ☒	E ☐	H ☒	E ☒	H ☐	E imzalıdır
Dr. Öğr. Üyesi Pakize YİĞİT	Sayısal Yöntemler/ Biyoistatistik	İstanbul Medipol Üniversitesi	E ☐	K ☒	E ☐	H ☒	E ☐	H ☒	Katılmadı

* :Toplantıda Bulunma

Bu belge, güvenli elektronik imza ile imzalanmıştır.
Evrağınızı https://turkiye.gov.tr/istanbul-medipol-universitesi-ebys linkinden 445D989CX7 kodu ile dogrulayabilirsiniz.