T.C.
İSTANBUL ÜNİVERSİTESİ-CERRAHPAŞA
LİSANSÜSTÜ EĞİTİM ENSTİTÜSÜ

DOKTORA TEZİ

FARKLI BİYOMALZEMELERİN, EKLEMELİ İMALAT YÖNTEMİYLE ORTEZ ÜRETİMİNDE KULLANIMINA YÖNELİK TOPOLOJİ OPTİMİZASYONU, TASARIMI VE KARAKTERİZASYONU

Bahadır BOZKURT

DANIŞMAN
Prof. Dr. M. Hüsnü DİRİKOLU

Makine Mühendisliği Anabilim Dalı

Makine Mühendisliği, Doktora Programı

Mart, 2024

TEZ KABUL VE ONAYI

Bahadır BOZKURT tarafından, **Prof. Dr. M. Hüsnü DİRİKOLU** danışmanlığında hazırlanan **" FARKLI BİYOMALZEMELERİN, EKLEMELİ İMALAT YÖNTEMİYLE ORTEZ ÜRETİMİNDE KULLANIMINA YÖNELİK TOPOLOJİ OPTİMİZASYONU, TASARIMI VE KARAKTERİZASYONU "** başlıklı bu çalışma, jürimiz tarafından **21/03/2024** tarihinde yapılan sınav sonucunda **oy birliği** ile başarılı bulunarak **Doktora Tezi** olarak kabul edilmiştir.

Tez Jürisi

		İmza	**Sonuç**
DANIŞMAN	Prof. Dr. M. Hüsnü DİRİKOLU İstanbul Üniversitesi - Cerrahpaşa Makine Mühendisliği Anabilim Dalı		☒ Kabul ☐ Ret
ÜYE	Prof. Dr. Recep BURKAN İstanbul Üniversitesi - Cerrahpaşa Makine Mühendisliği Anabilim Dalı		☒ Kabul ☐ Ret
ÜYE	Prof. Dr. M. Cüneyt FETVACI İstanbul Üniversitesi - Cerrahpaşa Makine Mühendisliği Anabilim Dalı		☒ Kabul ☐ Ret
ÜYE	Prof. Dr. Tarık BAYKARA Doğuş Üniversitesi Makine Mühendisliği Anabilim Dalı		☒ Kabul ☐ Ret
ÜYE	Prof. Dr. Sunullah ÖZBEK Doğuş Üniversitesi Makine Mühendisliği Anabilim Dalı		☒ Kabul ☐ Ret

Eşim Yasemen Özlem MAİLOĞLU BOZKURT'a ithaf ediyorum…

BÜTÇE DESTEKLERİ

FARKLI BİYOMALZEMELERİN, EKLEMELİ İMALAT YÖNTEMİYLE ORTEZ ÜRETİMİNDE KULLANIMINA YÖNELİK TOPOLOJİ OPTİMİZASYONU, TASARIMI ve KARAKTERİZASYONU

Bu tez çalışması için herhangi bir kurumdan bütçe desteği alınmamıştır.

TEŞEKKÜR

İlk olarak, bu süreçte beni sabırla destekleyen ve her zaman yanımda olan sevgili eşime sonsuz teşekkürlerimi sunarım. Tez danışmanım Prof. Dr. M. Hüsnü DİRİKOLU'ya derin minnettarlığımı ifade etmek isterim. Bana rehberlik edip desteğini esirgemediği için kendisine müteşekkirim. Değerli önerileri ve yol göstericiliği sayesinde bu çalışma daha da gelişti. Ayrıca, Arel Potkam Ekibine ve Arel Üniversitesi'ne teşekkürlerimi sunmak isterim. Sağladıkları olanaklar ve sundukları ortam sayesinde bu tez çalışmasını başarıyla tamamlama fırsatı buldum. Destekleri için ekibe ve üniversiteye teşekkür ederim.

Bu tez çalışmamı tamamlarken birçok kişinin desteğini aldım. Bu süreçte bana yardımcı olan herkese içtenlikle teşekkür etmek isterim. Sizlerin katkılarıyla bu tez çalışmasını tamamlamak benim için büyük bir onurdu.

Mart 2024 Bahadır BOZKURT

İÇİNDEKİLER

Sayfa No

TEZ KABUL VE ONAYI ..... **ii**
BEYAN ..... **iii**
BÜTÇE DESTEKLERİ ..... **v**
TEŞEKKÜR ..... **vi**
İÇİNDEKİLER ..... **vii**
ŞEKİL LİSTESİ ..... **ix**
TABLO LİSTESİ ..... **xi**
SİMGE VE KISALTMA LİSTESİ ..... **xiii**
ÖZET ..... **xv**
ABSTRACT ..... **xvii**
1. GİRİŞ **1**
2. KAVRAMSAL ÇERÇEVE **4**
2.1. YÜRÜME ANALİZİ VE GENEL KAVRAMLAR 4
2.1.1. Yürüme Eylemi 4
2.1.2. Yürüme Sırasında Uzunluk, Hız ve Zaman Parametreleri 4
2.1.3. Yürüme Döngüsü 6
2.1.4. Vücut Ağırlık Merkezi 7
2.1.5. Yer Tepki Kuvveti 8
2.1.6. Yürüme Analizi 9
2.2. ORTEZLER 10
2.2.1. Ortez Tanımı, Terminolojisi ve İşlevleri 10
2.2.2. Alt Ekstremite Ortezleri 11
2.3. ORTEZ İMALATI 13
2.3.1. Prefabrik Üretilen Ortezler 13
2.3.2. Geleneksel Yöntem ile Üretilen Ortezler 14
2.3.3. Eklemeli İmalat Yöntemi ile Üretilen Ortezler 14
2.3.4. Ortez İmalatında Kullanılan Malzemeler 18
2.3.5. Ortez Malzemesi Seçimini Etkileyen Faktörler 29

2.4. TOPOLOJİ OPTİMİZASYONU 29
2.4.1. Topoloji Optimizasyonunun Tanımı 31
2.4.2. Destek Yapı Tasarımı 32
2.4.3. Çıkıntısız Topoloji Optimizasyonu 33
2.4.4. Gözenekli Dolgu Optimizasyonu 35
2.4.5. Değişken Yoğunluklu Kafes Yapısı Optimizasyonu 36
3. YÖNTEM 37
3.1. Hedef Ortez Grubunun Belirlenmesi 37
3.2. Geleneksel Kişiye Özel Ortez İmalatı Süreçleri 37
3.2.1. Negatif Kalıp Eldesi 37
3.2.2. Pozitif Kalıp Eldesi 37
3.2.3. Geleneksel AFO'nun İmalatı 38
3.2.4. Geleneksel AFO Malzemesinin Karakterizasyonu 38
3.2.5. Geleneksel AFO Malzemesinin Mekanik Karakterizasyonu 39
3.3. EİY ile Kişiye Özel AFO İmalatı 40
3.3.1. Ayak Formunun Eldesi ve 3B Tarama Sistemi 40
3.3.2. AFO'nun SW Programında Tasarımı 42
3.3.3. AFO'nun Sonlu Eleman Modelinin Oluşturulması 43
3.3.4. AFO'nun Sonlu Eleman Analizi ve Topoloji Optimizasyonu 43
3.3.5. AFO Malzemesinin Belirlenmesi ve Üretimi 46
3.3.6. AFO Malzemelerinin Kimyasal Karakterizasyon ve Morfolojik Değerlendirmesi 48
3.3.7. AFO Malzemelerinin Termal Karakterizasyonu 48
3.3.8. AFO Malzemelerinin Mekanik Karakterizasyon 49
3.3.9. EİY ile AFO İmalatı 52
3.3.10. EİY ile Üretilen AFO'ların Mekanik Karakterizasyonu 53
4. BULGULAR 56
4.1. Ortez Malzemelerinin Kimyasal ve Morfolojik Değerlendirilmesi 56
4.2. Termal Karakterizasyon 58
4.3. Mekanik Karakterizasyon 61
4.4. EİY'ye Ait Bulgular 64
5. TARTIŞMA 74
6. SONUÇ VE ÖNERİLER 77
7. EKLER 83

ŞEKİL LİSTESİ

Sayfa No

Şekil 2.1: Uzunluk parametreleri ve Ayak Açısı [9]. 5

Şekil 2.2: Yürüme döngüsü ve fazları [9]. 6

Şekil 2.3: Yer tepki kuvveti. 8

Şekil 2.4: Vücut ağırlığına bağlı yer tepki kuvvetleri [13]. 8

Şekil 2.5: Hastaya özel AFO imalatı karşılaştırma şeması [36]. 15

Şekil 2.6: Boyut optimizasyonu parametreleri [127]. 30

Şekil 2.7: Şekil optimizasyonu parametreleri [127]. 30

Şekil 2.8: TO parametreleri [127]. 31

Şekil 2.9: Minimum kendinden destekli çıkıntı açısı ait çözümler 33

Şekil 3.1: ASTM D638 Tip-4 [187] 39

Şekil 3.2: Devotrans numune kesme presi ve Devotrans GPUG/R test cihazı. 40

Şekil 3.3: Manken ayağı 3B tarama adımları. 41

Şekil 3.4: Taranan cansız manken AF Modeli. 41

Şekil 3.5: Sadeleştirme işlemi. 42

Şekil 3.6: AFO tasarım Süreci. 42

Şekil 3.7: SW simülasyon araçları. 43

Şekil 3.8: AFO'ya uygulanan kuvvetler ve sınır koşulu. 44

Şekil 3.9: a)Lineer b)Parabolik tetrahedral katı eleman modeli ile ağ gösterimi farkları. 45

Şekil 3.10: Topolojisi optimize edilmiş AFO tasarımı. 46

Şekil 3.11: Topolojisi optimize edilmiş test çubukları. 49

Şekil 3.12: UC ile dilimlenen test çubuklarının iç dolgu tipi ve iç doluluk oranları. 52

Şekil 3.13: Dilimlenmiş AFO tasarımı. 53

Şekil 3.14: Test düzeneği şematik ve gerçek görseli. 54

Şekil 3.15: Hareket etüdü görseli. 54

Şekil 4.1: Geleneksel AFO'ya ait dalga boyu – geçirgenlik grafiği. 56

Şekil 4.2: Biyokompozitlerin FTIR spektroskopi analiz görüntüsü. 56

Şekil 4.3: Her biyomalzeme kompozisyonu için FEGSEM görüntüleri. 58

Şekil 4.4: 95PLA karışımına ait DSC analizi görüntüsü. 59

Şekil 4.5: 92PLA karışımına ait DSC analizi görüntüsü. 59

Şekil 4.6: 90PLA karışımına ait DSC analizi görüntüsü. 60

Şekil 4.7: 95PLA karışımına ait TGA analizi görüntüsü. 60

Şekil 4.8: 92PLA karışımına ait TGA analizi görüntüsü. 61

Şekil 4.9: 90PLA karışımına ait TGA analizi görüntüsü. 61

Şekil 4.10: Tüm malzemeler için gerilme gerinim eğrileri. 62

Şekil 5.1: İç dolgu ara katman bağlantı gösterimi. 75

TABLO LİSTESİ

Sayfa No

Tablo 2.1: Yetişkinlere ait rahat yürüme hızı parametreleri [8]. 5

Tablo 2.2: Ortez terminolojisi [21]. 11

Tablo 2.3: AFO'ların 3B basımında kullanılabilen malzemelerin ve Eİ teknolojilerinin listesi [36]. 17

Tablo 2.4: Ortez üretimi için malzeme seçimini etkileyen özellikler [36]. 19

Tablo 3.1: PP malzemesi mekanik özellikleri. 44

Tablo 3.2: Ağırlıkça karışım oranlarına göre numuneler ve kodları**.** 47

Tablo 3.3: Her numume için ekstrüder parametreleri. 48

Tablo 3.4: Test çubuk modelleri için genel baskı parametreleri. 50

Tablo 3.5: Test çubuk modellerine ait özel iç dolgu bölgeleri için baskı parametreleri. 50

Tablo 3.6: Test Çubuklarına modeli iç dolgu desen tipi, iç doluluk oranları ve parametre kodları. 51

Tablo 3.7: Test çubukları basım sıcaklık ve hız parametreleri. 51

Tablo 4.1: DSC ve TGA'dan bozunma sıcaklığından elde edilen sonuçlar. 58

Tablo 4.2: Tüm çekme çubuklarından elde edilen çekme dayanımı. 62

Tablo 4.3: Referans numuneye göre maksimum çekme mukavemeti değişim oranları. 63

Tablo 4.4: Tüm çekme çubuklarından elde edilen elastisite modül değerleri. 63

Tablo 4.5: Referans numuneye göre elastisite modülü değişim oranları. 64

Tablo 4.6: Basım parametrelerine, dolgu tipi ve oranlarına bağlı olarak baskı süreleri, ... 65

Tablo 4.7: Test çubuğu kütle değişimleri. 65

Tablo 4.8: Referans test çubuğuna göre kütle değişim oranları. 66

Tablo 4.9: AFO baskı süreleri. 66

Tablo 4.10: Baskı süresi değişim oranları. 67

Tablo 4.11: Baskı sonrası AFO kütleleri. 68

Tablo 4.12: 100PLA-G1 AFO'ya göre kütle değişim oranları. 68

Tablo 4.13: Geleneksel AFO'ya göre kütle değişim oranları. 69

Tablo 4.14: Tasarım PP malzeme AFO'ya göre kütle değişim oranları. 69

Tablo 4.15: Tasarım PLA malzeme AFO'ya göre kütle değişim oranları. 70

Tablo 4.16: AFO'ların simülasyondan elde edilen maksimum yer değiştirme değerleri. 70

Tablo 4.17: Simülasyondaki referans numuneye kıyasla yer değiştirme oranları. 71

Tablo 4.18: AFO'ların fiziki deneyden elde edilen maksimum yer değiştirme değerleri. 72

Tablo 4.19: Fiziki deneydeki referans numuneye ait yer değiştirme oranları. 72

Tablo 4.20: Simülasyon ve fiziki hareket etütlerine ait yer değiştirmelerin karşılaştırması. .. 73

SİMGE VE KISALTMA LİSTESİ

Simgeler	Açıklama
^{o}	: Derece
F_T	: Tepki Kuvveti
M_{ek}	: Eklem Momenti
T_e	: Erime Sıcaklığı
T_g	: Camsı Geçis Sıcaklığı
%T	: Geçirgenlik Yüzdesi
V_L	: Lineer Hız
ω	: Açısal Hız
$\dot{W}$	: Güç

Kısaltmalar	Açıklama
3B	: Üç Boyut
ABS	: Akrilonitril Bütadien Stiren
AF	:Ayak - Ayak Bileği
AFO	:Ayak - Ayak Bileği Ortezi
ASTM	: American Society for Testing and Materials
ASTM D638	: Standard Test Method for Tensile Properties of Plastics
BDT	: Bilgisayar Destekli Tasarım
DSC	: Diferansiyel Taramalı Kalorimetre
Eİ	: Eklemeli İmalat
EİY	: Eklemeli İmalat Yöntemi
FDM	: Eritme Katmanlı İmalat
FTIR	: Fourier Dönüşümlü Kızılötesi Spektrometresi
HDPE	: Yüksek Yoğunluklu Polietilen
HFP	: Havuz Fotopolimerizasyonu
ME	: Malzeme Ekstrüzyonu
PA	: Poliamid
PA6	: Poliamid-6

PA11 : Poliamid-11
PA12 : Poliamid-12
PC : Polikarbonat
PE : Polietilen
PEEK : Polieter Eter Keton
PEI : Polieterimit
PLA : Polilaktik Asit
PMK : Polimer Matrisli Kompozitleri
PP : Polipropilen
PS : Polieter Eter Keton
SW : Solidworks
TİTCK : Türkiye İlaç ve Tıbbi Cihaz Kurumu
TPU : Termoplastik Poliüretan
TO : Topoloji Optimizasyonu
SEA : Sonlu Elemanlar Analizi
SGK : Sosyal Güvenlik Kurumu
STL : Stereolitografi
TYF : Toz Yatağı Füzyonu
UC : Ultimaker Cura
VAM : Vücut Ağırlık Merkezi

ÖZET

DOKTORA TEZİ

FARKLI BİYOMALZEMELERİN, EKLEMELİ İMALAT YÖNTEMİYLE ORTEZ ÜRETİMİNDE KULLANIMINA YÖNELİK TOPOLOJİ OPTİMİZASYONU, TASARIMI VE KARAKTERİZASYONU

Bahadır BOZKURT

İstanbul Üniversitesi-Cerrahpaşa

Lisansüstü Eğitim Enstitüsü

Makine Mühendisliği Anabilim Dalı

Makine Mühendisliği, Doktora Programı

Danışman : Prof. Dr. M. Hüsnü DİRİKOLU

Ortezler, nöromüsküloskeletal sistemin yapısal ve fonksiyonel özelliklerini geliştirmek için kullanılan aparatlardır. Ortezler farklı boyutlarda üretilmesine rağmen, standart ölçülerde olduğundan farklı antropometrik gereksinimlere cevap verememektedir. Ortezler genellikle geçici sakatlanma durumlarında kullanılmakta ve kullanım ihtiyacı ortadan kalktığında çöpe atılmaktadır. Geleneksel yöntemlerle üretilen ortezlerde kullanılan materyaller biyobozunur olmadığından, çevreye zarar veren plastik atıklar haline dönüşmektedir. Bu nedenle, eklemeli imalat yöntemiyle kişinin vücut ölçülerine tam oturan ve biyobozunur özellikli biyokompozitlerin gelişim potansiyeli bulunmaktadır.

Ortez kullanımında, gereken mukavemet sağlanarak ortezin kendi ağırlığının minimum olması istenir. Yüksek yoğunluklu plastikler, ortez için ağırlık yaratırken, düşük yoğunluklu plastiklerin kullanımı ergonomik açıdan dezavantajlı yapılar ortaya çıkarır. Bu nedenler, ortez üretiminde yeni biyomalzemelerin kullanımı fırsatlar sunmaktadır.

Bu Tez çalışmasında, farklı biyomalzemelerin eklemeli imalat yöntemiyle ortez üretiminde kullanımına yönelik topoloji optimizasyonu, tasarımı ve karakterizasyonu ile yenilikçi ortezler geliştirme hedefi taşımaktadır. Biyobozunur özellikli malzemeler ile ortezlerin kullanımındaki sınırların genişletilmesi, kullanıcı deneyiminin iyileştirilmesi ve üretim maliyetlerinin azaltılması amaçlanmaktadır. Bu çalışma, ortez kullanıcı konforunun artırılması, üretim maliyetinin düşürülmesiyle ülke ekonomisine ve sanayisine katkı sağlanması, sürdürülebilir üretimin desteklenmesi ve medikal ürünlerin yerlileştirilmesine olanak sağlama potansiyeline sahiptir.

Mart 2024 , 156 sayfa.

Anahtar kelimeler: Ortez, Eklemeli imalat, Biyokompozit malzemeler, Topoloji Optimizasyonu

ABSTRACT

Ph.D. THESIS

TOPOLOGY OPTIMIZATION, DESIGN, AND CHARACTERIZATION FOR THE USE OF DIFFERENT BIOMATERIALS IN ORTHESIS MANUFACTURING BY ADDITIVE MANUFACTURING METHOD

Bahadır BOZKURT

İstanbul University-Cerrahpaşa

Institute of Graduate Studies

Department of Mechanical Engineering

Mechanical Engineering, Ph.D. Program

Supervisor : Prof. Dr. M. Hüsnü DİRİKOLU

Orthoses are devices used to enhance the structural and functional features of the neuromusculoskeletal system. Despite orthoses made in different sizes, they cannot address the exact varying anthropometric requirements due to their standardized dimensions. Typically, orthoses are used in temporary injury situations and discarded when the need for them diminishes. Traditional orthoses, constructed using non-biodegradable materials, contribute to environmental pollution by becoming plastic waste. Therefore, there is potential in employing additive manufacturing methods to create orthoses that perfectly fit an individual's body measurements and possess biodegradable features.

In orthotic usage, it is desired to minimize the weight of the orthosis while ensuring the necessary strength. High-density plastics add weight to orthoses, while the use of low-density plastics results in ergonomically disadvantaged structures. These reasons provide opportunities for the utilization of new biomaterials in orthotic production.

This research aims to develop innovative orthoses through topology optimization, design, and characterization for the use of various biomaterials in orthotic production using additive manufacturing methods. The goal is to expand the limits of orthosis utilization by incorporating biodegradable materials, enhancing user experience, and reducing production costs. This study aims to investigate how to improve orthotic user comfort, contribute to the country's economy and industry by lowering production costs, support sustainable production, and facilitate the localization of medical products

March 2024, 156 pages.

Keywords: Orthotics, Additive manufacturing, Biocomposites, Topology Optimization

1. GİRİŞ

Ortez; nöromüsküloskeletal sistemin yapısal ve fonksiyonel niteliklerini geliştirmek amacıyla, vücudun herhangi bir bölgesine dışsal olarak uygulanan aparatların genel adıdır. Ortez ile tedavi, hastanın fiziksel hareket kabiliyetini artırırken bireyin normal yürüme paternine yaklaşmasını sağlamaya yardımcı olmaktadır.

Ortezler, insan vücudunun farklı bölgelerine veya uzuvlarına dışarıdan takılan, hastaların bireysel ihtiyaçlarına yönelik imal edilen destekleyici cihazlardır. Ortezler, amaçlanan tıbbi veya rehabilitasyon hedeflerine ulaşılabilmesi için ilgili vücut bölgesini sararak, istenilen hareketi sınırlama veya artırma yeteneğine sahiptirler. Bu bağlamda, ortezlerin kullanımı, hastaların fiziksel işlevlerini iyileştirme, koruma veya konforlarını artırma amacıyla yaygın olarak tercih edilen bir tedavi yöntemi olarak kabul edilmektedir [1].

Türkiye'de ortez kullanımıyla ilgili istatistiksel veriler, ulaşılabilen en güncel veri olan 2013 yılına dayalı olarak Sosyal Güvenlik Kurumu (SGK) verileri temel alınarak derlenmiş ve 2006-2011 yılları içerisinde üretilen ortezlerin sayısal dağılımını incelemek amacıyla son beş yıla ait veriler toplanmıştır. Bu veriler, son beş yıl içerisinde toplamda 19,381 ortez üretildiğini göstermektedir. Bu üretilen ortezlerin 9.588'i alt ekstremite, 8.214'ü gövde ortezleri ve 1.579'u üst ekstremite ortezleri olarak sınıflandırılmıştır [2].

Türkiye Cumhuriyeti Sağlık Bakanlığı'na bağlı Türkiye İlaç ve Tıbbi Cihaz Kurumu'nun (TİTCK) 2019-2023 Stratejik Planı'na göre, ESPICOM'un 2017 verilerine dayalı olarak 2016 yılında Türkiye tıbbi cihaz pazarının toplam büyüklüğünün 2,3 milyar Amerika Birleşik Devletleri doları olduğu tespit edilmiştir. Bu pazarın, toplam sağlık harcamalarının %6,0'sını oluşturduğu görülmüştür. Ancak, yerli üretimin yetersiz olması nedeniyle pazarın %85,1'i ithalatla karşılanmaktadır. Aynı raporda, tıbbi cihaz pazarının %27'sinin protez ve ortezlerden oluştuğunu belirtilmektedir [3].

Farklı boyutlarda üretilen birçok ortez olmasına karşın, ortezler geleneksel anlamda özel üretim ya da prefabrik olarak üretilmektedir. Prefabrik üretilen ortezler uygun maliyetli ve kolay elde edilebilir olmasına karşın, boyutları standart ölçülerde olduğundan çeşitli antropometrik gereksinimlere uyum sağlayamamaktadır. Özel üretim ortezler ise geleneksel anlamda alçı kalıplama tekniği ile üretilmekte olup; bu ortezlerin imalat süresi uzun ve yüksek maliyetlidir. Ancak prefabrik üretimlere göre daha yüksek performans göstermektedir [4].

Ortezler genellikle burkulma, kırık, çıkık gibi geçici sakatlanma durumlarında kullanılmakta ve kullanım ihtiyacı ortadan kalktığında çöpe atılmaktadır. Geleneksel ortez üretiminde kullanılan materyaller biyobozunur olmadığından, üretim aşamasındaki fireler ve kullanım ömrü sonundaki nihai ürün, çevreye zarar veren ve doğada uzun süre geri dönüştürülemeyen atıklar haline dönüşmektedir [5]. Bu noktada eklemeli imalat yöntemiyle (EİY) kişinin vücut ölçülerine tam oturan ve biyobozunur özellikli biyokompozitler gelişen tüm teknolojilerde olduğu gibi ortez imalatında da yüksek bir gelişim potansiyeline sahiptir [6].

Ortez kullanımında; taşınan yüke bağlı olarak, gereken mukavemetin sağlanması kaydıyla, ortezin kendi ağırlığının minimum olması istenmektedir. Bu amaca ulaşabilmek için genellikle metal takviyesi içerecek şekilde yüksek ve/veya düşük yoğunluklu plastikler kullanılmaktadır. Yüksek yoğunluklu plastikler hem ortez için ağırlık yaratmakta hem de ortezle temas eden cilt dokusunun hava almasını engellemektedir. Düşük yoğunluklu plastiklerin kullanımı, ortez ağırlığını azaltabilmeye imkân sağlarken; istenilen mukavemete ulaşılması için hacmi büyütmek gerektiğinden, ergonomik açıdan dezavantajlı yapılar ortaya çıkarmaktadır. Bu nedenler; ortez üretiminde yüksek ve düşük yoğunluklu plastiklerin kullanımını sınırlandırmakta ve daha hafif ve ergonomik ortezler üretilmesinde yeni biyomalzemeler kullanımı için fırsatlar sunmaktadır.

Çalışma sonucunda; farklı biyomalzemelerin, EİY ile ortez üretiminde kullanımına yönelik topoloji optimizasyonu (TO), tasarımı ve karakterizasyonu ile yenilikçi ortezler geliştirilmiştir. Geliştirilen ortezlerin geleneksel ortezler ile karşılaştırılması yapılarak; biyobozunur özellikli olan bu malzemeler ile ortezlerin kullanımındaki sınırların genişletilmesi, kullanıcı deneyiminin iyileştirilmesi ve üretim maliyetlerinin azaltılması hedeflenmiştir. Gittikçe önem kazanan biyomalzemeler alanında gerçekleştirilen çalışmaların henüz kısıtlı olması nedeniyle deneye dayalı araştırma sayısının arttırılarak, literatüre katkı sağlanması hedeflenmektedir.

Yapılacak çalışma sonucunda; ortez kullanıcı konforunun artırılması, üretim maliyetinin düşürülmesiyle ülke ekonomisine ve sanayisine katkı sağlanması, çevre duyarlılığı bağlamında biyobozunur plastiklerin kullanımının yaygınlaşması ve bu sayede sürdürülebilir üretimin desteklenmesi ve genellikle ithal edilen medikal ürünlerin yerlileştirilmesine olanak sağlanması amaçlanmaktadır.

2. KAVRAMSAL ÇERÇEVE

2.1. YÜRÜME ANALİZİ VE GENEL KAVRAMLAR

2.1.1. Yürüme Eylemi

Yürüme, canlıların doğal olarak bir yerden başka bir yere gitmek için gerçekleştirdikleri hareketlerin bütününü ifade eden bir biyolojik eylemi temsil etmektedir. Bu eylem tüm canlı organizmalar için karakteristik bir özellik taşır ve hatta aynı familyaya ait canlılar arasında bile yürüme biçimlerinde çeşitlilik gözlemlenebilmektedir [7]. İki ayak üzerinde yürüme, sadece insan türüne özgü bir nitelik taşır. Yürüme eylemi, gözlemciler için basit bir faaliyet gibi görünebilir, ancak daha yakından incelendiğinde, bir dizi ardışık hareketin karmaşık bir şekilde birbiriyle ilişkilendirilerek gerçekleştirildiği görülmektedir. Yürümenin düzgün bir biçimde icra edilebilmesi için, kas-iskelet sistemi ve sinir sisteminin sağlıklı bir şekilde çalışabilmesi ve koordinasyon içinde olması gerekmektedir.

2.1.2. Yürüme Sırasında Uzunluk, Hız ve Zaman Parametreleri

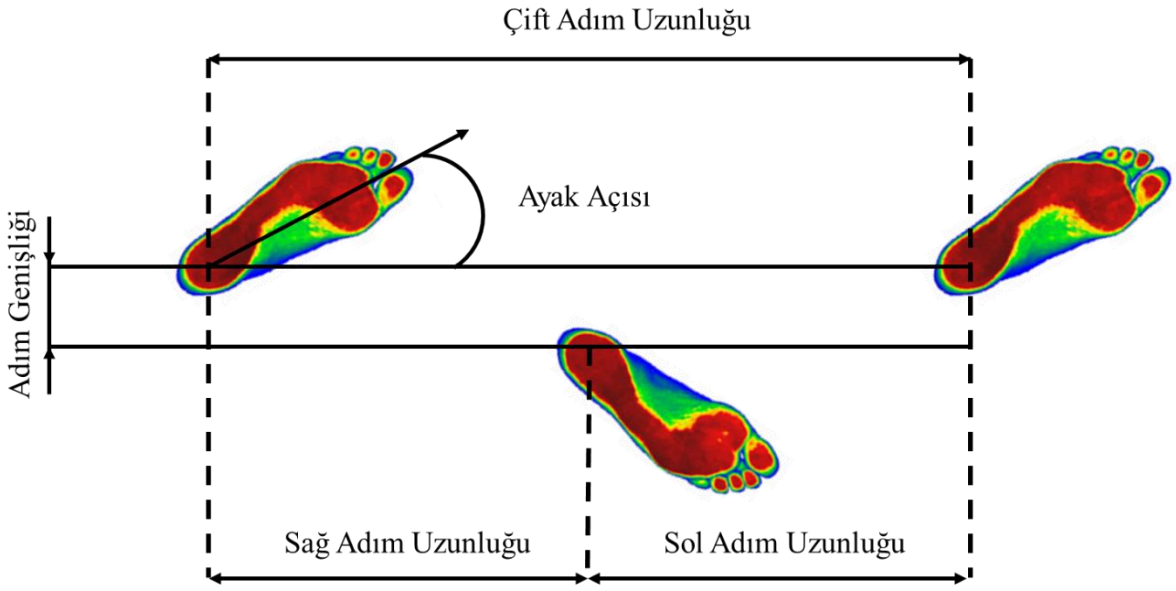
Uzunluk, Hız ve zaman parametreleri, basma ve salınım fazlarının uzay-zamanda gerçekleşmesi sırasında elde edilen önemli niceliklerdir. Bu değişkenler, uzunluk ölçüsü olarak genellikle metre ve santimetre gibi metrik birimlerle ifade edilirken, zaman ölçüsü olarak dakika ve saniye gibi standart birimler kullanılmaktadır. Bu ölçü birimleri, insan hareketlerinin analizinde temel öneme sahiptir. Çalışmanın ilerleyen bölümlerinde, bu değişkenlerin ölçülmesi ve analizi ile ilgili ayrıntılı bilgilere yer verilecektir.

Tablo 2.1, rahat yürüme hızında bulunan yetişkin bireylerin tipik parametre aralıklarını sunmaktadır. Bu aralıklar, fiziksel aktivitenin incelenmesi ve bireylerin hareket kapasitelerinin değerlendirilmesi açısından önemli bir referans kaynağı olarak kullanılmaktadır[8].

Tablo 2.1: Yetişkinlere ait rahat yürüme hızı parametreleri [8].

Çift Adım (Döngü) Süresi	1,0 - 1,2 s
Çift Adım (Döngü) Uzunluğu	1,2 - 1,9 m
Adım Uzunluğu	0,5 - 1,1 m
Adım Genişliği	7,7 - 9,6 cm
Adım Sayısı Hızı (Kadans)	90 - 140 adım/dak
Yürüme Hızı	0,9 - 1,8 m/s

Tabloda yer alan parametreleri tanımlayacak olursak; adım uzunluğu (step length), yürüme esnasında sağ ayak topuğunun temas ettiği nokta ile sol ayak topuğunun temas ettiği noktası arasındaki uzunluktur. Çift adım (döngü) uzunluğu (stride - cycle length), yürüme esnasında aynı ayağın, ilk ve bir sonraki adımda topuk temas noktaları arasındaki uzunluktur. Çift adım (döngü) süresi (stride - cycle time), aynı ayağın iki topuk vuruşu arasında geçen süredir. Adım genişliği (step width), yürüme esnasında iki topuktan geçen eksenler arasındaki dikey uzunluktur. Kadans (cadence), aynı ayağın birim zamanda yere değme sayısıdır. Birimi adım/dak. 'dır. Yürüme hızı (walking velocity), çift adım uzunluğunun dakikadaki adım sayısı hızı (kadans)ile çarpılıp ikiye bölünmesi ile hesaplanır. Ayak açısı, ayağın baktığı yön ile gidilen yön arasındaki açıdır. Bu değişkenler, uzunluk parametreleri ve ayak açısı ölçüleri Şekil 2.1 üzerinde gösterilmektedir.

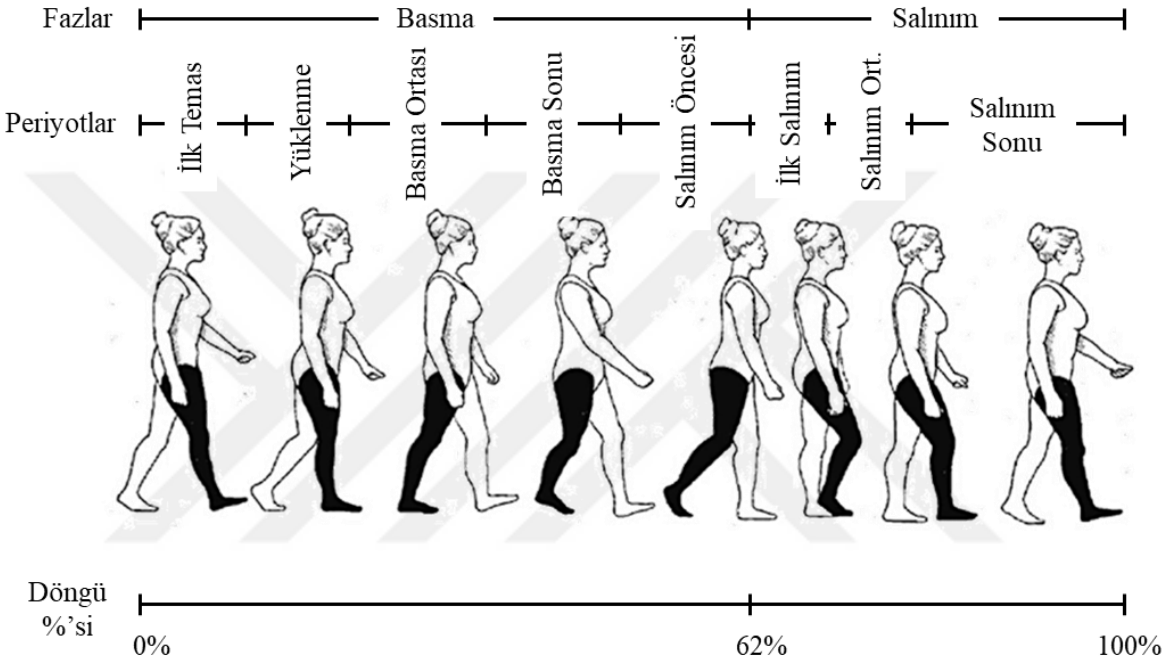


Şekil 2.1: Uzunluk parametreleri ve Ayak Açısı [9].

2.1.3. Yürüme Döngüsü

Yürüme döngüsü, yürümenin temel yapı taşlarından biridir. Bu dögü, her iki bacak üzerinde gerçekleşen bir dizi periyodik hareketten oluşur. Döngünün anlaşılması, yürüme bozukluklarının teşhis ve tedavisi açısından önemlidir [10].

Yürüme döngüsü, aynı ayağın bir topuk vuruşundan diğer topuk vuruşuna kadar geçen zaman aralığıdır (Şekil 2.2). Bu döngü, basma ve salınım olmak üzere iki ana fazdan oluşur.



Şekil 2.2: Yürüme döngüsü ve fazları [9].

Basma fazı, ayağın yerle temas ettiği ve vücut ağırlığının bu ayak üzerine aktarıldığı fazdır. Bu faz, kendi içinde ilk temas, yükleme, basma ortası ve basma sonu ve salınım öncesi olmak üzere beş periyota ayrılır.

-İlk temas: Ayağın yerle ilk teması gerçekleşir. Bu faz, yürüme döngüsünün %10'luk kısmını oluşturur.

-Yükleme: Ayağın yere tam teması gerçekleşir ve yük tamamen basan ayağa aktarılır. Bu faz, yürüme döngüsünün %10'luk kısmını oluşturur.

-Basma ortası: Diğer ayak yerden ayrıldığı zaman başlar. Basan ayak üzerinde gövde ağırlığı ayağın önüne kadar iletilir. Bu faz, yürüme döngüsünün %20'lik kısmını oluşturur.

-Basma sonu: Topuğun yükselmesiyle başlar ve diğer ayağın yere temas etmesi ile biter. Bu faz esnasında vücut ağırlığı ayağın ön tarafından ileriye doğru iletilir. Bu faz, yürüme döngüsünün %20'lik kısmını oluşturur.

Salınım öncesi: Faz diğer ayağın yer ile temasıyla birlikte başlar. Basan ayağın yerle temasını kesmesi ile son bulur. Basan ayaktan yük diğer ayağa aktarılmış olur. Bu faz, yürüme döngüsünün %22'lik kısmını oluşturur.

Salınım fazı, ayağın yerle temas etmediği ve vücut ağırlığının karşı bacağa aktarıldığı fazdır. Bu faz, kendi içinde salınım öncesi, ilk salınım, salınım ortası ve salınım sonu olmak üzere üç periyota ayrılır.

-İlk salınım: Ayağın yerden ayrılması ile başlar, maksimum diz bükülmesi gerçekleşene ve uzuv diğer uzvun yanına gelene kadar sürer. Bu faz, yürüme döngüsünün %23'lük kısmını oluşturur.

-Salınım ortası: Bu faz maksimum diz bükülmesi gerçekleşmesi ile başlar tibia düz pozisyona gelinceye kadar sürer. Bu faz, yürüme döngüsünün %15'lik kısmını oluşturur.

-Salınım sonu: Diz tam olarak açılır ve topuk yere değmeye hazırlanır. Bu faz, yürüme döngüsünün %20'lik kısmını oluşturur.

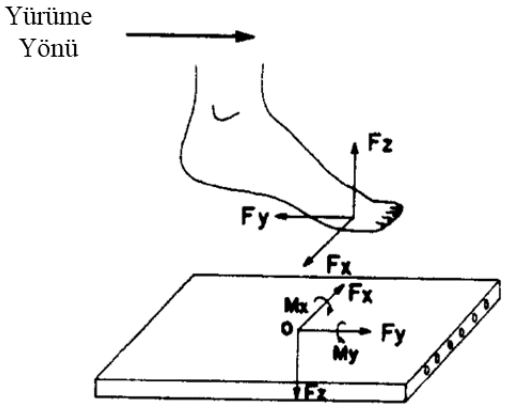
Bu iki fazın koordine bir şekilde gerçekleşmesi, yürümenin mümkün olmasını sağlamaktadır.

2.1.4. Vücut Ağırlık Merkezi

İnsan vücudunun ağırlık merkezinin ikinci sakral omurun hemen önünde, iki kalça ekleminin arasında olduğu varsayılır. Yürüme esnasında vücut ağırlık merkezi (VAM) ne kadar az yer değiştirirse o kadar az enerji harcanır. Bu prensip, vücudun yürürken enerji tasarrufu yapmak amacıyla doğal olarak benimsediği bir davranış biçimidir [11]. Benzer bir mekanizma, tekerleklerin yol kat ederken enerjiyi en verimli şekilde kullanmalarını sağlar. İnsan vücudu da bu etkili stratejiyi benimseyerek, yürüyüş sırasında ağırlık merkezini mümkün olduğunca sabit bir konumda tutmaya çalışır. Bu amaçla, vücut farkında olmadan bazı rotasyon, bükülme ve esneme hareketlerini gerçekleştirir. Bu hareketler, sajital düzlemdeki yürüme sırasında olası 10 cm'lik yer değişimin uzunluğu yaklaşık 5 cm'ye indirir. Benzer bir şekilde, transvers düzlemde de, enerji kaybını minimize etmek amacıyla bir dizi hareketle VAM'nin stabilitesi korunur [12].

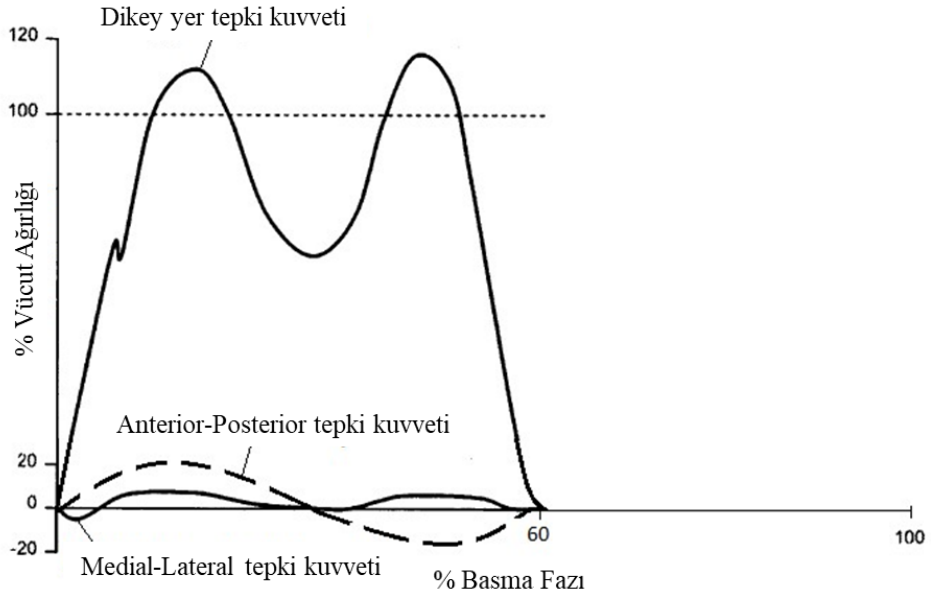
2.1.5. Yer Tepki Kuvveti

Yürüme sırasında ayak yerle temas ettiğinde, vücut ağırlığının yer yüzeyine uyguladığı kuvvetin sonucu olarak, yer tepkisi kuvveti meydana gelir. Vücut ağırlığının oluşturduğu kuvvete eşit ve ters yönde olan bu kuvvet bütünü yer tepki kuvveti olarak adlandırılmış olup görsel açıdan Şekil 2.3'te sunulmuştur. Yer tepki kuvveti, vücudun yere temas ettiği yerdeki basınca hassas bir şekilde tepki veren kuvvet platformları kullanılarak ölçülür.



Şekil 2.3: Yer tepki kuvveti.

Şekil 2.4'te gösterilen çift hörgüç şeklinde eğri, vücut ağırlığına bağlı dikey yönde yer tepki kuvvetini göstermektedir. Normal yürüme esnasında yer tepki kuvveti, topuk bölgesinin yere teması ile artmaya başlar, kısa bir süre sonra maksimum seviyeye ulaşır ve ardından basma noktasının ortasında hafif bir düşüş yaşar. Daha sonra, salınım evresine doğru tekrar düşmeye başlar. Ayrıca diğer iki eğri, anterior-posterior (ön-arka) ve medial-lateral (iç-dış) yönlerde meydana gelen tepki kuvvetlerini göstermektedir.



Şekil 2.4: Vücut ağırlığına bağlı yer tepki kuvvetleri [13].

2.1.6. Yürüme Analizi

Yürüme eyleminin gerçekleştiği hareket anında detaylı bir biçimde gözlemlenmesinin zor olması, gelişmiş cihazlar ve metodolojiler kullanarak kişinin yürüme biçiminin sayısal bir şekilde analiz edilmesine yol açmıştır. Bu bağlamda, yürüme analizi çalışmaları 19. Yüzyılın sonlarından itibaren başlamış ve günümüzde video kayıtları, sensörler ve kuvvet platformları gibi teknolojik araçlar kullanılarak daha kesin sonuçlara ulaşabileceğimiz bir aşamaya gelmiştir. Modern yürüme analizi sistemleri, verilerin sayısal olarak elde edilmesini ve bilgisayar tabanlı bir ortamda kaydedilip erişilmesini mümkün kılmaktadır. Bu durum, patolojik mekanizmaların daha iyi anlaşılmasına, daha uygun tedavilerin uygulanmasına, tedavilerin sonuçlarının değerlendirilmesine ve önerilen protez ve ortezlerin etkinliği üzerine araştırmalara olanak tanımaktadır [14].

Modern yürüme analizi, eklem kinematiği ve kinetiğine dayanmaktadır. Ayrıca ayak basınç dağılımı, oksijen tüketimi ve elektromiyografi (EMG) gibi ölçümler de yaygın olarak yapılmaktadır [15]. Teknolojinin ilerlemesi, farklı alanlarda kullanım potansiyeli ile yeni yürüme analizi yöntemleri üzerinde çalışmalara olanak sağlamaktadır. Örneğin, Gabel M. Ve diğ., şarjlı sensörlere ve işaretleyicilere gereksinim duymadan, tek bir üç boyutlu sensör kullanarak daha ekonomik bir yürüme analizi metodu geliştirdiklerini belirtmektedirler [16]. Başka bir örnekte ise Duong giyilebilir sensör ve makine öğrenmesi teknolojileri ile geliştirdiği teknik sayesinde gerçek yaşamdaki ile laboratuvar yürüme analizleri arasındaki boşluğu doldurmaya yönelik çalışmalar yapmıştır [17].

Yürüme analizi üç aşamada gerçekleştirilebilir. İlk aşama, gözlem yoluyla analizdir. Hasta ilk olarak yaklaşık olarak 10 metrelik bir uzunluğu yürür ve bu sırada yürüyüşü ve eklem hareketleri gözlenir. Bununla birlikte, tüm eklem hareketlerini doğru bir şekilde değerlendirmek için yalnızca görsel gözlem yeterli olmayabilir. Bu nedenle, kişinin yürüyüşü video kamera ile kaydedilerek, deneyimli gözlemcilerin daha kesin değerlendirmeler yapabilmesine olanak tanır [18]. Video kayıtları tekrar tekrar izlenebilir, gerekli olduğu yerlerde yavaş çekimde ya da durdurularak incelenebilir. Bu sayede çıplak gözle yapılan değerlendirmelerden daha hassas ve detaylı değerlendirmeler yapmak mümkün olmaktadır.

Kinematik analizde, vücudun ve uzuv segmentlerinin yürüme sırasında hareketleri işaretleyiciler vasıtasıyla ölçülür. İşaretleyiciler, vücudun kemikli bölgelerine önceden belirlenmiş noktalara yerleştirilir. Bu işaretleyiciler, vücut segmentlerinin üç boyutlu

konumlarını takip etmek için kullanılır. Koordinat verileri, eklem açıları, açısal ve lineer hızlar gibi klinik analizler için gerekli olan bilgiler elde edilir.

Kinetik analizde ise, yer tepki kuvvetinden elde edilen ölçümler kullanılarak hareketi oluşturan net kuvvet ve momentler belirlenir. Kinetik analiz için aynı anda kinematik ve yer tepki kuvveti verileri gereklidir. Yer tepki kuvveti, hastanın yürüme yoluna yerleştirilmiş olan bir kuvvet platformuna basmasıyla ölçülür. Her bir eklemde üretilen kuvvet ve moment, iskelet kas sisteminin basitleştirilmiş modeli ve ters dinamik hesaplama yöntemi kullanılarak hesaplanır. Ters dinamik hesaplama yöntemi, yer tepki kuvvetleri ile birlikte eklem pozisyonları, hızları ve ivmeleri gibi kinematik verileri bir araya getirerek eklem üzerindeki moment ve güçleri hesaplamayı mümkün kılar.

Bu yöntemde, her segment ayrı ayrı ele alınır ve enerjinin segmentler arasındaki aktarımı ve gücü hesaplanabilir. Eğer sistemin tam hareket geçmişi, özellikle ivmesi biliniyorsa, bu bir matematiksel problem haline dönüşebilir. Eklem güçleri, segmentler arası eklem momenti ve hızının skaler çarpımı ile hesaplanır (Denklem 2.1). Burada belirtilen sembollerde, Ẇ gücü temsil eder, M segmentler arası eklem momentini, ω açısal hızı ve v ise lineer hızı simgeler.

$$\dot{W} = M_{Ek}.\ \Omega + F_{T}.\ v_{L} \qquad (2\text{-}1)$$

2.2. ORTEZLER

2.2.1. Ortez Tanımı, Terminolojisi ve İşlevleri

Ortez, vücut fonksiyonlarını yerine getirmede kısmi veya tam olarak başarısız olan bireylerin, vücutlarını desteklemek, stabilize etmek, hareket kabiliyetlerini artırmak, ağrıyı azaltmak veya tedavi etmek amacıyla kullanılan bir medikal cihazların genel adıdır [19]. Ortezler, genellikle kemik, kas, tendon, sinir veya eklem yaralanmaları gibi nedenlerle ortaya çıkan işlev kayıplarını düzeltmek veya telafi etmek için kullanılmaktadır.

Ortezler, genellikle hastanın vücut ölçüleri ve ihtiyaçlarına göre özel olarak tasarlanır ve üretilir. Temel olarak, ortezler iki kategoriye ayrılır [20]. Bunlar;

1. Statik Ortezler: Vücudun bir bölgesini immobilize etmek veya sabitlemek amacıyla kullanılırlar. Boyunluk, omuz askısı, el bileği ateli, dizlik ve ayak bileği ateli statik ortezlere örnek olarak gösterilebilir.

2. Dinamik Ortezler: İskelet veya kas sistemi fonksiyonlarını desteklemek, kontrol etmek veya düzeltmek için kullanılırlar. Ortopedik ayakkabılar, dizlikler, omurga destekleri ve yürüteçler dinamik ortezlere örnek olarak gösterilebilir.

Farklı bir kategorizasyon yaklaşımı olarak, Ortezlerin vücutta kullanım bölgelerine göre sınıflandırılabilmesi mümkündür. Bu bağlamda üst ekstremite ortezleri, omurga ortezleri ve alt ekstremite ortezleri olarak sınıflandırılabilir. Yaygın olarak kullanılan ortez terminolojisi Tablo 2.2'de verilmiştir [21].

Tablo 2.2: Ortez terminolojisi [21].

Üst Ekstremite Ortezleri			
HO	El ortezleri	**WHO**	Bilek-el ortezleri
WO	Bilek ortezleri	**EWHO**	Dirsek-bilek-el ortezleri
EO	Dirsek ortezleri		
Omurga Ortezleri			
CTLSO	Servikal-torasik lumbosakral ortezler		
CO	Servikal ortezler	**TLSO**	Torasik-lumbosakral ortezler
TO	Göğüs ortezleri	**LSO**	lumbosakral ortezler
LO	Lomber ortezler	**SIO**	Sakroiliak ortezler
Alt Ekstremite Ortezleri			
FO	Ayak ortezleri	**AFO**	Ayak-Ayak bileği ortezleri
KO	Diz ortezleri	**KAFO**	Diz-ayak bileği-ayak ortezleri
HpO	Kalça ortezleri	**HKAFO**	Kalça-diz-ayak bileği-ayak ortezleri

Ortezler vücut fonksiyonlarını yerine getirmede kısmi veya tam olarak sorun yaşayan bireylerin yaşam kalitelerini artırmak için önemli bir role sahiptirler. Bu cihazlar, hastaların fonksiyonel bağımsızlıklarını artırmaya yardımcı olurken, aynı zamanda yaşam kalitelerini artırarak psikolojik açıdan da destek olurlar [22].

2.2.2. Alt Ekstremite Ortezleri

Alt ekstremite ortezleri, dünya genelinde ve Türkiye'de en yaygın olarak kullanılan ortez türüdür [2,21,23]. Bu cihazlar, alt ekstremitelerin (bacak, ayak ve ayak bileği) yaralanma, hastalık veya doğuştan gelen deformiteler nedeniyle işlevsel bozukluklarının düzeltilmesi, önlenmesi veya azaltılması amacıyla kullanılmaktadır. Alt ekstremite ortezlerinin tasarımı ve malzeme seçimi, bireyin spesifik ihtiyaçlarına ve sağlık durumuna bağlı olarak değişiklik gösterebilir.

Ayak bilek ortezleri (AFO), ayak bileği hareketini sınırlayarak fonksiyonel olarak zayıf olan kaslara destek sağlamakta ve güvenli hareketin gerçekleşmesini sağlamaktadır. Bu ortezler,

vücuttaki konumlarından dolayı dinamik olarak vücut ağırlığına maruz kalmaktadır. Bu nedenle; bu cihazların üretiminde yüksek dayanıklılık gerektiren malzemelerin kullanılması gerekir, bu da maliyeti artıran ve mühendislik açısından zorlu bir süreci beraberinde getiren bir faktördür.

Alt ekstremite ortezleri, bireylerin hareketliliklerini ve yaşam kalitelerini artırmak için önemli bir araç olarak kullanılmaktadır.

2.2.2.1. Ayak-Ayak Bileği Ortezleri

Ayak-ayak bileği ortezleri, bireylerin özgün gereksinimlerine uyacak şekilde farklı boyutlarda ve özelliklerde tasarlanan, alt ekstremite hareket kontrolünü desteklemeyi amaçlayan, destekleyici medikal cihazlardır. Bu tür alt uzuv ortezleri, diz altından başlayarak ayak bileği ve ayağı içine alacak şekilde tasarlanmaktadır. Üretim materyalleri olarak metal ve plastik kullanılmakla birlikte, günümüzde plastik içerikli AFO'lar, hafiflikleri, estetik görünümleri ve uzvun daha iyi desteklenmesi gibi avantajları nedeniyle tercih edilmektedir. AFO'lar, biyomekanik hedeflere göre çeşitli varyasyonlara sahiptir.

Katı (solid) AFO'lar, sert ve rijit bir gövde yapısına sahiptir ve ayak ile ayak bileğini sağlam bir şekilde desteklemeyi amaçlamaktadır. Bu türlerde tasarım, ayak bileği hareketini sınırlamak ve orta ve ön ayak kontrolünü sağlamak amacıyla geliştirilmiştir. Katı AFO'lar, planter fleksiyonda yüksek ton ve spastisite, gastronemius kontraktürü veya mediolateral dengesizlik durumlarında tercih edilir [24]. Katı AFO'ların rijitlik seviyeleri, malzeme seçimi, et kalınlığı veya malleolin bölgesinin öne bakan yüzünün kesilerek daraltılması gibi ayarlamalarla kontrol edilmektedir [25]. Bu şekilde, istenirse, özellikle bileğe yakın bölgelerde yapılan daraltma (trimleme) işlemleriyle katı AFO'lara dinamik özellikler kazandırılabilir. Bu tip esneklik kazandırılan AFO'lara dinamik ayak-ayak bileği ortezleri (DAFO) adı verilir.

Mafsallı AFO'lar, ayak bileği eklemlerini kullanarak ayak bileğinin hareketine izin verirken, aynı zamanda istenilen yönde hareketini kısıtlanmasına olanak tanır. Tipik olarak, mafsallı AFO'lar, planter fleksiyonu 90º sabitler ve dorsifleksiyona (ekstansiyon) izin verirler. Diz tam açıldığında, gastonemius kasının uygun uzunluğa sahip olduğunda yaklaşık olarak 10 derecelik bir dorsifileksiyon sağlayabilirler [25,26].

Yer reaksiyon AFO'ları, dize etki eden yer reaksiyon kuvvetini değiştirmek için pozitif fleksiyon veya ekstansiyon momenti oluşturur. Dizin alt tarafına konumlandırılan destekle,

dorsifileksiyonun engellenmesi ve dizin öne doğru hareketinin kontrol altına alınması amaçlanır, böylece yürüyüş sırasında çömelme düzeltilmeye çalışılır.

İnce ve esnek plastik malzemeden üretilen çevresel AFO'lar, ayak bileğini sabit bir pozisyonda tutulmasını sağlarlar. Ayağı ve bacağı sararak tam temas sağlarlar ve bu sayede yüksek basınç alanlarının yayılmasına yardımcı olurlar.

2.3. ORTEZ İMALATI

AFO'lar, prefabrik ve özel yapım olmak üzere iki farklı üretim yaklaşımıyla imal edilmektedirler.

2.3.1. Prefabrik Üretilen Ortezler

Prefabrik AFO'lar, genellikle kısa vadeli kullanım veya temel klinik gereksinimler için önceden hazırlanmış ortezlerdir. Bu tür ortezler, genellikle standart boyutlarda sunulsa da gerektiğinde hastanın bireysel ihtiyaçlarına uyacak şekilde özelleştirilebilir ve değiştirilebilirler. Bu durum, prefabrik ortezlerin işlevselliği ve hastanın konforunu artırmak amacıyla uygun bir şekilde modifiye edilebileceği anlamına gelmektedir. Bununla birlikte, prefabrik AFO'ların bazı dezavantajları vardır. İlk olarak, sınırlı boyut seçenekleri sunarlar (örneğin, küçük, orta ve büyük). İkincisi, her zaman hastanın ayak bileği ve ayak yapısına mükemmel bir uyum sağlama garantisi vermezler, bu da özel yapım AFO'lara göre daha düşük bir konfor seviyesine yol açabilir. Üçüncü olarak, sabit mekanik özelliklere sahip oldukları için, hastaların özgün işlevsel gereksinimlerini veya engellilik durumlarını tam olarak karşılayamazlar [27].

Prefabrik ortezlerin stilleri ve üretimde kullanılan malzemeler, Pazar taleplerinden etkilense de üreticiler genellikle malzeme ve tasarım değişiklikleri konusunda isteksizdir. Eğer prefabrik bir ortezin malzeme veya tasarımı talep görmüyorsa, üretimleri sonlandırılır. Diğer yandan, pazarın umut verici olduğu durumlarda üreticiler; konfor, dayanıklılık ve tedavi açısından daha üstün ürünler üretmeye teşvik edilmektedir. Ortez tedarikçileri genellikle, prefabrik ortezleri daha geniş nüfus kesimlerine sunma konusunda çaba gösterirler, çünkü özel yapım ortezlerin belirli bir nüfusa yönelik üretimi maliyetli olabilir ve büyük bir Pazar potansiyeli olmadığı sürece mali açıdan daha düşük kârlılık getirmektedir [28].

2.3.2. Geleneksel Yöntem ile Üretilen Ortezler

Geleneksel kişiye özel AFO'lar, ayak ve alt ekstremite patolojilerinin tedavisinde kabul gören standart bir yaklaşımı temsil etmektedir ve kişiye özel üretimin avantajlarını sunmaktadır [29]. Bu özel üretim AFO'lar, hastanın alt ekstremitelerinin alçı kalıplarından oluşturulduğu bir yöntemle üretilmektedir. Bu süreç, hastanın bacağının ve ayağının negatif izlenimini alçı sıvısı ile oluşturmak, pozitif bir modeli şekillendirmek ve daha sonra termoplastik bir polimer kullanarak vakumla şekillendirilmiş bir AFO üretmek için bu pozitif modeli kullanmak adımlarını içermektedir [30,31]. Ancak, bu geleneksel üretim süreci uzun ve hassas bir süreçtir ve kalıp yapımı ile ürünün tamamlanması, uzun zaman ve kaynak israfına neden olabilir. Bu, işlem süresinin son işleme miktarına bağlı olarak 2 günden birkaç haftaya kadar uzayabileceği anlamına gelmektedir [31–33]. Ayrıca, AFO'nun tahrip olması veya hastanın durumunun değişmesi durumunda, üretim sürecinin tamamen yeniden yapılması gerekmektedir [34].

2.3.3. Eklemeli İmalat Yöntemi ile Üretilen Ortezler

Emek yoğun alçı kalıplama yönteminin dezavantajları, daha hızlı ve maliyet etkin özelleştirilmiş yöntemlerin geliştirilmesi gerekliliğini gündeme getirmiştir [33,35]. Eklemeli İmalat (Eİ) ya da Katmanlı üretim olarak da adlandırılan 3 Boyutlu (3B) baskı veya hızlı prototipleme, işgücünün önemli bir kısmını ortadan kaldırma potansiyeline sahip yeni bir teknolojidir. 3B baskı, AFO'ların üretiminde etkinliğini kanıtlamıştır ve olağanüstü boyutsal doğruluk ve güvenilir performans sunmaktadır. 3B baskı ile üretilen AFO'ların performansı, geleneksel özel yapım AFO'lara en azından eşit seviyede olup, üretim süreci daha az hassas beceri ve çaba gerektirmektedir [30,34]. Bu yöntemde, başlangıçta bir dijital model oluşturmak için tıbbi görüntüleme teknikleri (örneğin, bilgisayarlı tomografi veya manyetik rezonans görüntüleme), 3B hassas tarama cihazları kullanılır. Dijital model daha sonra bilgisayar destekli tasarım yazılımı aracılığıyla işlenir ve fiziksel bir model üretmek için 3B yazıcıda kullanılır. Bu yöntem, uygulayıcının dijital modeli kolayca ayarlamasına olanak tanır. Geleneksel özel yapım AFO'lar ile EİY arasındaki karşılaştırma, Şekil 2.5'te sunulmaktadır.



Şekil 2.5: Hastaya özel AFO imalatı karşılaştırma şeması [36].

EİY ile üretim potansiyeli, hızlı ve ekonomik üretim, kitlesel özelleştirme, azaltılmış parça sayıları, daha karmaşık geometriler, daha az malzeme atığı ve özel ortezler için devrim niteliğinde hizmetler dâhil olmak üzere çeşitli avantajlar sunmuştur [37–39]. Şekil 2.5, eklemeli imalat (Eİ) teknolojisi kullanılarak üretilen AFO ve geleneksel özel üretim yöntemi kullanılarak üretilen AFO'nun imalat basamaklarını göstermektedir. Eİ teknolojisinin hafif, çok renkli ve özelleştirilmiş ortezler üretme yeteneği nedeniyle, 3B baskıyla üretilen AFO'lar hastanın fiziksel ve psikolojik iyileşmesi üzerinde de önemli bir etki yaratmaktadır [40]. Ancak, EİY ile üretimin bazı dezavantajlar da bulunmaktadır. Bu teknoloji hala gelişme aşamasında olup, geleneksel yöntemler kadar dayanıklı olmayabilir. Öte yandan, EİY ile yüksek uzmanlık gerektirmekte ve EİY yazılımları ve ekipmanları hem ekonomik hem de mekânsal erişim engelleri bulunabilmektedir. Ek olarak; EİY ile imalat sonrası ortezin işlenmesi, postkürasyon, destek çıkarma, cilalama, mikroçatlak temizleme ve pasivasyon dahil, nihai ürünün işlevselliğini ve estetiğini artırmak için işlemler de gerektirebilmektedir [41,42]. Birçok EİY cihazının çalışma hacmi, dış iskelet boyutundan daha küçüktür. Bu durumda, birkaç bileşen tasarlanması, basılması ve ardından montaj yapılması gerekmektedir. Bu da, daha yüksek işçilik maliyeti ve işleme süresi sonucunu doğurabilmektedir. EİY teknolojisi kullanılarak aktif AFO'ların üretim sürecinde, EİY malzemesinin yanı sıra sensörlerin de kullanılması gerektiğinden, üretim açısından zorluklar yaşanabilmektedir [43]. AFO'ların EİY ile üretimi ile ilgili avantajlar ve zorluklar, bir dizi makalede incelenmiştir [33,43–46].

Geçmişte Eİ teknolojisinin kullanımı, 3B baskı makinelerinin hızı, maliyeti ve erişilebilirliği ile malzemelerinin erişilebilirliği tarafından kısıtlanmıştır. Erken dönem 3B baskı uygulamalarında kullanılan polimerlerin, günümüz kompozit malzemeleri ve

termoplastiklerine kıyasla sağlamlık ve güvenilirlik açısından daha az etkili olması, tıbbi uygulamalarda 3B baskı teknolojisinin benimsenmesini geciktirmiştir. Ancak, malzeme mühendisliğindeki teknolojik ilerlemeler ve bir bileşenin yapısal olarak tasarlanabilmesi (örneğin malzeme kalınlığının değiştirilebilmesi gibi) belirli 3B baskı parçaların prototiplerden ziyade son ürünlerde kullanımı için daha uygun hale getirmiştir [47]. Malzeme çeşitliliğinin artması, Eİ ekipmanlarının daha kolay erişilebilir ve ekonomik hale gelmesi, sofistike 3B tarama ve yazma cihazlarının yaygın hale gelmesi; EİY'nin kullanımını büyük ölçüde kolaylaştırarak kullanım alanlarının genişlemesini sağlamıştır.

Ortez cihazının fiziksel özellikleri, cihazın elastikiyeti, esnekliği, dayanıklılığı, sertliği, yoğunluğu ve sıcaklık tepkisini belirleyen malzeme türü tarafından belirlenir [48]. Orttezin elastikiyet, esneklik, dayanıklılık, sertlik, yoğunluk ve sıcaklığa tepkisi gibi özelliklerini, ürünü oluşturan malzemelerin fiziksel özellikleri belirlemektedir. Bu nedenle ortez üretiminde malzeme seçimi yüksek öneme sahip unsurlardan biridir. Ortezden beklenen özellik ve fonksiyonların sağlanabilmesi için; malzeme özelliklerinin titizlikle analiz edilerek, malzeme seçimini ürünün tek bir fiziksel özelliğine bakılarak yapılmamalıdır. Örneğin, bir malzeme yalnızca sertliği için seçilirse, biyomekanik performans ve istenen konfor seviyesinde beklenen özelliklerin karşılanmama olasılığı yüksektir [49,50].

Malzeme seçimi ve ürünün son tasarımı önemli ölçüde üretim sürecine bağlıdır. Bu nedenle, Eİ işlemine uygun olan belirli malzemelerin tanınması önemlidir [51]. AFO'ların 3B baskısı için yaygın olarak kullanılan malzemeler ve ek teknolojilerin bir listesi Tablo 2.2'de yer almaktadır. Ortezler için en hızlı ve pratik kullanıma sahip olan dört Eİ teknolojisi; malzeme ekstrüzyonu (ME), havuz fotopolimerizasyonu (HFP), çoklu jet füzyonu(MJF) ve toz yatağı füzyonu (TYF) olarak görülmektedir [43,52].

Tablo 2.3: AFO'ların 3B basımında kullanılabilen malzemelerin ve Eİ teknolojilerinin listesi [36].

Malzeme	Özellik *[1]				Eİ Teknolojisi *[2]				
	A	K	YK	TP	TS	ME	HFP	MJF	TYF
Polipropilen [PP]			+	+					+
Polietilen [PE]			+	+					+
Poliamid [PA]			+	+					+
Polieter Eter Keton [PEEK]			+	+					+
Polistiren [PS]	+			+					+
Akriyonitril Bütadien Stiren [ABS]	+			+		+			
Polikarbonat [PC]	+			+		+			
PC/ABS Karışımı	+			+		+			
Polilaktik Asit [PLA]	+			+		+			
Polieterimid [PEI]	+			+		+			
Termoplastik Poliüretan [TPU]	+			+					
Akrilik	+				+		+	+	
Akrilat	+				+		+	+	
Epoksi	+				+		+	+	
Alüminyum Alaşımları		+							+
Paslanmaz Çelikler		+							+
Kobalt-Krom alaşımları		+							+
Nikel Alaşımları		+							+
Ticari saf titanyum		+							+
Ti–6Al–4V		+							+
Nikel-Titanyum alaşımları		+							+

1 A: Amorf; K: Kristal; YK: Yarı Kristal; TP: Termoplastik; TS: Termoset

2 ME: Malzeme Ekstrüzyonu; HFP: Havuz Fotopolimerizasyonu; MJF: Çoklu Jet Füzyonu; TYF: Toz Yatağı Füzyonu;

Malzeme ekstrüzyon imalat yöntemlerinden olan eritme katmanlı imalat, bilinen diğer adıyla Fuse deposition modeling (FDM), plastik 3B baskı işlemleri içinde yaygın olarak kullanılan bir imalat yöntemidir. FDM; ekonomikliği, kolayca erişilebilirliği, ekipmanlarının bulunabilirliği, uygun maliyetli hammaddesi, malzeme işleme basitliği ile daha hafif ve dayanıklı ürün sunma gibi çeşitli nedenlerle EİY içinde küresel olarak benimsenen bir teknolojidir [49,53]. TYF tekniği, ortezlerin üretiminde yaygın olarak iki teknolojiyi kullanmaktadır. Seçici lazer sinterleme (SLS) ve çoklu jet füzyon (MJF) teknolojisidir. Her iki teknolojide de, ürün parçaları termal olarak katman katman polimer veya metal toz partiküllerinin birleştirilmesi (veya sinterlenmesi) yoluyla üretilmektedir. Bu iki teknoloji arasındaki temel fark ısı kaynağıdır. SLS'de her kesit lazer kullanılarak taranır ve sinterlenirken, MJF'de tozun kızılötesi ışığı emmesi için mürekkep (birleştirici madde) toza uygulanır [54]. Mürekkeple işaretlenmiş bölgeler, inşa platformunun üzerinden bir kızılötesi enerji kaynağının geçirilmesiyle birleştirilir. Diğer bir açıdan, MJF, bağlayıcı püskürtme ve SLS teknolojilerini bir araya getirir.

2.3.4. Ortez İmalatında Kullanılan Malzemeler

20. yüzyılın başlarında, ortezler genellikle metal, deri ve kumaştan yapılırken, son 80 yıl içinde geliştirilerek sektörde kullanım alanı bulan malzemeler orteze ihtiyaç duyan hastalar için önemli bir ilerleme sağlamıştır. Havacılık, otomotiv ve denizcilik endüstrilerinde sağlam ve hafif bileşenlere duyulan ihtiyaç; ortezlerde kullanılabilecek uygun mekanik özelliklere sahip sayısız yeni malzeme gelişmesine sebep olmuştur.

Ortezlerde kullanılan malzemeler genellikle üç kategoriye ayrılır: adaptif, şok emici ve yük taşıyıcı. Adaptif malzemeler; konfor, destek ve koruma sunmak için kullanılır. Bu malzemeler lokal olarak deforme olabilirler ve pozitif hasta modelleri oluşturmak için kolayca ısıtılabilirler. Adaptif malzemeler, hasta ile ortez arasına yerleştirilirler. Şok emici malzemeler tekrarlayan kuvvetler altında bükülmeden destek sunarlar. Genellikle ortez malzemeleri ile kalıplanamadıklarından dolayı termoform malzemeler şeklinde ortezler üzerine lamine edilirler. Yük taşıyıcı malzemeler, ortezlere yapısal destek sağlar ve düzeltici önlemler uygulamak veya yükleri taşımak için kullanılırlar. Şok emici malzemeler cilt üzerine fazla yük binmesini veya cildin tahriş olmasını önlemek için yük taşıyıcı malzemelerle birlikte kullanılırlar.

Yeni malzemeler; dayanıklılık ve güçte artış, hafiflik, esneklik, işlenebilirlik ve dikkate değer estetik gelişmeler sağlayarak alanda radikal ilerlemelere olanak tanımıştır. Yüksek mukavemet-ağırlık oranına, daha yüksek elastisiteye ve uygun mekanik özelliklere sahip malzemeler, daha hafif, daha esnek ve daha güçlü ortez malzemelerinin kullanımına yol açmıştır. Kompleks yapılı malzemelerin uygun olmayan şekillerde birleştirilmesi, malzemeler açısından uygun olmasa da spesifik klinik uygulamalar için uygun olabilmektedir [55]. Ortezler son dönemde kullanıcı konforu ve estetik açıdan gelişmiştir. Deri kayışların yerini daha pürüzsüz ve cilt rahatsızlığına neden olmayan özel kayışlar almıştır. Geleneksel çelik destekler ve splintler, alüminyum veya karbon fiberden (KF) yapılmış daha hafif alternatiflerle değiştirilmiştir [56].

Ortez için malzeme seçimi genellikle mevcudiyet, maliyet, klinik amaç ve hastanın patolojisi temelinde yapılırken, üretim sürecinde bazı temel özellikler ve koşullar da dikkate alınmalıdır. Bu özellikler arasında dayanıklılık, sertlik, yoğunluk, korozyon direnci, hasta ağırlığı ve aktivitesi, hasta cilt durumu ve üretim kolaylığı yer almaktadır [47,50,57,58] Tablo 2.3'te, ortez yapımı için malzeme seçiminde rol oynayan önemli özellikleri listelenmiştir.

Tablo 2.4: Ortez üretimi için malzeme seçimini etkileyen özellikler [36].

Malzeme Özelliği	Tanım
Mukavemet	Orteze uygulanan yük/yüklere kırılmadan dayanma yeteneği.
Rijitlik	Bir ortezin bükülmesine neden olan bir yüke karşı gösterdiği direnç, bir malzemenin elastik modülü ile ilgilidir. Sert malzemeler yalnızca dışbükey gövde parçalarına (içbükey parçalara değil) yüksek basınç uygulayabilir. Esnek malzemeler, sert malzemelerle aynı basıncı uygulayamasalar da, vücudun hem dışbükey hem de içbükey kısımlarına basınç uygulayabilirler.
Sertlik	Malzemenin kalıcı girintiye karşı direncine sertlik denir. Bir ortezin iç kısmı hasta konforunu artırmak için yumuşak, dış kısmı ise yüksek sertlikte olmalıdır. Uygun malzeme sertliğini anlamak, yürüme basıncını düşürmek için avantajlı olabilmektedir.
Ağırlık	Düşük ağırlıklı bir ortez, günlük aktiviteler sırasında çok daha fazla hareket imkanı, daha az ağrı, daha kolay ayakkabı giyme ve daha fazla genel konfor sağlar.
Kalınlık	Bir ortezin ağırlığı ve hacmi, kalınlığı ile ters orantılıdır. Hastanın konfor seviyesini artırmak için ortez kalınlığı azaltılmalıdır. Daha düşük kalınlık, üretim süresini ve maliyetlerini de en aza indirme konusunda etkilidir. Bununla birlikte, düşük kalınlık mekanik mukavemeti veya dayanıklılığı zayıflatmamalıdır.
Kullanım Ömrü	Bir ortezin gözle görülür bir bozulma olmadan zaman içinde etkili kalma yeteneğidir. Bir malzemenin kullanım ömrünü değerlendirmek için yorulma testi uygulanır. Ortezde kullanım ömrü, performans kaybından veya toplam malzeme arızasından önceki döngü sayısı ile belirlenir.
Şekillendirilebilirlik	Kalite standartlarını korurken bir malzemeyi ortez bileşenine dönüştürme kolaylığı.
Neme dayanıklılık	Bir ortezin nem etkilerine dayanma veya itme yeteneğidir. Ortez neme veya sıvılara maruz kaldığında su emilimini, hasarını veya bozulmasını önler.
Biyouyumluluk	Bir ortezin, cilt veya diğer vücut dokularıyla temas ettiğinde minimum tahriş, hassasiyet veya alerjik tepki riski ile insan vücudu ile güvenli bir şekilde etkileşime girme ve uyum sağlama yeteneği.

Malzemelerin fiziksel özelliklerine ilişkin yeterli bilgiye sahip olunması malzemeleri manipüle etme ve kullanma yöntemlerinde etkilediğinden, AFO'ların tasarımı ve üretimi için önem taşımaktadır. Günümüzdeki birçok AFO tasarımı, farklı malzemelerin birleşiminden oluşmaktadır. Modern AFO üretiminin en sık kullanılan malzemeleri, termoplastikler ve ısıyla sertleşen polimerler, metaller, deri, tekstil fiberleri ve kumaşları, köpük plastikler ve polimer tabanlı kompozitlerdir. AFO'ların üretiminde kullanılan tipik malzemelerin genel bir açıklaması aşağıdaki bölümlerde incelenmektedir.

2.3.4.1. Deri

Farklı hayvan derileri ve postları, deri üretiminde kullanılır. Derinin son özellikleri, tabaklama işlemleri ve deri türünün etkisi altında kalır. Tabaklama işlemi, deriyi daha güçlü, daha esnek ve dayanıklı hale getirir[56]. Sebze tabaklı deri, deri rahatsızlığını önlemek amacıyla ortez veya protez arayüz malzemesi olarak kullanılır. Dayanıklılık ve uzun kullanım ömrü gerektiren uygulamalar için krom tabaklı deri kullanılır. Su geçirmez, gözenekli, esnek veya sert deriler, üretim sürecine ek kimyasal işlemler eklenerek oluşturulabilir. Boyutsal kararlılık, gözeneklilik, şekil verilebilirlik ve su buharı geçirgenliği, derinin yararlı özellikleridir[59]. Derinin sentetik alternatiflere göre daha fazla nefes alabilir olması da olumlu bir özelliktir. Bu özellikler, deriyi birçok AFO tasarımında tercih edilen bir malzeme haline getirir. Derinin kullanımının dezavantajları, nispeten yüksek maliyetler, sınırlı biyobozunurluğu ve tabaklama işlemlerinden kaynaklanan kimyasal atıklardan kaynaklanan kirliliktir. Bugün deri, alt ekstremite ortezleri için kemerler, kayışlar ve uzuv kelepçeleri yapmak için kullanılmaktadır. Pelvis, uyluk ve baldır bantları gibi metalik elementler, inceltilmiş deri ile kaplanmaktadır[60].

Tarihsel olarak, deri tabanlı AFO'lar, hafif ila orta düzeydeki yürüme patolojilerini yönetmek için kullanılmıştır. Düşük ayak veya ayak bileği istikrarsızlığı gibi patolojilerin stabilitesi ve kontrolünü sağlamak bu duruma örnek gösterilebilir. Bununla birlikte, ortez malzemeleri ve tasarımlarındaki ilerlemeler, daha iyi ayarlanabilirlik, kullanıcı konforu, hafiflik ve kontrol kolaylığı sunan alternatif seçeneklerin tercih edilmesine yol açmıştır. Bu alternatifler artık sağlık profesyonelleri tarafından daha yaygın bir şekilde önerilmektedir.

Derinin şekil verilebilirliği başka önemli bir niteliktir. Deriye şekil vermenin birçok yolu olsa da, ortez alanında en sık kullanılan yöntem, su ile nemlendirilmiş alçı bir kalıp üzerine malzemeyi germektir. Kalıplanmış deri kuruduğunda şekli korunur ve gereken boyutta kolayca kesilebilir. Deriyi plastik veya diğer malzemelerle lamine etmek, dayanıklılığını artırabilir ve ömrünü uzatabilir. Eğer vücudun kemikli bölgeleri üzerinde dolguya ihtiyaç varsa; deri katmanları arasına köpük polimerler yerleştirmek suretiyle sandviç biçiminde destekler için kullanılabilir.

2.3.4.2. Tekstil Fiberleri ve Kumaşları

Doğal ve sentetik polimerlerden üretilen kumaşlar, ortez uygulamaları için geliştirilmektedir [61]. Günümüzde bu uygulamaların küçük bir kısmı tamamen doğal lifler kullanmaktadır. Ortezlerde kullanılan doğal lifler arasında pamuk lifi, yün ve bitkisel lif karışımları bulunmaktadır ki bunlar arasında jüt, keten, kenevir, kenaf vb. yer almaktadır [62–64]. Doğal

malzemelerin kullanım avantajları arasında uygunluk, biyouyumluluk, ekonomiklik, yenilenebilirlik, hafiflik ve uzun kullanım ömrü bulunmaktadır [63,65]. Doğal liflerin kullanımının başlıca dezavantajı, malzemenin yıkandıktan ya da ıslandıktan sonra kuruma veya su emilimi sonucu deformasyona uğramasıdır [64]. Ayrıca alerji ve cilt tahrişine neden olabilirler [66]. Ortezlerde kullanılan en yaygın alerjen malzemeler bandajlar, yapıştırıcılar ve latekslerdir. Hastaların cilt alerjilerinin farkında olması gerekmektedir ve ortez malzemelerinin seçiminden önce herhangi bir alerjileri var ise ortiste bildirmeleri gerekir. Hasta, cilt alerjileri konusunda şüphe duyuyorsa; ortist, termoplastik malzemelerin, dolgu malzemelerinin ve bağlama malzemelerinin hepsinin potansiyel olarak alerjik reaksiyonlara neden olabileceğini göz önünde bulundurmalıdır. Ortistler, hasta ve hasta yakınlarının kullanım nedeniyle oluşabilecek döküntüler veya diğer cilt reaksiyonlarının gelişimine karşı uyarmalı ve eğitmelidir [28].

Kanvastan yapılan kumaşlar, ortezlerde kullanılmaktadır. Dayanıklılıkları, esneklikleri ve uzun kullanım ömürleri ile bilinen bu malzemeler genellikle pamuktan imal edilmektedir. Kronik hemiparetik felçli hastalarla yapılan bir çalışmada, Do ve ark. [67], PP ile yapılmış plastik AFO'ları ve PP ile yapılmış ancak kanvas kumaşla kaplı hibrit AFO'ları karşılaştırmıştır. Hibrit AFO'ların, işlev açısından benzer bir etki gösterdiğini, ancak geleneksel PP AFO'ya göre kullanım konforunun daha yüksek olduğunu ifade etmişlerdir.

Polimer matrislerinde sıkça kullanılan doğal liflerden hızla büyüyen odunsu bir bitki olan ve kolayca temin edilebilen düşük maliyetli bir malzeme olan kenaf; kompozit üretimi için tercih edilmektedir. Bu malzeme otomotiv ve klinik uygulamalarda kullanılmıştır [56,68,69]. Ortezin dayanıklılığını artırmak için, kenaf lifinin matris (reçine) ile karıştırılması tercih edilmektedir, çünkü kenaf tek başına ortezin minimum dayanıklılık gereksinimlerini karşılayamamaktadır. Kenaf kompozitleri, AFO'lar için gereken mekanik özelliklerin minimum gereksinimlerini karşılayacak kadar dayanıklılık sergilemektedir [70]. Prajer ve Ansell [71], takviye olarak kenaf lifi ve matris olarak PLA kullanmış ve oluşturulan kompozitin 22 GPa bükülgenlik modülü (fleksiyon modülü) ve 286 MPa dayanıklılık ile yüksek bir sertlik derecesine sahip olduğunu keşfetmişlerdir.

Ortezlerde kullanılan sentetik polimer bazlı kumaşlar arasında polyester ve PA (naylon ve aramit) bulunmaktadır [59,72]. Naylon yaygın olarak cırtlı bant şeklinde, aparatları bir araya getirmek ve sabitlemek amacıyla ortezlerde kullanılmaktadır.

Tekstillerin ortezlerde kullanım; 2014 yılında Avrupa'da tanıtılan ve birçok uzmanın beğenisini kazanan hibrit ortez AF Servo'da açıkça görülmektedir [73]. AF Servo'nun ön yüzü tekstilden, arka kısmı plastikten oluşmaktadır. Kenar çizgisi yan malleolun arkasındadır ve tipik AFO'larını gün boyu nadiren giyen Serebral palsi'li (SP) çocuklar için oldukça uygun bir seçenektir [74]. Bu tür hibrit AFO, tek tarafı SP'li çocukların denge eğitimi için tipik AFO'lara göre daha esnek, daha hafif ve daha ekonomik bir alternatiftir [75].

2.3.4.3. Plastikler

Modern ortezler, plastik kalıplanmış ortezlerin kullanımına dayanmaktadır. Birkaç yıl öncesine kadar, metal ortezler daha yaygın olarak kullanılmakla birlikte; son zamanlarda polimer malzemelerden yapılanlar metal ortezlerin yerini almaya başlamıştır. Kısa süre içinde plastikler, hafiflik, estetik çekicilik, uygunluk, ayakkabılar ile kullanılabilme, varus ve valgus deformiteleri kontrol etme yeteneği, daha iyi ayak desteği sağlama yeteneği gibi fiziksel özelliklerinden dolayı, AFO üretimine daha fazla dahil edilmiştir [76]. Plastik ortezlerin diğer olumlu özellikleri ise; ısı ve elektrik iletkenliğinin düşük olması ve korozyon direncidir [77]. Bu özellikler, kullanıcılara plastik ortezlerin fiziksel veya kimyasal açıdan zarar vermediklerine dair güvence vermektedir. Özel olarak üretilen plastik AFO'ları kullanan hastalarda, oksijen tüketiminin azaldığı bildirilmiştir [78]. Estetik bir bakış açısından plastik AFO'lar daha kozmetiktir çünkü kullanıcının ayakkabısı veya giysisinin içine sığabilirler [57]. Plastik AFO'ların hijyenik yönü de bir avantaj olarak kabul edilmektedir. Plastik malzemeden yapılan ortezler düzenli olarak su ve sabun, alkol veya aseton gibi kimyasallarla temizlenebilirler [79]. Plastiklerin yoğunluğu 0,036–2,2 g/cm^3 aralığında bulunmaktadır. Kopma dayanımı ise 0,24 ila 170 MPa arasındadır. Plastiklerin elastisite modülü; kullanılan reçinelerin türlerine, takviye maddelerine ve üretim tekniklerine bağlı olarak önemli ölçüde farklılık gösterebilir ve 0,0007 ile 4,1 GPa arasında değişebilir [80]. Plastikler, termoplastikler ve termoset malzemeler olmak üzere iki gruba ayrılır.

Termoplastik malzemeleri tekrar tekrar ısıtmak ve şekillendirmek mümkündür, bu durum bir ortez uyumlaştırma sırasında küçük değişiklikler yapma özgürlüğü sağlamaktadır [57]. Kabuk tasarımlarında yapısal dayanıklılık gerektiğinde, termoplastikler tercih edilen malzemelerdir. Termoplastik polimerler, şekillendirilebilir hale geldikleri sıcaklık aralığına bağlı olarak düşük veya yüksek sıcaklık termoplastikleri olarak sınıflandırılabilir. Yüksek sıcaklık termoplastiklerine şekil vermek için 150°C'den daha yüksek sıcaklıklara çıkılması gerekmektedir. Yüksek sıcaklık termoplastiklerinin vücuda doğrudan uygulanması yanık riski

taşıdığından, bu malzemelerden herhangi biriyle bir ortez yapmak için hedeflenen vücut bölümünün hassas alçı modeline ihtiyaç duyulmaktadır. En yaygın olarak kullanılan yüksek sıcaklık termoplastikler arasında PE, PP, PC, ABS, akrilikler, polivinil asetat, polivinil klorür (PVC) ve polivinil alkol bulunur.

Öte yandan, düşük sıcaklık termoplastikler genellikle hastanın ekstremitesine 150°C'nin altındaki sıcaklıklarda doğrudan şekillendirilebilir [57,60]. Düşük sıcaklık termoplastiklerin kullanımında, ölçümden tamamlanmış ürüne gereken süre yüksek sıcaklık termoplastiklerine nazaran önemli ölçüde kısalır, çünkü bu cihazlar hasta üzerinde doğrudan şekillendirilir, alçı kalıp ihtiyacını ortadan kaldırır [81]. Çeşitli endüstriyel ve klinik uygulamalarda kullanılan en yaygın polimerler, yarı kristal PP ve PE olarak kabul edilir. Bu malzemeler; düşük yoğunluk, geri dönüştürülebilirlik, önemli derecede termal kararlılık ve güçlü kimyasal direnç gibi ortez üretimi için istenilen özelliklere sahip polimerler olarak bilinmektedir [82]. PP, PE'den daha sert ve dayanıklıdır ve düzeltici AFO'lar için daha yaygın olarak kullanılır [82,83]. Günümüzde, özel olarak yapılan AFO'ların çoğu hala PP'den yapılmaktadır[84,85]. PP'nin, kullanım ömrü uzundur ve tekrarlı eğilme döngülerine milyonlarca kez dayanabilir. Bu özelliğin, AFO'ların menteşe eklemi ve yay desteği için kritik olduğu kanıtlanmıştır. Ancak, bu malzeme çizilme ve çatlamaya karşı diğer malzemelere göre daha zayıftır, yüksek sıcaklığa ve UV ışınlarına karşı hassastır. Hazır AFO'lar ve prefabrik modüler ortotik sistemler genellikle PP'den yapılmaktadır [67,86,87]. Ortezlerde kullanım için PP'nin sınırlamalarından biri de soğuk hava koşullarına duyarlı olmasıdır. PP çok soğuk havalarda kırılgan hale gelir ve kırılır. PP ve PE'nin bir kopolimeri, soğuk kırılma direncini artırabilir gibi görünmektedir [88]. Malzemenin üretimi sırasındaki termal tarihçesi, PP gibi yarı kristal polimerlerin mikroyapısını etkiler. Bu nedenle ısıtma ve soğutma süresi ve sıcaklığı, malzemenin dayanıklılığı ve sertliği üzerinde önemli ve uzun süreli etkilere sahiptir [89]. Örneğin, vakum infüzyon ile işlenmiş PP'nin sertliği, freze işlemi görmüş PP'nin sertliğinden farklıdır. Bir freze ile işlenen PP ortezi, belirli bir hasta ağırlığında doğal olarak daha rijittir çünkü şekillendirme için hiç ısıtılmamıştır. Öte yandan, vakumla şekillendirilmiş PP pratikte eritilmiştir ve daha esnek bir yapı halini almıştır.

Slijper ve ark., 12 hemiparetik inme hastasında iki farklı türde AFO'yu incelemiştir. PP'den yapılmış menteşeli bir AFO'yu, cam elyafı, karbon ve Kevlar ile takviye edilmiş bir termoset epoksi matris içeren bir karbon kompozit AFO ile karşılaştırmışlardır. Karbon kompozit AFO'ya kıyasla, menteşeli PP AFO'nun yürüme mesafesini artırdığını, merdiven çıkma süresini hızlandırdığını ve konforu artırdığını gözlemlemişlerdir [90].

PE'nin tekrarlı yükleme koşullarında uzun süreli yorgunluk ömrü sayesinde birçok ortotik uygulaması mümkün hale gelmektedir. Farklı üreticiler, PE'yi çeşitli yoğunluklarda sunmaktadır. Alt ekstremite ve omurga için ortezler genellikle yüksek yoğunluklu polietilen (HDPE) kullanılarak imal edilmektedir.

Kubasad ve arkadaşları, 3 mm ve 4 mm kalınlığında iki farklı PP ve HDPE'den yapılmış pasif bir AFO'nun analizini yapmışlardır [91]. Statik ve dinamik analizler, PP AFO'nun HDPE AFO'dan daha iyi performans gösterdiğini, daha az gerilme ve şekil değiştirmeye uğradığını ve daha yüksek bir güvenlik faktörüne sahip olduğunu göstermiştir.

Khan ve Radzmi çalışmalarında; farklı kalınlıklardaki PP, HDPE ve PLA'dan yapılmış AFO'ları simüle etmişler ve malzemelerin stres ve şekil değiştirme üzerindeki etkilerini değerlendirmişlerdir. Çalışma sonucunda, HDPE'nin en uygun malzeme olduğu kanısına varmışlardır. HDPE'nin en büyük esneklik ve yeterli şekil değiştirme direncini sunduğu tespit etmişlerdir [92].

ABS, güçlü ve rijit bir malzemedir. Pürüzsüz yüzey özellikleri, işleme kolaylığı, düşük maliyet ve boyutsal kararlılık nedeniyle ortotik uygulamalar için yaygın olarak kullanılabilir[93].

EİY'nin gelişimi ile poliamid-11 (PA11) ve poliamid-12 (PA12) naylon tozları, ortezlerin 3B baskısı için en yaygın kullanılan termoplastik malzemeler haline gelmiştir [38,39,94,95]. Naylon ortezler; uzun süre stabil kalabilme, kimyasal direnç, esneklik özelliklerine sahiptir. 3B baskılı PA12 ortezler, ABS veya poliamid-6 (PA6) gibi enjeksiyon kalıplı plastiklere yüksek performanslı bir alternatif oluşturur. PA11, hint yağından üretilir ve petrolden yapılan PA12'den üç kat daha pahalıdır. PA11, çevre dostu ve düşük sıcaklıklarda daha esnek olma özelliğine sahiptir. Ancak PA12, PA11'den geliştirildiği için benzer özelliklere sahiptir. PA11 ve PA12'yi diğer plastiklere göre daha kolay 3B baskı malzemesi haline getiren temel özelliklerinden birisi de düşük higroskopisiteleridir [96]. Hem SLS hem de FDM teknikleri higroskopisiteye ve kendini çekmeye hassastır. PA11 ve PA12'nin higroskopisitesi, diğer yaygın kullanılan naylon olan PA6'dan çok daha düşüktür. PA12 ve PA11'in dayanıklılığı PA6'nın üzerindedir ve performansları PA6 ve PE'nin arasında yer alır [96]. Salzar ve arkadaşları PA11'in PA12'ye göre daha iyi mekanik ve yorgunluk davranışı olduğunu sonucuna varmışlardır [97].

Termoplastik polimerlerin özelliklerini değiştirmek için plastik bileşiklerde farklı teknikler kullanılmaktadır. Örneğin, dayanıklılığı ve rijitliği artırmak için lifler, esnekliği artırmak için

plastikleştiriciler, şekillendirmeyi kolaylaştırmak veya şekillendirilen parçaların kayganlığını artırmak için kayganlaştırıcılar, sıcaklık kararlılığını artırmak için antioksidanlar, güneş ışığına karşı direnci artırmak için UV stabilizatörleri ve maliyet etkinliğini artırmak için dolgu malzemeleri polimerlere eklenir. Diğer katkılar; alev geciktiriciler, duman bastırıcılar ve iletken lifler veya parçacıklar gibi belirli amaçlar için benzersiz özellikler sunmaktadır [55]. Bununla birlikte, bu katkılardan sadece birkaçı termoplastik ortezler için faydalıdır.

Termoset polimerler, pozitif modellerin üzerine sıvı olarak yerleştirilir ve ardından kimyasal olarak sertleşerek istenen şekli elde etmek için kullanılır. Neredeyse tüm termoset plastik molekülleri, bir kere oluşturulduktan sonra ısıyla tersine çevrilemeyen güçlü, uzun ömürlü fiziksel bağlarla birbirine bağlanır. Kalıplanan tüm termoset bileşen teorik olarak tek bir devasa molekülden oluşmaktadır. Bir termoset bileşen yüksek sıcaklığa maruz kaldığında veya uzun bir süre boyunca ısıtıldığında zincirler kopar ve özellikleri bozulur [55]. Sıkı çapraz bağlı yapıları nedeniyle, termoset polimerler genellikle çoğu termoplastikten daha yüksek sıcaklıklara dayanabilir ve daha fazla boyutsal kararlılığa sahiptir. Bununla birlikte, bu polimerler nispeten kırılgandır ve aşırı şekil değiştirmeye karşı yorulabilir ve çatlayabilir. Polyester reçine, silikonlar, poliüretanlar ve epoksi de dahil olmak üzere termosetler sıklıkla ortez cihazlarında kullanılır. En yaygın kullanılan iki termoset polimer; polyester ve epoksidir [56]. Polyester hızlı bir şekilde sertleşse de, kokusu hoş değildir ve kapalı alanlarda toksik olabilir. Polyesterin esnekliği stiren ilavesi ile değiştirilebilir. Çoğu FO, %60 polyester, %40 stiren karışımından yapılır. Elde edilen plastik, epoksiye göre daha esnek olsa da ağır yük altında bükülebilir ve kırılabilir. Ayrıca nem geçirgendir. Epoksi, polyesterden daha pahalı ancak daha iyi performans gösteren bir plastik türüdür. Yorgunluk ve çatlamaya daha az eğilimlidir ve polyesterin 4 katı kadar yüksek bir mukavemete sahiptir. Ayrıca nem karşısında direnci daha yüksektir [83].

Polimer esaslı kompozitler, bir polimer matrisi ve lif takviyelerinden oluşmaktadır. Polimer matrisi, lifleri korur ve dışarıdan gelen aşınma ve yapışmayı engeller. Ayrıca, yumuşaklık ve pürüzsüz bir yüzey sağlar, lifleri bir arada tutarak ortez yapısını güçlendirir. Lif takviyeleri, fiber veya dolgu olabilir ve kompozite eksensel yükler ve bükülmeye karşı koyma yeteneği kazandırırken aynı zamanda rijitlik, sertlik ve aşınma direncine katkıda bulunur[64]. Takviyeler, kompozitlere (140-1100 MPa) plastiklerden (0,24-170 MPa) çok daha yüksek çekme mukavemeti sağlar. Kompozitlerin rijitliği (15-150 GPa) plastiklerinkine (0,0007-4,1 GPa) göre çok daha yüksektir, ancak metallerin rijitliğinden (13-380 GPa) daha düşüktür [56].

Esnek plastik AFO'ların giyimi daha rahattır, kullanıcıların aidiyetini artırır ve günlük aktivitelerde hareketliliği iyileştirir. Bununla birlikte, bu ateller kolayca şekil değiştirebilir, bu da optimal düzeltiyi sağlama yeteneklerini sınırlayabilir. Aslında, polimer esaslı kompozitlerle AFO'lar üretmenin temel amacı, termoplastik AFO'nun mekanik yükler altında olası şekil değiştirmelerine karşı daha yüksek dayanıklılık ve sertliğe sahip ortezler elde etmektir. Matris olarak kullanılan polimerin türüne bağlı olarak, polimer esaslı kompozitler termoset veya termoplastik olarak sınıflandırılabilir. Termoset kompozit matrisleri arasında polyesterler, vinil esterler, epoksitler, bismaleimidler, siyanat esterler, poliimidler ve fenolikler bulunur [98]. Termoset kompozitler kimyasallara ve neme dayanıklıdır, çevre dostudur, elektriksel yalıtkan olarak hareket eder ve estetik bir görünüme sahiptir [99]. Termoset bir kompozit, takviyeli fiberleri termoset kumaş tabakalarını oda sıcaklığında sertleştirerek bir araya getiren bir kompresyon şekillendirme yöntemi kullanılarak üretilebilir, bu da ona gerekli rijitliği ve dayanıklılığı sağlar [100]. Termoplastik kompozitlerin sertleştirilmesi gerekmez ve genellikle ekstrüzyon veya enjeksiyon şekillendirme yoluyla üretilir. Bununla birlikte, termoplastik kompozitler, termoset tabanlı malzemelerin yüzey temas özelliklerine benzer olmalarına rağmen, rijitlik ve dayanımda eksikliğe neden olabilmektedirler. Aynı termoplastik malzeme birden fazla kez üretilebilir, bu da onu diğerlerine göre çok ekonomik bir malzeme yapar[99].

Lif takviyeli termoplastikler, üretilen ortezlerin işlevselliğini artırmak için esnek ve pratik bir yöntem sağlayan daha yeni bir ortotik malzeme sınıfıdır [101]. Keten, kenevir, ipek, jüt, sisal, kenaf, cam, karbon gibi doğal ve sentetik takviye liflerinin birçok farklı türü kullanılmaktadır. Sürekli ve kesik olmak üzere iki ana tip takviye lifi vardır [102]. Sürekli liflerle takviye edilen kompozitlere kıyasla, kesik kısa lifler veya parçacıklarla takviye edilen kompozitler daha az dayanıklılığa ve rijitliğe sahip olabilir [103].

Polimer kompozitlerin üretiminde en yaygın olarak kullanılan inorganik lifler; cam ve karbon lifleridir. Bu lifler; olağanüstü kimyasal stabiliteye, üstün mekanik özelliklere, hafifliğe, kolay bulunabilirliğe ve mükemmel yüksek sıcaklık direncine sahiptir [104–108]. Bununla birlikte, cam lifleri genellikle ortezlerde kullanılmaz. Cam lifinin başlıca dezavantajı, karbon lifinin elastisite modülünden daha düşük olmasıdır, bu da daha az rijitlik sağladığı anlamına gelir [109]. KF AFO'lar enerji depolama kapasitesi, hafiflik ve dayanıklılık açısından plastik AFO'ları geride bırakmaktadır; ancak daha pahalıdırlar [110–112]. Bir KF AFO'nun tipik elastik modülü, termoplastik AFO'larında kullanılan PP'nin 80 katı daha büyüktür [113]. Kerr ve arkadaşları [114], PP ve PE'den yapılan posterior yaprak yaylı AFO'ları test makinesinde 0°

ila 10° plantar fleksiyona tabi tutmuş ve yaklaşık 90.000 döngüden sonra sertlik kaybı ve kalıcı şekil değişikliği sergilediğini raporlamışlardır. Bunun aksine, KF AFO'lar aynı koşullarda özelliklerinde önemli bir değişiklik göstermemiştir. KF AFO'ların bu umut verici özellikleri nedeniyle, daha modern tasarımlarda üretilebilir ve mevcut plastik AFO'ları geride bırakabilirler [74]. Bu ortezlerden bazıları, kullanıcı tarafından hissedilen basıncı azaltmak için topuk açıklığına ve tüm ortez boyunca uzanan ince bir kabuğa sahiptir [114].

KF kompozitlerin tasarımı, bileşenlerin çeşitli yükler altındaki mekanik davranışını sayısal olarak simüle etmeyi gerektirmektedir. Özellikle KF kompozitlerin içsel anizotropik özellikleri, fiberlerin belirli yük koşulları için mukavemet, rijitliği ve tokluğu optimize edilmiş konumlara ve yönlere yerleştirilmesi ile mümkün olmaktadır [115,116]. Yüksek eğrilikler ve sürekli fiber takviyeli malzemelerin eksiklikleri nedeniyle ortaya çıkan boşlukların yönetilmesi, ciddi zorluklar içermektedir. Bu faktörler, bileşenlerin çoklu eksende gerilme altında erken hasara uğrama olasılığını artırarak olumsuz bir etki yaratmaktadır [117].

KF AFO'larda karbon takviyeli termoset kompozitlerin kullanımıyla ilişkilendirilen içsel zorluklardan biri, termoset yapısının doğasına dayanmaktadır. Termoset polimerler, bir kez sertleştiklerinde sınırlı bir termoplastisiteye sahip olup, sertleşme işlemi tamamlandıktan sonra bu kompozitlerden üretilen AFO'ların şeklini veya uyumunu değiştirme kabiliyeti kısıtlanmaktadır. Bir diğer sorun ise; bu kompozitlerin üretim süreci sırasında oluşan reçinelerin ve zımpara tozunun toksisiteye sebebiyet vermesidir. Bu malzemeler genellikle tehlikeli maddeler içerir ve üretimleri sırasında sıkı güvenlik önlemlerinin ve tedbirlerin uygulanmasını gerektirmektedir [118]. KF kompozitlerin delaminasyon ve ayrılmasını azaltmak için sektördeki uzmanlar, PP gibi termoplastiklerin işlenebilirliğini KF'nin dayanıklılığı ve enerji depolama kapasitesi ile birleştirmenin yollarını aramaktadır.

Termoset kompozitlerin aksine, termoplastik kompozit, istenen anatomik şekle uyacak şekilde kolayca bükülebilir veya şekillendirilebilir bir yapıya sahiptir [119]. Dış fiber tabakaların eklenmesiyle, ortotik cihaz, saf termoplastiklerin dayanıklılık ve rijitlik konusundaki doğal sınırlamalarını aşar. Yapı, aynı termoplastik malzeme ile doymuş fiber malzemelerin katmanları tarafından çevrili bir termoplastik çekirdekten oluşmaktadır. KF kompozitlerin Eİ süreci esnasında delaminasyon olgusu gözlemlenebilmektedir. Basım parametrelerinin doğru seçimi, çarpılma ve delaminasyonla ilişkilendirilen başarısızlık olasılığını önemli ölçüde azaltabilmektedir [120].

KF AFO'ların SP'li çocukların düşük ayak tedavisi için uygun olduğu kanıtlanmıştır [121]. Uzun mesafe yürüyüş sırasında düşük ayak nedeniyle takılma ve düşme riskini azaltmaktadır. Esneklik, kesit alanının küpüyle ters orantılıdır [122]. Bu nedenle PP AFO'ların esnekliği, PP yeterince kalın veya karbon takviyeli kompozit yeterince inceyse KF AFO'ların esnekliğiyle eşdeğer olabilmektedir [122]. AFO'ların tasarımı ve üretimi için Sarma ve arkadaşları [87], ABS, PLA, PP ve %13 Kevlar fiber takviyeli ultra yüksek moleküler ağırlıklı polietilen (UYMAPE) kompozit kullanarak gerçekleştirdikleri sonlu eleman analizi ile en iyi malzemenin Kevlar takviyeli UYMAPE olduğunu bulmuşlardır. Zou ve arkadaşları [123], iki KF AFO ve bir termoplastik malzemeden yapılmış bir AFO üretmiş ve mekanik özelliklerini tahmin etmek için sonlu eleman analizi kullanmıştır. Sonuçlar, termoplastik AFO'nun yalnızca 150 N yükün %77.4'ünü karşılayabileceğini gösterirken, KF AFO'ların 1.000 N yükün üzerindeki enerjinin %88'in üzerini karşılayabileceğini göstermişlerdir. Gao ve arkadaşları; farklı malzemeler, takviye yöntemleri ve ısıl işlemlerle yapılan bir AFO'nun mekanik özelliklerini belirlemişlerdir. Karbonlu homopolimer PP'nin homopolimer PP ve kopolimer PP'yi mekanik özellikler bakımından geride bıraktığı tespit etmişlerdir [124].

2.3.4.4. Metaller

Polimerlerin ve kompozitlerinin ortezlerdeki kullanımı, metalleri geride bırakmıştır. Bununla birlikte, ortezlerin tasarımı ve üretiminde sadece metallerle karşılanabilen belirli gereksinimler hala mevcuttur. Yüzyıllar boyunca metal, ahşap ve kumaş ortezler için başlıca malzemeler olmuştur.

Metal ve deriden yapılan ortezler, dayanıklılıkları, rijitlikleri ve değişiklik yapma kolaylıkları nedeniyle birçok hastalığın tedavisinde hala kullanılmaktadır. Metal ortezler, yumuşak doku yaraları, duyu bozuklukları, diyabetik nöropati, aşırı terleme, değişken ödem veya plastiklere hassasiyeti olan hastalar için özellikle faydalıdır [22,57]. Metal AFO tasarımları, ayakkabının içine sığan bir ayak tabanı içine entegre edilir veya ayakkabıya bir metal destek ve ayakkabının tabanına perçinlenen bir metal çubuk (dik ya da destek) kullanılarak bağlanır [125]. Bu özellik, ne plastik bir AFO ne de özel bir kemer desteğinin ayakkabının derinliğine sığmayacağı durumlarda faydalı olabilmektedir. Metal çubukların temas etmeyen yapısı nedeniyle bacak boyutundaki değişikliklere uyum sağlayabilir ve hassas olan cilde baskı yapmayı azaltabilir. Metal AFO ayak bileği eklemine sahip pimler veya yaylar içerir, bunlar büyüme ve diğer patolojilere uyum sağlamak için ayarlanabilir ve uzatılabilir. Metal pinlerin gerekli derecede plantar fleksiyon ve dorsifleksiyon elde etmek için sıkılaştırılabilmesi veya gevşetilebilmesi

için bir tornavida kullanılabilir. Benzer şekilde, metal yay da ayak bileği eklemi hareketini kolaylaştırmak için gerekli gerilimi sağlamak için bir tornavida ile ayarlanabilir. Metal parçaların sıvılardan, kumdan ve diğer maddelerden uzak tutulması gerekir. Eklemlerin sorunsuz bir şekilde hareket etmesi, gürültülü hale gelmemesi veya doğru şekilde kavramama gibi sorunlar yaratmaması için temizlik ve yağlama yapılması gerekmektedir [22].

2.3.5. Ortez Malzemesi Seçimini Etkileyen Faktörler

Ortez malzemesi seçimini etkileyen faktörler, rehabilitasyon mühendisliği ve tıbbi cihaz tasarımı bağlamında önemli bir rol oynamaktadır. Bu faktörler, hastanın spesifik ihtiyaçları, tedavi hedefleri ve ortezin tasarım amacına bağlı olarak dikkate alınmalıdır.

Ortez malzemesi seçimi üzerinde etkili olan faktörleri ele alacak olursak, bu faktörler arasında mukavemet önemli bir rol oynamaktadır. Ortez, kullanım sırasında dışarıdan gelen en yüksek kuvvete karşı koyabilmelidir. Rijitlik (sertlik), ortezin belirli bir tedavi amacına yönelik olarak yük altında ne kadar bükülebileceğini önceden belirlemek gereklidir. Eğer destek özelliği yüksek bir ortez tasarlanıyorsa, genellikle bu tür ortezler rijit malzemelerden üretilirken, daha dinamik özellikler aranıyorsa, daha esnek malzemeler tercih edilir.

Korozyon direnci de göz önünde bulundurulması gereken bir faktördür. Çoğu malzeme zaman içinde kimyasal bozunma yaşayabilir. Özellikle metaller paslanabilirken, plastik malzemeler zamanla daha kırılgan hale gelebilirler. Ayrıca, ortezin kullanıcısının teri, çevresel etkenlerle temas etmesi, sıcaklık ve nem gibi faktörler, malzemeler üzerinde korozyon ve aşınma sorunlarına yol açabildiği gibi hastanın hijyen ve temizliğine bir tehdit oluşturmamalıdır.

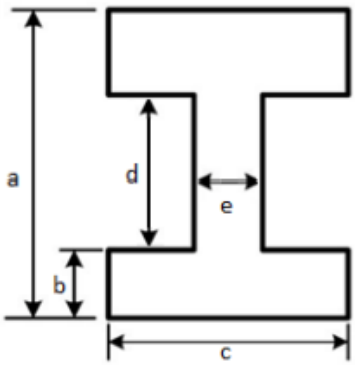
Ortez malzemesi seçimi, multidisipliner bir yaklaşım gerektirir ve hasta, fizyoterapist, rehabilitasyon mühendisi ve doktor gibi uzmanların işbirliğini içerir. Bu faktörler göz önüne alındığında, uygun bir ortezi seçmek, hastanın yaşam kalitesini artırmak ve rehabilitasyon sürecini iyileştirmek için kritik bir adımdır.

2.4. TOPOLOJİ OPTİMİZASYONU

Yapısal optimizasyonun üç ana kategorisinden biri olan TO, belirli yük koşullarını, performans kriterlerini ve kısıtlamaları karşılamak üzere makul malzeme dağılımını kullanarak en uygun yapı konfigürasyonunu elde edebilen bir gelişmiş yapısal tasarım yöntemidir [126]. Bu yöntem, yapısal optimizasyonun diğer alt kategorileri olan boyutlandırma ve şekil optimizasyonları ile

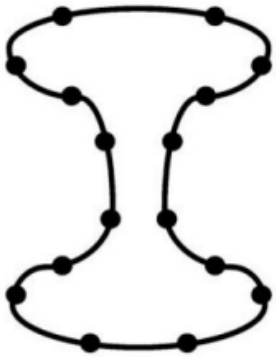
kıyaslandığında, başlangıç konfigürasyonundan bağımsız olarak çalışabilir ve daha geniş bir tasarım alanına sahip olma özelliğine sahiptir.

Boyut optimizasyonunun temel fikri, bir yapının fiziksel boyutlarını belirlemektir; bunlar kalınlık, genişlik ve uzunluk gibi tasarım alanının optimum boyutlarını elde etmek için gereken parametrelerdir (örneğin, Şekil 2.6'daki a, b, c, d ve e parametreleri). Optimizasyon sürecinden önce yapısal modelin tanımlanmış olması gerekmektedir.



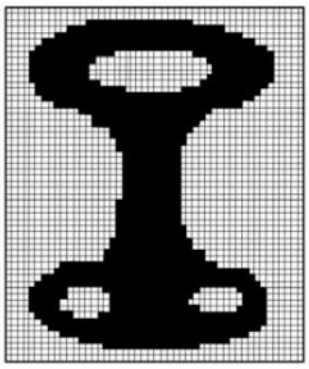
Şekil 2.6: Boyut optimizasyonu parametreleri [127].

Şekil optimizasyonu, bir yapının dış sınırlarının konturunu veya iç deliklerin konturlarını optimize etmek için kullanılır. Optimizasyon sürecinden önce yapısal topoloji tanımlanmalıdır. Yapıyı tanımladıktan sonra; sınırlayıcı konturlar kontur parametreleri aracılığıyla tanımlanır (örneğin, Şekil 2.7'deki sınırlayıcı düğmeler, çizgiler veya düzlem parametreleri).



Şekil 2.7: Şekil optimizasyonu parametreleri [127].

TO'nun amacı, yapıya uygun optimum malzeme dağılımını bulmaktır (Şekil 2.8); bunun belirleyicisi de rijitlik veya doğal frekans gibi amaç değişkenleri ve hacim azaltma, gerilme vb. gibi kısıtlamalardır.



Şekil 2.8: TO parametreleri [127].

Tasarımcılar optimum bir yapı eldesi için, başlangıçta topoloji tasarımına ihtiyaç duymaktadır. TO boyut ve şekil optimizasyonu uygulanmadan önce kullanılmaktadır. Tasarımcılar genellikle TO'yu tasarım aşamasının başında yeni bir ürün geliştirmek için kullanmaktadır [127].

2.4.1. Topoloji Optimizasyonunun Tanımı

TO, yapısal tasarım yöntemlerinden biri olarak günümüzde hızlı bir gelişim göstermiştir ve bu konuda kapsamlı incelemeler bulunmaktadır [126,128,129]. Boyut ve şekil optimizasyonundan farklı olarak; TO, malzemenin serbest formda dağıtılmasına dayanan bir yöntemdir [130] ve bu sayede yapısal gelişim sürecinde iç dolgu ve boşlukların oluşturulmasına, birleştirilmesine ve ayrılmasına imkân verir. Böylece, çok daha geniş bir tasarım alanı araştırılabilir ve boyut ve şekil optimizasyonuna kıyasla daha üstün bir yapısal performans elde edilebilir.

Genişletilmiş tasarım alanı nedeniyle, TO ile elde edilen tasarımlar, sıklıkla organik olması nedeniyle eleştirilmiştir. Bu durum, ilişkili bilgisayar destekli tasarım (BDT) modelinin oluşturulması ve son düzenlenmesi aşamasında zorluklara yol açmaktadır. Topolojik olarak optimize edilmiş bir tasarımın üretilebilir ve estetik olarak uygun olması (geleneksel bir mekanik parçanın görünümünden sapması) güçtür. Tasarım mühendisleri genellikle organik şekli standart geometrilere indirgeyerek ve tipik BDT temel elemanlarıyla yeniden oluşturarak bir "yorumlama" adımı uygularlar. Ancak, bu adımda önemli ölçüde optimallik kaybı yaşanır. Bu sorunlara çözüm bulmak için; yoğunluk tabanlı [131] ve seviye seti [132,133] yaklaşımları kapsamında, üretilebilirlik odaklı TO üzerine önemli araştırmalar yapılmıştır. İlgili literatür taramaları [134,135] mevcuttur. Geleneksel işleme ve enjeksiyon kalıplama yöntemlerini hedefleyen çalışmalarda, uzunluk ölçeği sorunu [136–141] alttan kesme (undercut) kısıtlaması [142,143] ve özellik odaklı tasarım [144] başlıca odak noktaları olmuştur. Bu sorunları çözmek

için çeşitli çözümler önerilmiştir, ancak bunların hiçbiri endüstriyel uygulama için henüz yeterince olgunlaşmamıştır [145].

Geleneksel üretim yöntemlerinden farklı olarak; Eİ, gelecek nesil imalatı dönüştürme potansiyeline sahip ve hızla gelişen bir teknolojidir. Yaygın olarak kullanılan Eİ teknikleri daha önceki bölümlerde de bahsedildiği gibi katman katman malzeme biriktirme veya katılaştırma temeline dayanır, bu da geometrik karmaşıklık kısıtlamasını büyük ölçüde ortadan kaldırmaktadır. Ayrıca, Eİ'de üretim verimliliği ve imalat maliyeti geometrik karmaşıklığa duyarlı değildir. Bu nedenle; Eİ, TO ile elde edilen serbest form tasarımı kolayca oluşturabilmekte ve önceki paragrafta ifade edilen geleneksel üretilebilirlikle ilgili birçok sorunun ortadan kalkmasını sağlayabilmektedir.

Bu avantajlara rağmen, yeni Eİ sürecinin geliştirilecek uygun bir TO algoritmasında ele alınması gereken benzersiz kısıtlamaları vardır. Brackett ve arkadaşlarının çalışmasında belirtildiği gibi, Eİ'ye uygun TO çözümlerinin eksikliği ciddi bir engel teşkil etmektedir [146]. Brackett ve arkadaşları tarafından yazılan inceleme makalesi yayımlandığından bu yana on iki yılı aşkın süre geçmiştir. O zamandan beri, bazı sorunlar çözülmüş, bazı sorunların çözümüne yönelik önemli aşamalar katedilmiştir. Malzeme anizotropisi ile TO [147,148] kendini destekleyen yapı tasarımı [149–152] ve gözenekli dolgu tasarımı [153,154] biyolojik dolgu tasarımı[130] gibi metodolojiler örnek olarak verilebilir. Aynı zamanda, hala araştırma aşamasında olan yeni sorunlar da ortaya çıkmıştır.

2.4.2. Destek Yapı Tasarımı

Birçok 3B baskı sürecinde, çıkıntı (Overhang) alanlarının başarılı bir şekilde oluşturulabilmesi için desteklere ihtiyaç duyulmaktadır. Çıkıntı yapıları, bir parçanın alttaki katmanlar tarafından desteklenmeyen ve çıkıntı açısı ve yüksekliğiyle tanımlanan alanlarıdır. Çıkıntı açısı ise, parça ile baskı yatağı arasındaki açı olarak tanımlanmaktadır [155]. Çıkıntılardan dolayı destekleri yazdırmak süreci uzatabilir ve desteklerin çıkarılması için bazı son işlemler gerektirebilir. Genel perspektifteki verilere dayanarak, bir 3B baskı ürününün maliyetinin %40-%70'inin destek yapılarının kaldırılması için harcanabileceği tahmin edilmektedir [145]. Özellikle ürünün hafif olması istendiği durumlarda; baskı sonrası destek malzemesine erişilememesi ve desteklerin 3B baskı parçasına yapışma riski bulunmaktadır. Çözünebilen malzemelerin destek yapıları için kullanılması sorunu bir nebze çözebilmektedir. Ancak, özellikle tek bir malzemeyi işleyebilen üretim süreçleri için, örneğin VAT ve SLS teknolojileri gibi, veya tasarım içinde

kendiliğinden kapalı boşluklar bulunduran durumlar için bu durum zorlu bir konudur [153]. Bu nedenle, destekleri inceltmek veya destek ihtiyacının tamamen ortadan kaldırmak önem taşımaktadır.

2.4.3. Çıkıntısız Topoloji Optimizasyonu

Eİ ile üretimlerde tasarımda bulunan çıkıntılardan dolayı ortaya çıkacak hataların önüne geçmek ve destek gereksinimini ortadan kaldırmak için çıkıntısız (Overhang-free) TO'yu geliştirmek önemlidir. Çıkıntısız TO ile kastedilen, tüm çıkıntı açılarının minimuma indirilerek malzemenin kendi kendini destekleme açısından daha büyük olmasını sağlamaktır. Çıkıntısız tasarımı elde etmenin basit bir yöntemi, sonradan işleme ile sağlanabilir. Örneğin, Leary ve arkadaşları, çıkıntılardan dolayı oluşacak hataları ortadan kaldırmak için topolojik olarak optimize edilmiş yapıda ortaya çıkan desteklere de ayrı bir optimizasyon yapan bir vaka oluşturmuşlardır.

Çıkıntısız ürünlerin gereksinimini ele almanın daha stabil yolu, optimizasyon probleminin formulasyonunu özelleştirmektir. Brackett ve arkadaşları, yapısal sınırları yinelemeli olarak doğrultmak, uzunlukları ve yönelimleri ölçmek ve destek gerektiren çıkıntı segmentlerini azaltmak için kavramsal bir fikir önermişlerdir [146]. Gaynor ve Guest, Şekil 2.9'da sunulan çıkıntısız tasarımı, TO'ya ek bir tasarım değişkeni parametresi ile gerçekleştirmişlerdir [150]. burada minimum kendinden destekli çıkıntı açısına ait çözümler verilmektedir.



a) 26.6 derecede Minimum kendinden destek çıkıntı açısı çözümü



b) 45 derecede Minimum kendinden destek çıkıntı açısı çözümü



c) 63.4 derecede Minimum kendinden destek çıkıntı açısı çözümü

Şekil 2.9: Minimum kendinden destekli çıkıntı açısı ait çözümler

Langelaar, Gaynor ve Guest'e benzer bir desteksiz çıkıntı etkisi elde eden başka bir yoğunluk filtresi önermiştir [156,157]. Yoğunluk filtresine dayalı yöntemin bir sınırlaması, her iki yazarın da belirttiği gibi ek perspektif tabakasının ilgili hesaplama süresini arttırarak maliyetini artırmasıdır [157,158]. Yakın zamada; Qian, yoğunluk gradyanlarını kullanarak girinti ve çıkıntıları kontrol etmek ve global bir kısıtlama oluşturmak için Heaviside adlı perspektifi uygulamıştır [159]. Mass ve Amir, 3B basılabilirliği iyileştirmek için iki aşamalı bir yaklaşım geliştirmişlerdir. İlk olarak ayrı kafes tabanlı TO modelini gerçekleştirmiş ardından elde edilen tasarım üzerine süreklilik tabanlı TO modelini uygulamışlardır. Bu yaklaşımla, sürekli TO algoritmasında büyük bir değişiklik olmaksızın daha sade ve iyileştirilmiş bir 3B basılabilirlik elde etmişlerdir [160].

Bu teknikler karşılaştırıldığında; Langelaar tarafından üretilen metodun ağ yapısına bağlı olduğunu, bu bağlamda çıkıntı açısının gövde elemanının en-boy oranına bağlı olduğu belirtmişlerdir [156]. Gaynor ve Guest, tasarım değişkenlerine dayalı bir yöntem sunmuştur ki bu yöntem ağ yapısına bağlı olmak zorunda değildir. Başka bir deyişle, ağ yapısından bağımsız bir yöntemdir [150]. Bu, herhangi bir belirtilmiş minimum kendinden destekli çıkıntı açısı, baskı yönlendirmesi veya yapısal olmayan ağ yapılarına kolayca uyum sağlama olanağı tanır. Her iki metodun da son zamanlarda ticari yazılımlara dahil edildiği belirtilmelidir: Gaynor ve Guest'in önerdiği yöntem, Altair Optistruct'a [150] ve Langelaar'ın önerdiği yöntem, Simulia'nın Tosca uygulamasına [156,157] entegre edilebilmektedir. Eİ için TO algoritmalarının ticari yazılımlara entegre edilmesi, endüstriden EİY'nin tasarım yeteneklerinin gelişmesine yönelik güçlü bir talep olduğunu göstermektedir.

Özetle, çıkıntısız TO için farklı yaklaşımlar önerilmiştir. Sınırlamalar göz önüne alındığında; optimize edilmiş TO ile geleneksel TO kıyaslandığında, etkinliğin önemli ölçüde değiştiği görülmüştür. Ancak; genel olarak, bu yöntemlerin mühendisler tarafından kabul edilebilirliği hala tartışılmaktadır. Ayrıca; TO, kullanılan imalat yöntemine büyük ölçüde bağlıdır. Bunun dışında, hesaplama verimliliği ve stabilitesini daha da artırmak için bir potansiyel mevcuttur. Örnek vermek gerekirse; kontrol parametrelerini hassas bir şekilde ayarlanması otomatize edilerek, geliştirilmesi gerekmektedir.

Yukarıda bahsi geçen yöntemlerin hepsi yoğunluk tabanlı TO çerçevesinde geliştirilmiştir. Mirzendehdel ve Suresh; destek hacmi topolojik hassasiyetini yüzey açısı temelinde tanımlayarak bu olguyu performans hassasiyetiyle birleştirmişlerdir ve destek yapı

optimizasyonu için kullanmışlardır [149]. Allaire ve arkadaşları. [152,161,162] çıkıntısız TO için fizik temelli yeni bir yaklaşım önermişlerdir. Eİ sürecinin katman katman özelliklerine dayanarak, Eİ sürecinin üretimi sırasında ara şekillerin uyumluluğunu bir araya getirmek için yeni bir mekanik kısıtlama fonksiyonu tanımlamışlardır. Bu sayede her bir ara katman alt kısmına sabitlenmiş ve sadece yerçekimi etkisine maruz kalmıştır.

Alternatif bir çözüm olarak, Liu ve To, her seviyede set fonksiyonunun bir baskı katmanına (veya aynı kesit şekline sahip bir katman demeti) karşılık gelen ve ardışık baskı katmanlarının mekansal ilişkisini sınırlayan, kademeli katman interpolasyonuyla çıkıntısız katman seti TO yöntemi geliştirmiştir [163]. Zhang ve arkadaşları çalışmalarında, yapısal topolojinin ve baskı yönünün aynı anda optimize edilebileceği bir formülasyon geliştirmiştir ve farklı sayısal çözüm şemalarının etkinliğini kontrol etmek için önemli olan bazı teorik konular tartışmışlardır [164].

2.4.4. Gözenekli Dolgu Optimizasyonu

Katmanlı üretim sürecinden dolayı, mekanik bileşenlerin tasarımında katı dolgu malzemesine bağlı kalmak gerekli değildir. Gözenekli dolgu tasarımı; katı muadiliyle karşılaştırıldığında yüksek mukavemet, nispeten düşük kütle, iyi enerji emilimi ve yüksek termal ve akustik yalıtım gibi önemli avantajlar sergilediği için daha etkin bir alternatif olabilir [165]. Bu nedenle TO çeşitli yöntemler geliştirilmiştir.

En basit yaklaşımlardan biri, dolguyu gerçekleştirmek için kafes modelini kullanmaktır [166–168]. Çubukların çapları ve düğüm pozisyonları, zemin yapı optimizasyonu gibi kesikli TO yöntemleri ile etkili bir şekilde optimize edilebilmektedir [168,169]. Ayrıca, temel gerilme yöntemi [169,170] ve hareketli şekil değiştirebilen bileşen yöntemi [171], geleneksel sürekli TO'dan türemiş olup; benzer şekilde gözenekli dolgu tasarımında da kullanılmaktadır. Öte yandan, kendinden destekli açı kısıtlamaları göz önüne alınmamıştır [172] ve çözünebilen malzemelerden destek inşa edilmesi gerekmektedir [173]. Bu kısıtlama da, bu yaklaşımı sadece polimer baskı için uygun hale getirmektedir. Bunun dışında, bu tür örgü dolgularda yaygın olarak baskı kusurları bulunmaktadır. Katman katman baskı sürecinden dolayı, çubuklar mükemmel silindir şeklinde değildir; bunun yerine, değişken çerçeve profili şeklinde üretilir ve kusur çapın azalmasıyla büyür [174–177]. Bu sorun iyi birçok kişi tarafından bilinmesine rağmen, bugüne kadar TO araştırmalarında ele alınmamıştır. Bu hataları göz ardı etmek, tasarım performansının abartılmasına neden olmaktadır.

Başka bir alternatif ise, peteksi [173] ve ızgara desenli iç dolgu deseni olarak yapılan, duvara benzer dolgulardır [178,179]. Duvar benzeri dolgunun TO'sunda, çok sayıda yerel ayrıntıyı oluşturmak amacıyla yüksek çözünürlüklü TO gereklidir [153]. Yüksek çözünürlüklü hesaplama yoluyla sertlik ve stabilite kriterlerine tabi, kendinden destekli eşkenar dörtgen hücreler tarafından parçanın içini dolduran, çıkıntısız bir dolgu optimizasyon yöntemi geliştirilmiştir [153].Wu ve arkadaşları daha sonrasında yüksek çözünürlüklü voksel tabanlı TO gerçekleştirmiş ve tek ölçekli TO aracılığıyla gözenekli dolgu oluşturmaya yönelik yeni bir girişim olan bölgesel malzeme fraksiyonu kısıtlamaları ekleyerek gözenekli tipte dolgu gerçekleştirmiştir [154]. Yaptıkları çalışmadan elde edilen sayısal tasarımlar hem duvarların hem de kafes kirişlerin bir karışımıdır; bunlardan ilki katı mekaniği açısından tercih edilebilir ancak ikincisi daha iyi işlevselliğe sahiptir (örneğin, katı yapı ile çevredeki akışkanların etkileşimine izin verir) ve üretilebilirlik (örneğin, sıkışan tozların çıkarılması için yollar sağlanması) anlamında daha avantajlıdır. Genellikle minimum gözenek boyutunun arttırılmasıyla; yapı, daha fazla kafes kiriş elemanına sahip olma eğilimindedir.

2.4.5. Değişken Yoğunluklu Kafes Yapısı Optimizasyonu

Hesaplama açısından daha verimli bir yaklaşım, değişken yoğunluklu kafes yapısı optimizasyonudur [180–185]. Sabit geometrik şekildeki kafes birimleri ile optimal bir kafes yoğunluğu belirlenmektedir. Bu yaklaşımda; imal edilecek parçanın içini periyodik olarak dolduracak bir harita ortaya çıkar. Periyodiklik nedeniyle, tam ölçekli simülasyon yerine hesaplamalı homojenleştirme uygulanmaktadır ve geçerliliği kapsamlı deneyler ve ayrıntılı sonlu eleman simülasyonları yoluyla doğrulanmıştır [183,186]. Sabit geometrik şekildeki kafes birimi optimizasyonu hesaplama maliyetini önemli ölçüde azaltmaktadır. Öte yandan; kafes birim şekil tipinin önceden belirlenmesi gerektiğinden, tasarım alanı kısıtlanmaktadır. Bazı durumlarda, aynı malzeme tüketimiyle katı TO sonuçları, sertlik ve dayanıklılık açısından daha iyi performans gösterebilmektedir [185]

3. YÖNTEM

3.1. Hedef Ortez Grubunun Belirlenmesi

Tez kapsamında; ilk olarak ortezler içerisinde kullanımı en fazla olan ortez çeşidi belirlenmiştir. Yapılan literatür araştırması ve Sağlık Bakanlığı'ndan elde edilen bilgiler ışığında, Dünya'da ve Türkiye'de en fazla üretilen ve kullanılan ortez çeşidinin; alt ekstremite ortezlerinden olan AFO olduğu tespit edilmiştir [3]. Bu nedenle, çalışmada hedef grubu olarak AFO seçilmiştir.

3.2. Geleneksel Kişiye Özel Ortez İmalatı Süreçleri

Geleneksel kişiye özel imalat süreci; öncelikle kişinin ölçülerine uygun bir ortez imalatı için kalıp çıkarılması işlemi ile başlamaktadır. Bu işlem; negatif ve pozitif kalıpların elde edilmesiyle gerçekleştirilmektedir.

Kalıbın oluşturulmasından sonra, vakum şekillendirme yöntemiyle geleneksel AFO imal edilir. Üretilen AFO işlevsiz kısımların temizlenmesi ve gerekli düzeltmelerin yapılmasından sonra bağlantı elemanlarının montajı sonrası, kullanıma hazır hale gelmektedir.

3.2.1. Negatif Kalıp Eldesi

Negatif kalıp eldesi işlemi, bir ölçü alma prosedürü olarak kabul edilebilir. Negatif alçı oluşturulurken; çalışmaya başlamadan önce, ekstremite özenle bir folyo yardımıyla izole edilir. Ardından, negatif alçının kesme ve ayrılma işlemi için ekstremitenin ön bölgesine bir kılavuz ipi yerleştirilir. Alçılı sargı bezi; reaksiyonun başlaması amacıyla ıslatılarak, ekstremitenin üzerine eşit oranlarda ve hafifçe sıkılarak uygulanır. Ayak bileği 90°'de sabitlenerek, alçının reaksiyon süresinin bitmesi beklenir. Alçının istenilen sertliğe ulaşması sonrası oluşan kalıp, kılavuz çizgisi boyunca kesici bir alet yardımıyla kesilerek ekstremiteden çıkarılır. Daha sonra; negatif kalıp, tamamen kuruması için bir kurutma fırınına yerleştirilir. Aynı işlemler; diğer ekstremite için tekrarlanarak bir çift negatif kalıp elde edilir.

3.2.2. Pozitif Kalıp Eldesi

Kuruma işlemi sonrası negatif kalıp hazırlanan alçı solüsyonu sızdırmayacak şekilde izole edilir ve alçı solüsyonu ile doldurulur. Tabana temas etmeyecek bir konumda negatif kalıbın içine önceden yerleştirilen taşıyıcı metal boru, alçı reaksiyonunun tamamlanmasına kadar pozitif kalıbın şeklini koruyarak kalıbı havada bekletir. Reaksiyonun sonunda, alçılı sargı bezinden oluşturulan kalıp dikkatlice çıkarılır. İşlem sırasında oluşan çapaklar temizlenir. Daha sonra

hastanın ihtiyacına uygun olarak belirli bölgeler, hastanın ölçüleri ve anatomik yapısı dikkate alınarak raspalanır. Son olarak, nihai ölçülere getirilen pozitif alçı kalıp kurutma işlemine tabi tutulur.

3.2.3. Geleneksel AFO'nun İmalatı

AFO imalatında, PMK'lar, yaygın olarak kullanılan bir malzeme türüdür. İmalat süreci, PMK'ların vakum şekillendirme yöntemi ile gerçekleştirilir. Bu işlem, önceden hazırlanmış olan pozitif alçı kalıbının boyutlarına uygun olarak özel kalınlıklara sahip plakaların kesilmesiyle başlar. Elde edilen plakalar, yaklaşık 190°C'ye kadar yüksek sıcaklıklara maruz bırakılmak üzere bir fırına yerleştirilir.

Ardından kalıp ayırıcı bir malzeme yardımı ile pozitif kalıba geçirilen PMK bir vakum cihazı yardımıyla vakum işlemine tabii tutulur. Bu süreç sonucunda, PMK, pozitif kalıbın şeklini alır ve bu şekilde soğumaya bırakılır. Soğuma tamamlandığında; parça, işlevsiz bölgelerinden kesilerek kalıptan çıkarılır.

Son aşamada, gerekli düzeltmeler yapılır ve ayağa kenetlenmeyi sağlayan bağlantı elemanları eklenerek üretim süreci tamamlanır.

3.2.4. Geleneksel AFO Malzemesinin Karakterizasyonu

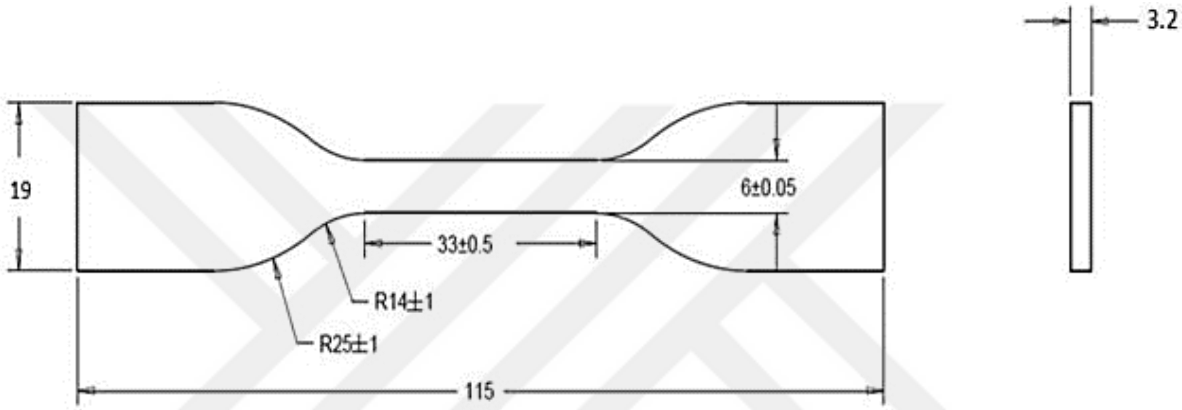
Geleneksel olarak üretilen AFO'ların imalatında kullanılan malzemeler literatürde taranmış ve kavramsal çerçeve başlığının altında detaylıca verilmiştir. Ayrıca TİTCK tarafından yayınlanan ve İstanbul'da bulunan "Ismarlama Ortez Protez Merkezleri" listesinden özel ortez imalatı yapan firma listesi taranmış [3] ve firmalara birtakım ziyaretler gerçekleştirilmiştir. Ziyaretler sonucunda firmalardan numuneler elde edilmiştir.

Polimerlerin karmaşık kimyasal yapısını incelemek için yaygın olarak kullanılan yöntem, fourier dönüşümlü kızılötesi spektrometre (FTIR) analizidir. Bu teknik, polimerlerin karakteristik fonksiyonel grup titreşimlerini ölçerek kimyasal bağların ve fonksiyonel grupların tanımlanmasını sağlar.

AFO malzemelerinin kimyasal karakterizasyonu için Jasco 6600 model FTIR cihazı kullanılmıştır. Numunelerin yapılarındaki bağlar, geçirgenlik yüzdesi (%T) değerlerine bağlı olarak 600-3500 cm^{-1} dalga boyları arasında belirlenmiştir.

3.2.5. Geleneksel AFO Malzemesinin Mekanik Karakterizasyonu

Geleneksel AFO malzemelerinin mekanik özelliklerinin belirlenmesi amacıyla; üretici firmalardan alınan numuneler çekme testine tabii tutulmuştur. Mekanik dayanıklılığı değerlendirmek ve plastik malzemelerin çekme özelliklerini ölçmek için American Society for Testing and Materials (ASTM) tarafından yayınlanan Standard Test Method for Tensile Properties of Plastics (ASTM D638) test yöntemi uygulanmıştır. Bu test yöntemi doğrultusunda, ASTM D638 tarafından belirlenen Tip-4 (Şekil 3.1) modeli test numunelerin referans modeli olarak alınmıştır.



Şekil 3.1: ASTM D638 Tip-4 [187]

Özellikle yumuşak polimerlerin test edilmesi için uygun olan ve yumuşak ve sert polimerler arasında karşılaştırma yapılmasına olanak tanıyan çekme çubukları üretilmektedir [188].

Firmalardan alınan numune tabakalarının Devotrans numune kesme presinde (Şekil 3.2) kesilmesi ile 3 adet çekme çubuğu elde edilmiştir. Numunenin mekanik karakterizasyonu Devotrans GPUG/R test cihazı (Devotrans, Türkiye) kullanılarak tek eksenli çekme testi ile gerçekleştirilmiştir (Şekil 3.2). Cihazda bulunan 20kN'luk hücre kullanılarak ölçümler alınmıştır. Test çubukları 5 mm/dakika çekme hızında test edilmiştir.



Şekil 3.2: Devotrans numune kesme presi ve Devotrans GPUG/R test cihazı.

3.3. EİY ile Kişiye Özel AFO İmalatı

Katmanlı üretimin ilk adımı; imal edilecek parçanın bir stereolitografi (STL) dosyasının başka bir deyişle dijital tanım bilgilerinin elde edilmesidir. Günümüzde dijital tanım bilgilerini oluşturma/elde etme yöntemleri çok değişkenlik göstermesine karşın, temelde cismin geometrik ölçülerinin en doğru şekilde dijital ortama aktarılmasıdır.

Bu çalışmada; üretim öncesi kullanıcının fiziksel özelliklerinin ve gereksinimlerinin belirlenerek bilgisayar ortamında analizlerinin gerçekleştirilebilmesi ve tasarlanacak AFO üzerinde TO yapılması amacıyla cansız bir mankenin ayak-ayak bileği (AF) taranmıştır. Taratılan AF modeli BDT programına aktarılarak 3B katı model tasarımları oluşturulmuştur.

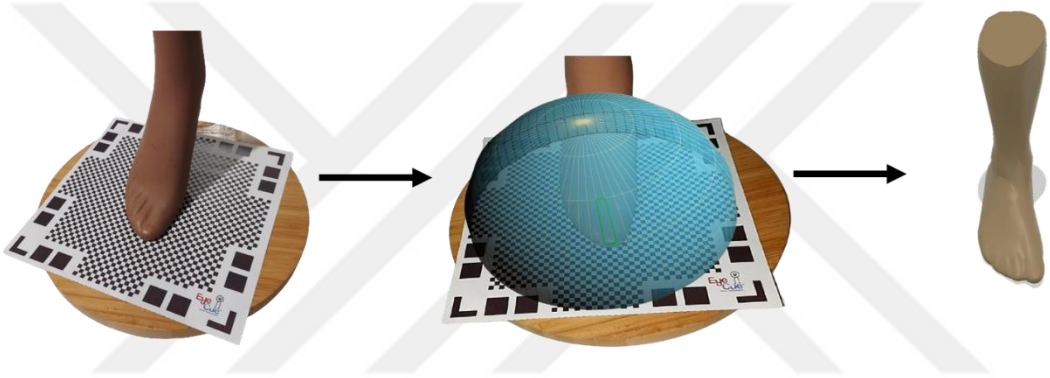
3.3.1. Ayak Formunun Eldesi ve 3B Tarama Sistemi

Üretilecek AFO'nun serbest-form (free-form), karmaşık ve kişiye özgü geometrik bir şekle sahip olmasından dolayı, katı modelleme programlarında bulunan belirli geometriler kullanılarak modellenmesi oldukça zordur. Bu zorluğun aşılması maksadıyla bir dizi 3B tarama sistemi geliştirilmiştir [35].

3B tarama sistemlerinde aşılması gereken en büyük zorluk; tarama sırasında geometrik ölçülerin belirlenmesine engel olacak parazitlerin tespit edilmesi ve kaldırılmasıdır. Alternatif bir yöntem olarak; bilgisayar ortamında programlar üzerinden komutlarla oluşturulan modeller kullanılabilmektedir. Bu yöntemde oluşacak hatalar daha kolay tespit edilerek çözüme kavuşturulabilmektedir. Ancak, gerçekçi bir geometrik ayak modeli oluşturmak son derece

uzun işlem süresi gerektirmektedir. Oldukça hassas sonuçlar gerektiği için ortez geometrilerinin büyük bir titizlikle, düşük toleranslarla elde edilmesi gerekmektedir. [34]

Bu çalışmada, yakın zamanda cep telefonu kamerası üzerinden de 3B tarama yapmaya olanak sağlayan EyeCue Vision Technologies LTD. firmasına ait Eyecube™ uygulaması kullanılmıştır. Uygulama, yazılım şirketinin sağladığı özel desenli tabla üzerine yerleştirilen objelerin farklı açılardan aldığı fotoğrafları kullanarak, objelerin 3B dosyalarını oluşturmaktadır. Oluşturulan dosyalar bilgisayar ortamında Autodesk Fusion 360™, Dassault Systèmes Solidworks™ (SW), Dassault Systèmes Catia™ gibi tasarım programlarına aktarılmaktadır.



Şekil 3.3: Manken ayağı 3B tarama adımları.

Manken ayağı; programın sağladığı desenli tabla üzerine yerleştirilmiş, çoklu ve farklı açılardan fotoğraflama yapılmıştır (Şekil 3.3).

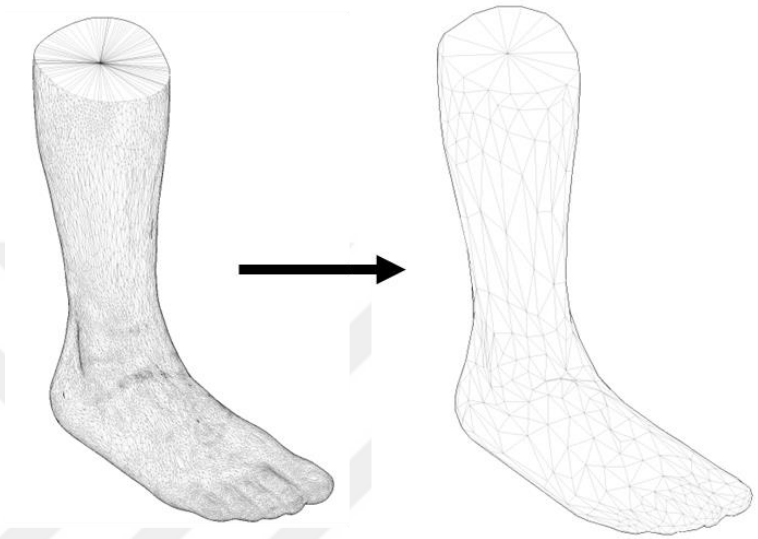


Şekil 3.4: Taranan cansız manken AF Modeli.

Belirli açılardan alınan görüntüler sayesinde ayağın 3B STL dosyası elde edilmiştir (Şekil 3.4).

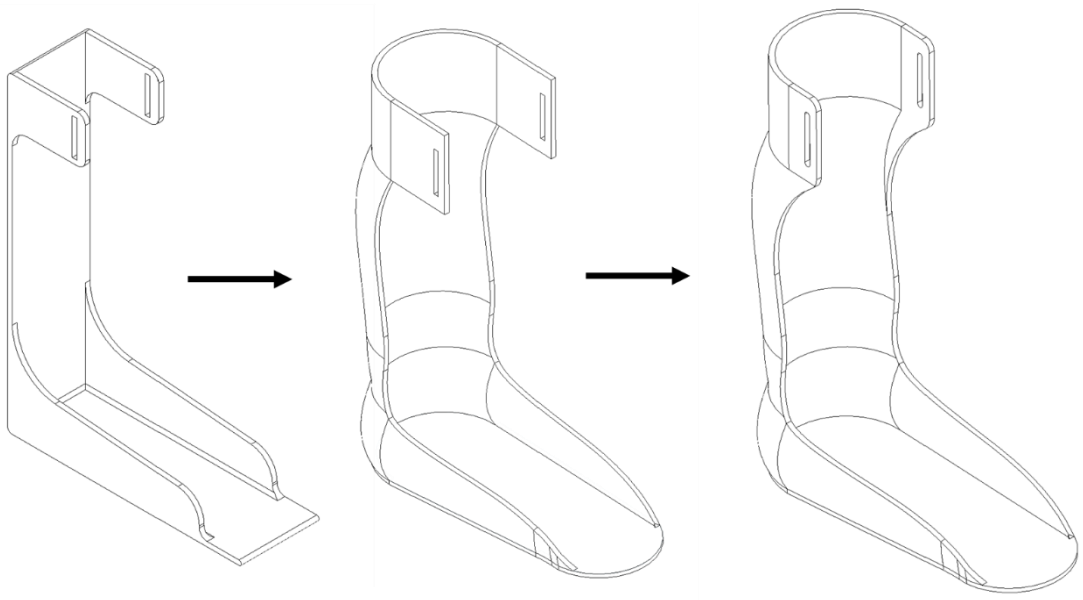
3.3.2. AFO'nun SW Programında Tasarımı

3B tarama sonrası elde edilen AF modeli BDT yazılımı olan SW programına aktarılmıştır. AF modeli tasarım girdilerini kolaylaştırmak ve olası hataları önlemek maksadıyla sadeleştirilmiştir. Sadeleştirme işlemi vasıtasıyla işleme zorluğu yaratan karmaşık girinti ve çıkıntı geometrileri daha basit yapılar haline getirilmiştir. Ayrıca, bu işlem tarama sırasında oluşan hatalı yapıların giderilmesine de olanak sağlamaktadır (Şekil 3.5).



Şekil 3.5: Sadeleştirme işlemi.

Sadeleştirme işlemi sonrası, AF modeli üzerine AFO tasarımları gerçekleştirilmiştir. 3B tasarımı geleneksel tasarım temel alınarak gerçekleştirilmiş, daha sonrasında 3B yazıcının süregelen kısıtlamaları (çıkıntı, gözenek yapıları gibi) göz önünde bulundurularak çeşitli tasarım güncellemeleri yapılmıştır. Tasarım sürecine ait model evrimi Şekil 3.6'da verilmiştir.

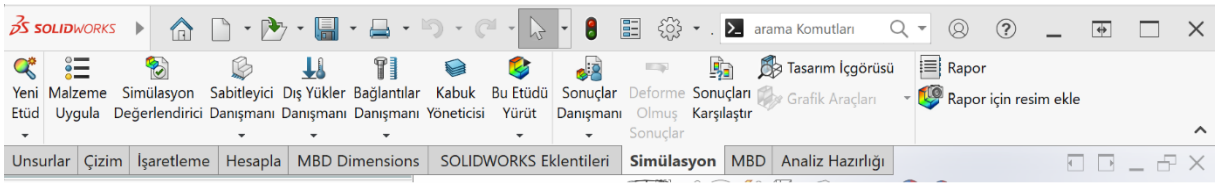


Şekil 3.6: AFO tasarım Süreci.

3.3.3. AFO'nun Sonlu Eleman Modelinin Oluşturulması

Sonlu eleman analizi (SEA), günümüzde mühendislik alanında en yaygın kullanılan nümerik yöntemlerden biri olarak bilinmektedir ve simülasyon oluşturmak amaçlı olarak tercih edilmektedir. Bu yöntem, matematiksel olarak zor ve zaman alıcı olan operasyonların çözümünü modern yazılım sistemleri aracılığıyla mümkün kılmaktadır. SEA yönteminde, yapı davranışı önceden belirlenmiş birçok elemana bölünerek sonlu elemanlardan oluşan bir ağ yapısı oluşturularak gerçekleştirilir [189]. Bu elemanlar, düğüm noktalarıyla birleştirilir ve bu sayede matematiksel denklemler seti elde edilir. Bilgisayar yazılımlarıyla bu denklemlerin çözümü gerçekleştirilir. SEA kullanan yazılımlar, düzensiz ve serbest formdaki geometrilerin çözümünü kolaylaştırırken aynı zamanda modeldeki sınır şartlarının uygulanmasını da sağlar [190,191]. SW programının içerisinde yer alan "Simulation" modülü, mekanik tasarımlarda giderek daha fazla kullanılan bir bilgisayar destekli mühendislik yazılımıdır. Bu modül, "Cosmosworks™" olarak bilinen eski versiyonun geliştirilmiş hali olup, gerçeğe daha yakın simülasyonların oluşturulmasına imkan tanımaktadır. SW Simulation modülü; statik, dinamik, lineer, non-lineer, frekans tepki, termal, burkulma, basınçlı tank, yorulma ve serbest düşme gibi çeşitli simülasyonları analiz etme imkanı sağlamaktadır. Ayrıca, SW programı içerisine entegre edilen Simulation modülü, grafikler ve animasyonlarla desteklenen SEA analizi sonuçlarının görselleştirilmesine olanak sağlamaktadır [193].

SW programında analiz için hazırlanan 3B katı model; SW Simulation modülüne aktarılarak SEA için gerekli adımlar, mesh oluşturma, malzeme atama, yük uygulama, mesnet-bağlantı ilişkileri, çözümleme ve raporlama gibi araçlar kullanılarak gerçekleştirilmiştir (Şekil 3.7).



Şekil 3.7: SW simülasyon araçları.

3.3.4. AFO'nun Sonlu Eleman Analizi ve Topoloji Optimizasyonu

TO öncesi yapılması gereken statik analiz için oluşturulan modelde ağ yapısını oluşturmak için "model bazlı boyut" ağ komutu kullanılmıştır. Analiz çözücüsü olarak SW Simulation'da bulunan FFEPlus çözücüsünden yararlanılmıştır. Lineer bölgede yapılan analizde model tipi lineer elastik izotropik olarak belirlenmiştir. Modele; SW kütüphanesi ile geleneksel AFO'larda

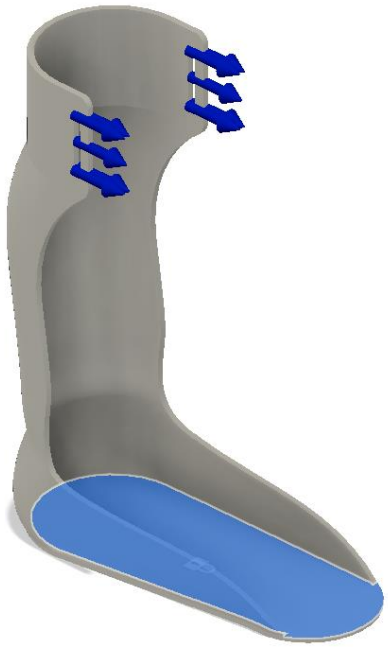
karakterize edilen malzeme ile benzerlik gösteren PP malzemesi atanmıştır. SW yazılımının malzeme kütüphanesindeki PP malzemesinin özellikleri Tablo 3.1'de gösterilmiştir.

Tablo 3.1: PP malzemesi mekanik özellikleri.

Parametre	Değer	Birim
Elastisite Modülü	896	N/mm^2
Poissons Oranı	0,4103	-
Kayma Modülü	315,8	N/mm^2
Yoğunluk	890	Kg/m^3
Çekme Dayanımı	27,6	N/mm^2
Termal İletkenlik	0,147	W/(m-K)
Özgül Isı	1881	J/(kg-K)

Literatürde yapılan test düzeneklerinde belirlenen sınır koşulları detaylı bir şekilde incelenmiş [78,192] ve oluşan yükler ile sınırlandırmalar, benzer bir şekilde uygulanmıştır. Tasarlanan model, taban bölgesinden ankastre olarak sabitlenmiştir.

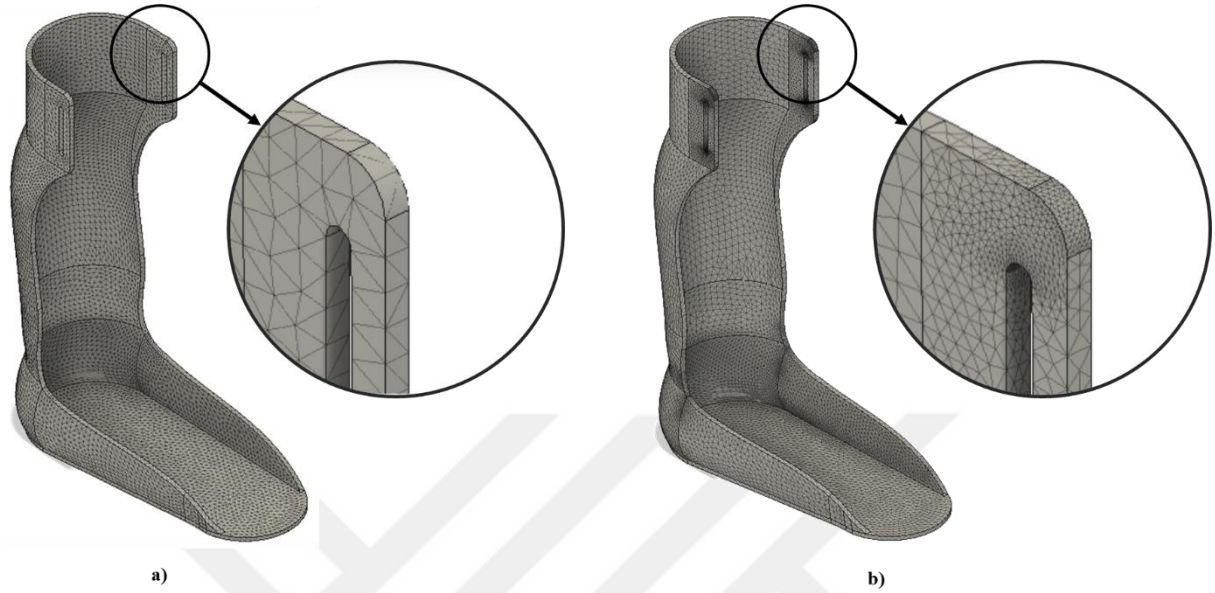
Yükler, AFO'nun sağ ve sol olmak üzere iki yüzeyine eşit derecede yayılmış ve AFO'nun bağlantı noktalarına uygulanmıştır. Yük miktarı, Sürmen'in yürüme analizi çalışmasında [193] belirlediği 34N değeri olarak uygulanmıştır (Şekil 3.8).



Şekil 3.8: AFO'ya uygulanan kuvvetler ve sınır koşulu.

Tasarlanan AFO modeli, bağlantı bölgeleri ve ayak tabanı dışında tüm yüzeylerinin eğrilerden oluştuğu serbest-formda bir geometri yapısına sahiptir. Bu sebeple, parabolik tetrahedral katı elemanlar modeli seçilerek ağ formu oluşturulmuştur. Diğer bir metot olan lineer tetrahedral katı eleman modeli; tasarlanan katı modellerdeki eğri kenarları iyi temsil edemediğinden,

gerçeğe daha uzak matematiksel yaklaşım göstermektedir (Şekil 3.9). Ancak, parabolik tetrahedral katı elemanlar modeli ile hesaplamalar daha zorlu ve zaman almaktadır [194] .



Şekil 3.9: a)Lineer b)Parabolik tetrahedral katı eleman modeli ile ağ gösterimi farkları.

SW Simülasyon çalışmasındaki modelde elde edilen mesh ağ yapısı 101603 düğüm noktası ve 55549 elemandan oluşmaktadır.

Simülasyon üzerinden elde edilen statik stres analizi vasıtasıyla yüksek gerilim altındaki bölgeler belirlenmiştir. Yüksek stres altındaki noktalar program üzerinden birleştirilerek bir hacim oluşturulmuştur. Oluşturulan hacim; katı model haline getirilerek ana tasarıma dahil edilmiştir (Şekil 3.10).



Şekil 3.10: Topolojisi optimize edilmiş AFO tasarımı.

3.3.5. AFO Malzemesinin Belirlenmesi ve Üretimi

Yapılan literatür araştırması kapsamında; FDM teknolojisi ile baskı alınabilen ve biyouyumlu, mukavemet değeri olarak geleneksel AFO'larda kullanılan malzemelere yakın malzemeler araştırılmıştır. Araştırma sonucunda çalışmanın odak noktası olan yüksek mukavemet ve yüksek biyouyumluluk noktalarında kesişen PLA ve PCL malzemeleri imalat malzemesi olarak belirlenmiştir [195–199].

FDM teknolojisinin erken döneminden itibaren kullanılan PLA, mevcut cihazlarındaki ekipmanlarla uyumlu olması, biyouyumlu olması, doğada çözünebilmesinden ötürü biyokompozitin matrisini oluşturmuştur. FDM teknolojisi için yaygın olarak kullanılan ve sürekli gelişme gösteren PLA, üstün özelliklerine rağmen biyomedikal cihazlara tam olarak cevap verememektedir [200].

Bu çalışmada; 15 kiloDalton molekül ağırlığına sahip PLA, Gema Polimer A.Ş. firmasından temin edilmiştir.

PCL, yüksek mekanik mukavemeti ve nispeten düşük erime sıcaklığı (T_e) nedeniyle çoğunlukla 3B yazıcılarda kemik iskelesi malzemesi olarak kullanılmaktadır. PCL, kullanım ömrü sonrası biyolojik olarak parçalanabilen ve biyouyumlu bir yarı kristal sentetik polyesterdir [201]. PCL oluşturduğu yapılara yüksek gözenek hacmi, hücre bölünmesine katkı ve mukavemet yönüyle süneklik sağlar. Öte yandan, yavaş bozunma kabiliyeti nedeniyle PCL, diğer biyolojik olarak

parçalanabilen eşdeğerlerine göre üstün bir malzeme olup ilaç salınımlarında da aktif olarak kullanılmaktadır [196].

PCL malzeme katkısı olarak, ortez yapısına PLA'dan farklı olarak esneklik katarken; kaza ve yaralanmalar sonucunda hasar görmüş açık yara şeklindeki biyolojik dokularda alerjik reaksiyon oluşturmama gibi üstün bir özellik de katmaktadır [202].

Çalışmada, molekül ağırlığı 80.000 gram/mol (Sigma Aldrich, ABD), boncuk formunda ve %97 saflıkta PCL kullanılmıştır.

Çalışmada ayrıca, kompozit filamentleri çözmek için dimetilformamit (DMF-$HCON(CH_3)_2$) (Sigma-Aldrich/Türkiye) ve Kloroform ($CHCl_3$) (Sigma-Aldrich/Türkiye) gibi organik çözücüler kullanılmıştır [201].

3.3.5.1. Kompozit Karışımların Hazırlanması

4 farklı numune için; ağırlıkça 10'ar gram olarak belirlenen PLA granülleri 1 saat boyunca çözelti haline gelmesi için 40 ml dimetilformamit ve 60 ml Kloroform karışımı organik çözücü sistemine katılarak 85°C ısıtıcılı manyetik karıştırıcı kullanılarak hazırlanmıştır. Daha sonra belirlenen oranlardaki PCL granülleri bu karışımlara ilave edilmiş ve homojenizasyon tamamlanana kadar ısıtıcılı manyetik karıştırıcı yardımıyla 60°C 2 saat karıştırma işlemine tabii tutulmuştur. Sonrasında oluşturulan polimer karışım çözeltilerinin ağızları delinerek vakumlu etüve yerleştirilmiş ve solventin 50°C sıcaklıkta buharlaşması sağlanmıştır. Bu işlem sonrasında elde edilen numuneler içindeki solventin buharlaşması sonucu tabaka haline gelmiştir. Oluşan tabakalar vakum etüvden çıkarılarak, kesilmiş ve ekstrüzyon işlemine kadar saklanmıştır. Farklı karışım oranlarındaki tüm numuneler yukarıda belirtilen şekilde hazırlanmıştır. Hazırlanan her numune için ağırlıkça karışım oranları Tablo 3.2'de verilmiştir.

Tablo 3.2: Ağırlıkça karışım oranlarına göre numuneler ve kodları**.**

Numune Kodu	PLA (Ağırlıkça %)	PCL (Ağırlıkça %)
100PLA	100	-
95PLA	95	5
92PLA	92,5	7,5
90PLA	90	10

Tüm tabaka numuneler ekstrüzyon işlemi öncesi, KökbirRTX-MSHD cihazıyla küçük pullar haline getirilmiştir. Pullar, 1,75 mm kalınlığında filamentler elde etmek için tek vidalı bir ekstrüdere (Kökbir, RTX-S16) beslenmiştir. Malzeme bileşimine bağlı olarak her numune için değişiklik gösteren ekstrüder parametreleri Tablo 3.3'te verilmiştir.

Tablo 3.3: Her numume için ekstrüder parametreleri.

Numune	Sıcaklıklar (°C)				Vida Hızı
	Isıtıcı 1	Isıtıcı 2	Isıtıcı 3	Kafa	(D/d)
100PLA	170	185	190	180	50
95PLA	170	185	190	180	50
92PLA	170	185	190	180	50
90PLA	165	175	170	170	50

3.3.6. AFO Malzemelerinin Kimyasal Karakterizasyon ve Morfolojik Değerlendirmesi

Üretilen AFO malzemelerinin fonksiyonel gruplarının varlığının belirlenmesi amacıyla, JASCO marka 6600 model FTIR analiz cihazı kullanılmıştır. Numunelerin yapılarındaki bağlar, geçirgenlik yüzdesi (%T) değerlerine bağlı olarak 600-3500 cm^{-1} dalga boyu aralığında belirlenmiştir.

Üretilen AFO malzemelerinin yüzey yapısının değerlendirilmesi amacıyla morfolojik analizler gerçekleştirilmiştir. Tutuculara yerleştirilen kompozit karışımlar, FEI QUANTA 450 Alan Emisyon Tabancalı Taramalı Elektron Mikroskobu (FEGSEM) ile incelenerek görüntülenmiştir. Üretilen kompozit filamentlerin içerisinde yer alan partiküllerin çap ve boyutlarının belirlemek için numuneler 6000 kat büyütülerek görüntü alınmıştır. Partiküllerin ortalama çap kalınlığı; yüksek çözünürlüklü FEGSEM fotoğraflarından ImageJ (National Institutes of Health, USA) yazılımı kullanılarak ölçülmüştür.

3.3.7. AFO Malzemelerinin Termal Karakterizasyonu

AFO malzemelerinin termal karakterizasyonu için; vakum etüvden çıkarılan numunelerin her birinden 2'şer mg miktarında parçalar alınarak, özelleşmiş diferansiyel taramalı kalorimetre (DSC) cihazında (Hitachi, DSC7000X) analiz edilmiştir. Bu aşamada numunelerin ekstrüderde üretilebilmesi ve 3B yazıcıda doğru sıcaklıkta basım yapılabilmesi için erime (T_e) ve camsı geçiş (T_g) sıcaklıklarının bilinmesi hedeflenmektedir. DSC analizi, 50 mL/dk azot (N_2) akışı altında, 25°C'den 300°C'ye kadar 10 °C/dk ısıtma hızı ve 10°C/dk soğutma hızıyla; ısıtma-soğutma-ısıtma prosedürü kullanılarak gerçekleştirilmiştir.

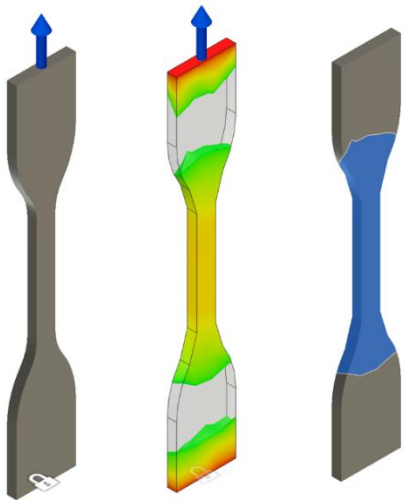
Vakum etüvden çıkarılan numunelerin her birinden 10'ar mg miktarında parçalar tartılarak alınmıştır. Alınan parçalara, Hitachi marka STA 7200 model TGA analiz cihazında azot (N_2) gazı atmosferinde 10°C/dk ısıtma hızında 0-900°C sıcaklık aralığında analiz işlemi gerçekleştirilmiştir. TGA analizi ile numunelerin bozunma sıcaklığı (T_d) belirlenmiştir.

3.3.8. AFO Malzemelerinin Mekanik Karakterizasyon

Kompozit malzemelerin mekanik özelliklerinin belirlenmesi amacıyla; Ortez basımı öncesinde üretilen filamentlerin mekanik dayanıklılığını değerlendirmek ve plastik malzemelerin çekme özelliklerini ölçmek için kullanılan standart bir test yöntemi olan ASTM D638 uygulanmıştır. Bu test yöntemi doğrultusunda, geleneksel AFO'larda da uygulanan ve ASTM tarafından belirlenen Tip-4 modeli referans alınmıştır.

Oluşturulacak prototiplerde TO metodunun yarattığı etkinin görülebilmesi amacıyla, ASTM'den referans alınan çekme çubuk modellerine, ortez tasarımında uygulanan SEA ve TO metodu uygulanmıştır.

ASTM Standartları dahilinde üretilen çekme çubuklarının modelleri SW programına aktarılmıştır. SW yazılımında bulunan Simülasyon modülünde tasarlanan test düzeneğinde; çubuğun analiz cihazı çenelerine dik gelen iki yüzeyden biri sabitlenmiş; diğer dik gelen yüzeye PLA üzerinde benzer bir mekanik test gerçekleştiren Kumar ve Narayan'ın çalışmaları referans alınarak 1428,67 N'luk yayılı bir yük uygulanmıştır [203]. Analiz sonucunda oluşan gerilmelere bağlı olarak TO gerçekleştirilmiştir. Simülasyonda gerçekleştirilen TO ile, malzeme yoğunluğunun artırılması gereken hacimler tanımlanmış (Şekil 3.11) ve STL dosyasına dönüştürülmüştür. STL dosyasından 3B yazıcıda baskı alınması için, açık kaynak kodlu dilimleme yazılımı Ultimaker CURA™ (UC) kullanılmıştır.



Şekil 3.11: Topolojisi optimize edilmiş test çubukları.

UC programına aktarılan ASTM Tip 4 çekme test modelinin topolojik olarak optimize edilen dosyalarına 4 farklı dolgu tipi ve 4 farklı doluluk oranı tanımlanarak ayrı ayrı baskı parametreleri oluşturulmuştur. UC yazılımında öncelikli olarak standart baskı ayarları

seçilmiştir. Seçilen baskı ayarları incelenmiş ve TO metodunu ve malzeme basımını etkileyen parametreler revize edilmiştir.

UC yazılımında Standart baskı ayarlarından farklı olarak seçilen ve modelin tümünde geçerli olan, yazılım içerisindeki parametrelere ait komutlar ve değerleri sırasıyla Tablo 3.4 'te verilmiştir.

Tablo 3.4: Test çubuk modelleri için genel baskı parametreleri.

Parametre Adı	Parametre Değeri	Parametre Birimi
Katman Yüksekliği	0,1	mm
Duvar Hattı Sayısı	3	Adet
Üst Katman Sayısı	3	Adet
Alt Katman Sayısı	3	Adet
Üst/Alt Şekil	Eş Merkezli	-
Yapı Levhası Türü	Kenar	-
Kenar Hattı Sayısı	10	Adet

UC yazılımında standart baskı ayarlarından farklı olarak seçilen ve modelin iç yapısında dolgu değişikliği yapılmak istenen yerlerde geçerli, yazılım içerisindeki parametrelere ait komutlar ve değerleri sırasıyla Tablo 3.5'te verilmiştir.

Tablo 3.5: Test çubuk modellerine ait özel iç dolgu bölgeleri için baskı parametreleri.

Parametre Adı	Parametre Değeri	Parametre Birimi
Ağ Tipi	Çakışma Ayarlarını değiştir	-
Duvar Hattı Sayısı	0	Adet
Üst Katman Sayısı	0	Adet
Alt Katman Sayısı	0	Adet

Test çubuk modellerinin iç yapısında farklı dolgu yoğunluğundaki hacimleri elde etmek için; katı modelin içinde belirlenen iç dolgu hacimlerine "çakışma ayarlarını değiştir" komutu uygulanmıştır. Bu komut ile dolgu modelinin test çubuk modeli içerisinde 2. bir kabuk oluşturması engellenmiştir. Bu sayede farklı bir iç gerilime sebep olacak yapı oluşumun önüne geçilmiştir.

Tüm model ile içyapıda oluşturulan dolgu desen tipi ve iç doluluk oranları Tablo 3.6'da yer almaktadır. Doluluk oranları; genel iç doluluk oranı / yoğun bölge iç doluluk oranı şeklinde verilmiştir.

Tablo 3.6: Test Çubuklarına modeli iç dolgu desen tipi, iç doluluk oranları ve parametre kodları.

Parametre Kodu	Dolgu Desen Tipi	Doluluk Oranları
G1	Grid	80/80
G2	Grid	20/80
G3	Grid	20/60
G4	Grid	20/40
O1	Octet	80/80
O2	Octet	20/80
O3	Octet	20/60
O4	Octet	20/40
C1	Cubic	80/80
C2	Cubic	20/80
C3	Cubic	20/60
C4	Cubic	20/40
Y1	Gyroid	80/80
Y2	Gyroid	20/80
Y3	Gyroid	20/60
Y4	Gyroid	20/40

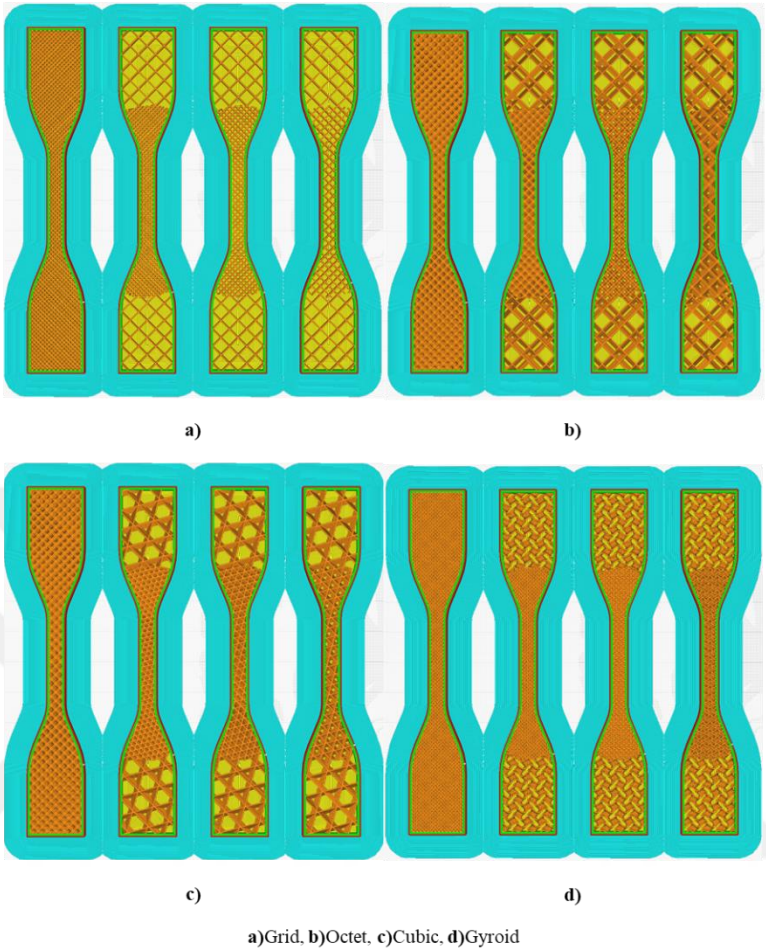
Farklı biyokompozit filamentlerden test çubuklarını basmak için Creality^{TM} marka Ender 3 Pro modeli FDM yazıcı kullanılmıştır. Yazıcıda kompozit karışımların basılması için 0,4 mm çelik (Creality, Çin) baskı ucu/memesi (nozzle) kullanılmıştır. Tüm malzemeler için %100 fan hızı kullanılmıştır.

Filament özelinde basım sıcaklıkları ve hızları değişkenlik göstermektedir. Basım sıcaklıkları; DSC analizinden elde edilen T_e ve T_g sıcaklık verileri referans alınarak belirlenmiştir. Basım başlangıcında ölçülen değerler (ilk baskı yüksekliği, lif genişliği vb.) ve kontrollere (yapı levhasına tutunma oranı, baskı ucu akışı gibi) bağlı olarak hız parametreleri de revize edilmiştir. Filamentlere ait basım sıcaklık ve hız parametreleri Tablo 3.7'de sunulmaktadır.

Tablo 3.7: Test çubukları basım sıcaklık ve hız parametreleri.

Numune	Baskı Ucu Sıcaklığı (°C)	Yapı Levhası Sıcaklığı (°C)	Baskı Hızı (mm/s)
100PLA	210	60	60
95PLA	180	55	35
92PLA	178	55	35
90PLA	177	55	35

UC yazılımında dilimlenen test çubuklarının görseli Şekil 3.12'te verilmiştir.



a)Grid, **b)**Octet, **c)**Cubic, **d)**Gyroid

Şekil 3.12: UC ile dilimlenen test çubuklarının iç dolgu tipi ve iç doluluk oranları.

Dilimleme işlemi ile imal edilmek istenen ürünün baskı zamanı ve oluşturulacak ürünün miktarı bilgilerine ulaşılabilmektedir. Belirlenen parametreler UC'ye girildikten sonra program üzerinden dilimleme işlemi gerçekleştirilmiştir. Dilimleme işlemi ile, 3B yazıcıların çalışma talimatlarını ve üretilmek istenen ürünün geometrik bilgilerini içeren g-code olarak adlandırılan dosya oluşturulmuştur.

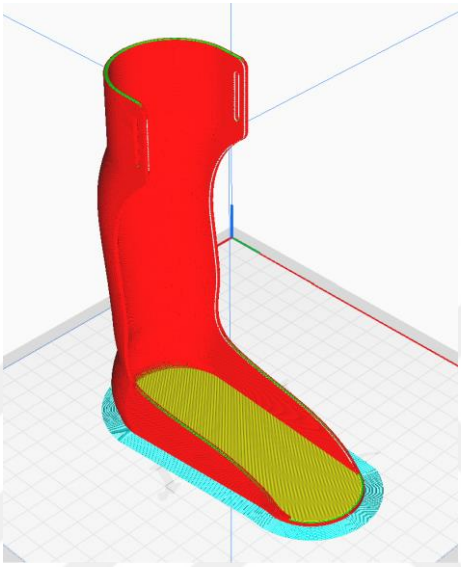
Yapılan çalışmalarda PLA numunelerinin %80 dolgu oranında maksimum çekme dayanımını oluşturduğu belirtilmektedir[204]. Bu nedenle; üretilen filament ve test çubuklarının değerlendirilmesi aşamasında; 100PLA-G1 numunesi referans olarak kabul edilmiştir.

3.3.9. EİY ile AFO İmalatı

EİY'nin biyomedikal alanda; karmaşık mimarilerin doğrudan elde edilebilmesi, özelleştirilme, kişiselleştirilmiş tıbbi ürünlere olanak tanıma gibi önemli avantajları vardır [200]. Bu çalışmada, hem mekanik özelliklerinin üstünlüğü hem de kullanım süresi sonrası biyolojik

olarak parçalanabilme özellikleri nedeniyle PLA ve PCL karışımlarından imal edilen kompozit filamentler kullanılmıştır.

AFO üretimi için yapılan nihai tasarım; mekanik test çubuğu tasarımına benzer şekilde gerçekleştirilmiştir. Kullanılan 3B yazıcının kapasitesi göz önünde bulundurularak tasarlanan AFO'nun boyutları %25 küçültülerek UC dilimleme programına aktarılmıştır (Şekil 3.13).

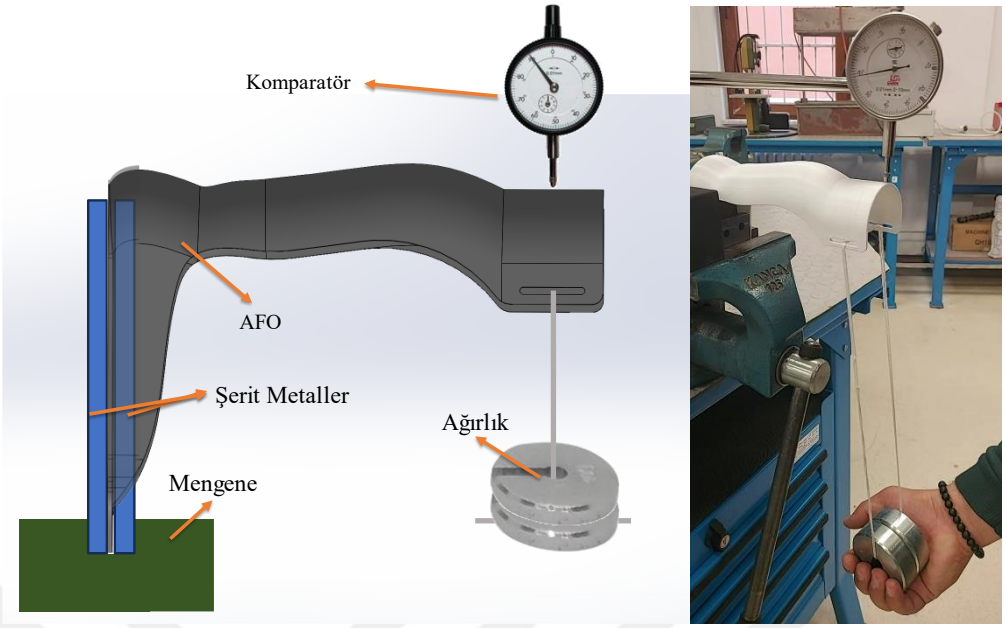


Şekil 3.13: Dilimlenmiş AFO tasarımı.

3.3.10. EİY ile Üretilen AFO'ların Mekanik Karakterizasyonu

EİY ile üretilen AFO'lar ve mekanik test çubuklarının mekanik davranışları arasındaki bağlantının irdelenmesi maksadıyla AFO'lara özel bir test düzeneği oluşturulmuştur.

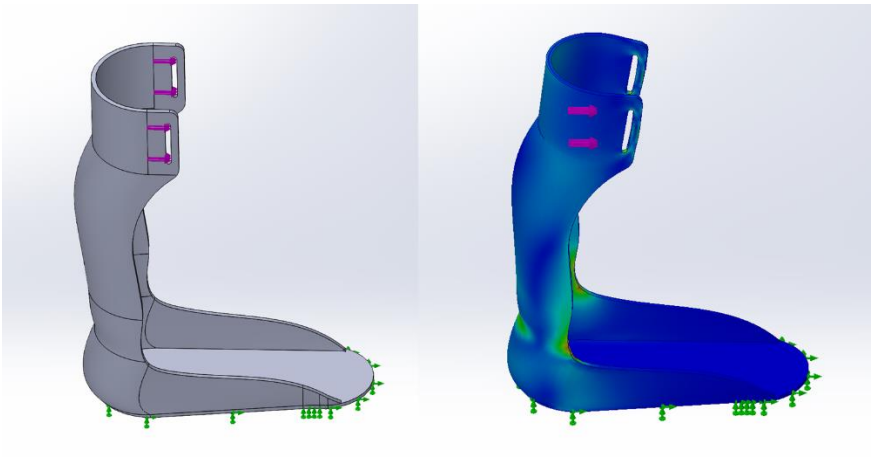
Bu test düzeneği için literatür taraması yapılmış ve düzenek bu bilgiler ışığında tasarlanmıştır [78,205,206]. Tasarlanan deney düzeneği Şekil 3.14'te verilmiştir.



Şekil 3.14: Test düzeneği şematik ve gerçek görseli.

Test düzeneği SW'de çizilerek Simulation modülüne aktarılmıştır. Sürmen'in çalışmasındaki yürüme analizi sonucunda [206] tespit etmiş olduğu metodoloji ile benzer olarak tasarım gerçekleşmiştir. Metotta uygulanan kuvvet aralıkları göz önünde bulundurularak ağırlıklar 500'er gram şeklinde ayarlanarak ve SEA ve test çubuklarından elde edilen mekanik sonuçlar değerlendirilerek toplamda 2,5 kilogramlık ağırlık seti hazırlanmıştır.

Simulation modülünde yük durumları, malzeme ve iç dolgu türüne bağlı olarak toplamda 80 ayrı hareket etüdü yapılmıştır. Hareket etütlerine ait görsel Şekil 3.15'te verilmiştir.



Şekil 3.15: Hareket etüdü görseli.

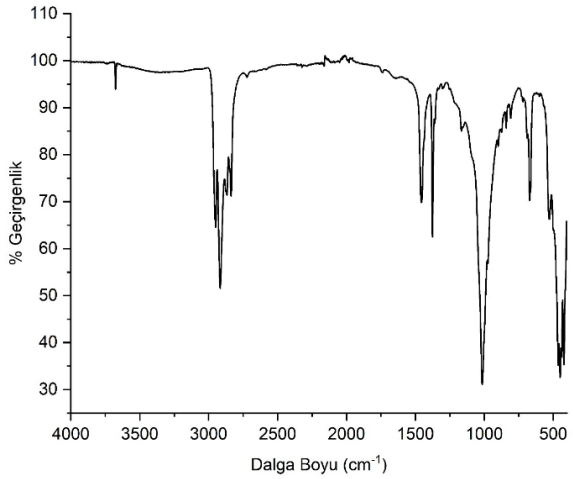
Fiziki deney düzeneğinde AFO'nun yer değiştirmelerinin tespiti amacıyla, 0-50 mm aralığında ve 0,01mm hassasiyette ölçüm alabilen "SHAN" marka uzun çubuklu komparatör saati

kullanılmıştır. AFO'nun tasarımdaki düzenekte sabitlenen bölgelere benzer sabitliği kazanması amacıyla AFO mengene ile sabitlenmiştir. Sabitliğin arttırılması amacıyla mengenenin çeneleri ile AFO'nun taban kısmı arasına şerit metaller yerleştirilmiştir.

4. BULGULAR

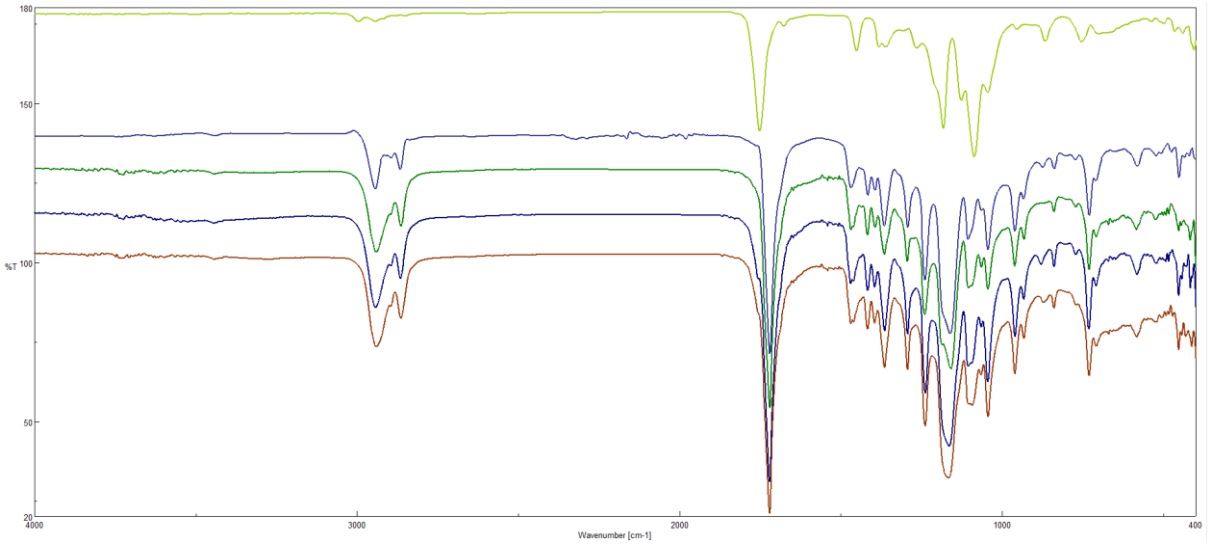
4.1. Ortez Malzemelerinin Kimyasal ve Morfolojik Değerlendirilmesi

İstanbul ilinde ortez üreticilerine yapılan ziyaretlerde geleneksel bir AFO örneği temin edilmiş ve bu örnekten numuneler elde edilmiştir. Bu numuneler ile spektroskopik analizler gerçekleştirilmiştir. FTIR analizi sonucuna göre, geleneksel AFO malzemesinin PP olduğu tespit edilmiştir. Bu analiz sonucunda elde edilen dalga boyu – geçirgenlik grafiği Şekil 4.1'de sunulmuştur.



Şekil 4.1: Geleneksel AFO'ya ait dalga boyu – geçirgenlik grafiği.

Çalışmanın yenilikçi boyutunu oluşturan biyokompozit filamentlere gelindiğinde, karışımlar üzerinde yapılan spektroskopik analizler Şekil 4.2'de detaylı olarak verilmiştir.



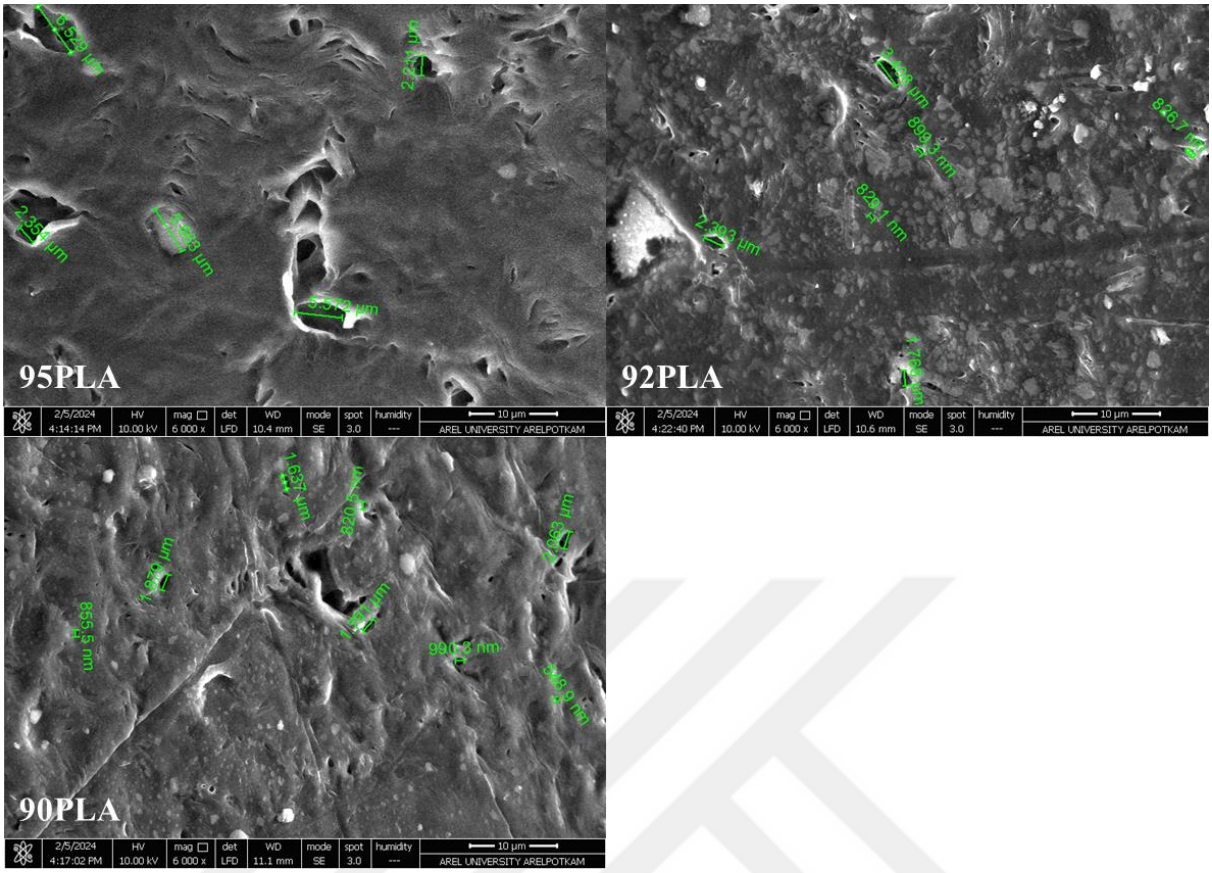
Şekil 4.2: Biyokompozitlerin FTIR spektroskopi analiz görüntüsü.

Görüntüdeki FTIR spektroskopi analizine göre, farklı PLA ve PCL karışımlarının spektral tepkileri gösterilmektedir. Grafikte en üstte yer alan açık yeşil spektrum saf PLA'yı, altında yer alan mavi spektrum 95PLA karışımını, koyu yeşil spektrum 92PLA karışımını, altında bulunan koyu mavi spektrum 90PLA karışımını ve en alttaki kımızı spektrum ise saf PCL'yi temsil etmektedir. Grafikten de açıkça görüleceği üzere; spektral tepkilerin şiddeti ve şekli, malzemenin bileşimine bağlı olarak değişmektedir.

PLA; 1750 cm^{-1} civarında C=O gerilmesi, 1450 cm^{-1} civarında CH_3 bükülmesi ve 1180 cm^{-1} civarında C-O-C gerilmesi gibi karakteristik piklere sahiptir. Bu pikler, görüntüdeki tüm spekturumlarda gözlenebilir, ancak yoğunlukları PLA oranı ile artmaktadır.

PCL; 1725 cm^{-1} civarında C=O gerilmesi, 1295 cm^{-1} civarında C-O gerilmesi ve 1240 cm^{-1} civarında C-C gerilmesi gibi karakteristik piklere sahiptir. Bu pikler, görüntüdeki tüm spekturumlarda gözlenebilir, ancak yoğunlukları PCL oranı ile artmaktadır.

FTIR tarafından gözlemlenen kimyasal değişikliklere ek olarak, SEM cihazı ile değerlendirilen malzemelerin morfolojisi de farklılık göstermektedir (Şekil 4.3). Filamentlerin FEGSEM ile yapılan kesitsel analizine bakıldığında, karışımlarda PCL miktarının artmasıyla, daha büyük gözenekler tespit edilmiştir. PLA-PCL karışımlarının birbiri içerisinde homojen bir şekilde karıştığı gözlemlenmiştir.



Şekil 4.3: Her biyomalzeme kompozisyonu için FEGSEM görüntüleri.

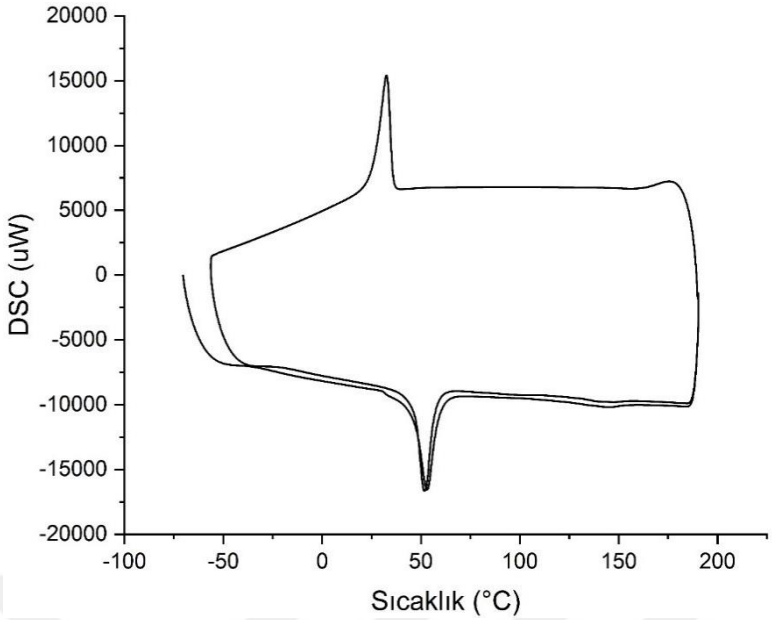
4.2. Termal Karakterizasyon

Kompozit karışımlarda PLA ve PCL'nin termal davranışını araştırmak için DSC ve TGA ölçümleri yapılmıştır. DSC ve TGA analizlerine ait grafikler Şekil 4.4-10'da verilmiştir. Tablo 4.1'de, tüm malzemelerin termal özellikleri özetlenmektedir.

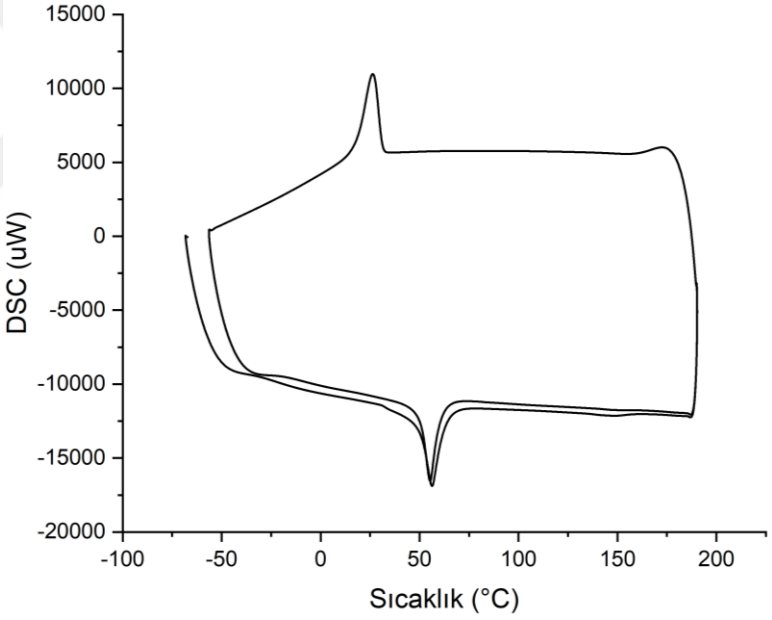
Tablo 4.1: DSC ve TGA'dan bozunma sıcaklığından elde edilen sonuçlar.

Numune Kodu	T_g (°C)	T_e (°C)	T_b (°C)
100PLA	59,932	178,849	404,645
95PLA	52,842	147,390	288,524
92PLA	56,425	147,265	291,032
90PLA	55,566	145,491	305,401

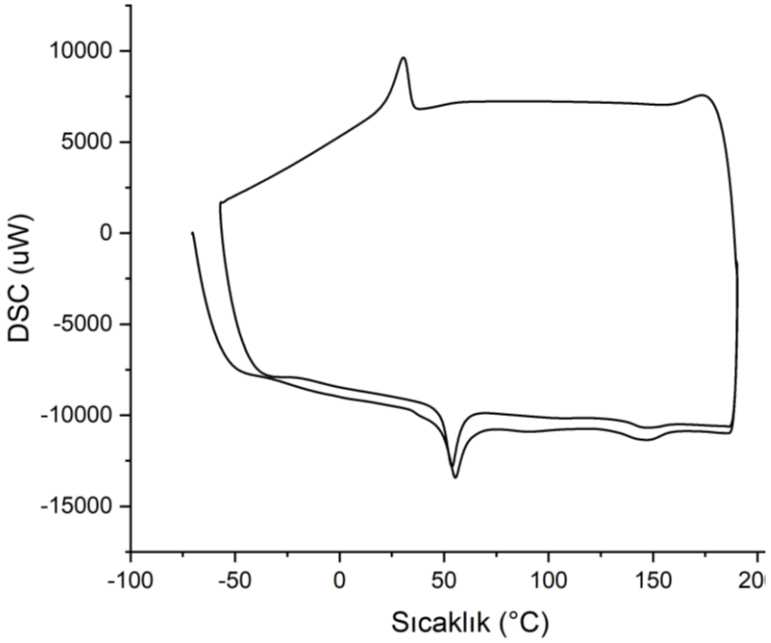
Tüm kompozit karışımlarda; PCL'nin karışımdaki oranının artmasının T_e, T_g ve T_b sıcaklıklarında düşüşe yol açtığı görülmüştür.



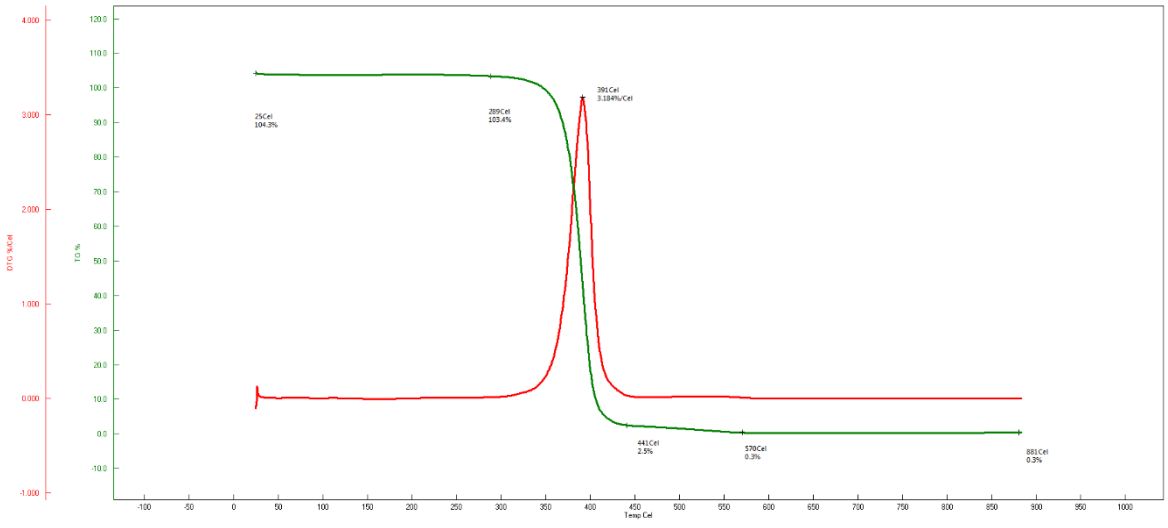
Şekil 4.4: 95PLA karışımına ait DSC analizi görüntüsü.



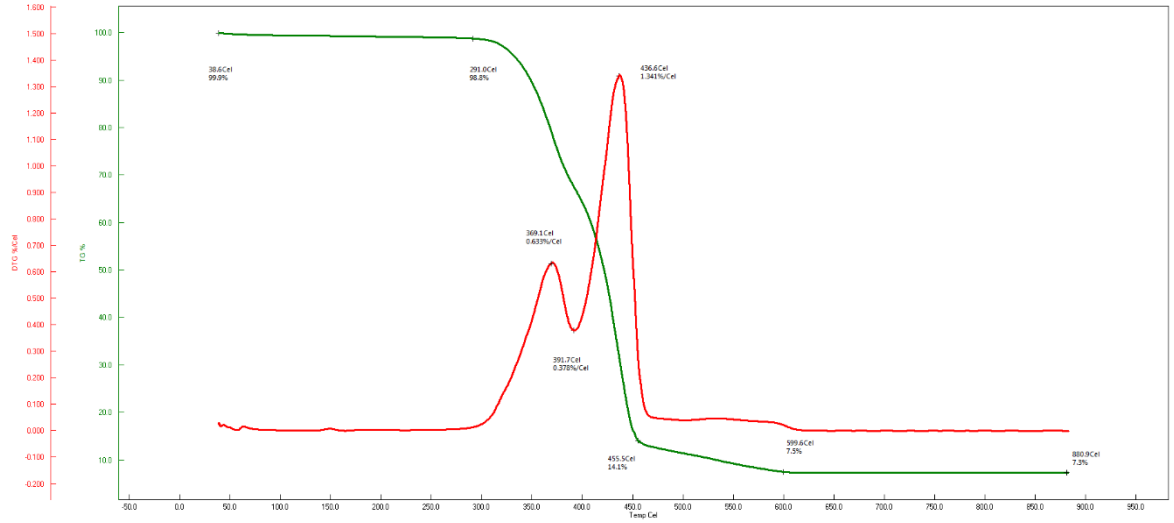
Şekil 4.5: 92PLA karışımına ait DSC analizi görüntüsü.



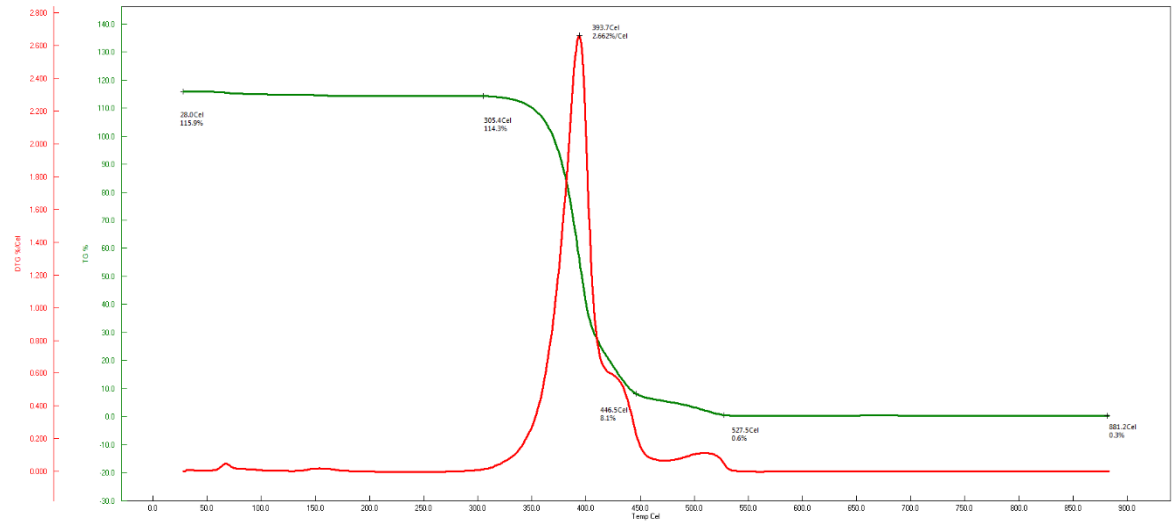
Şekil 4.6: 90PLA karışımına ait DSC analizi görüntüsü.



Şekil 4.7: 95PLA karışımına ait TGA analizi görüntüsü.



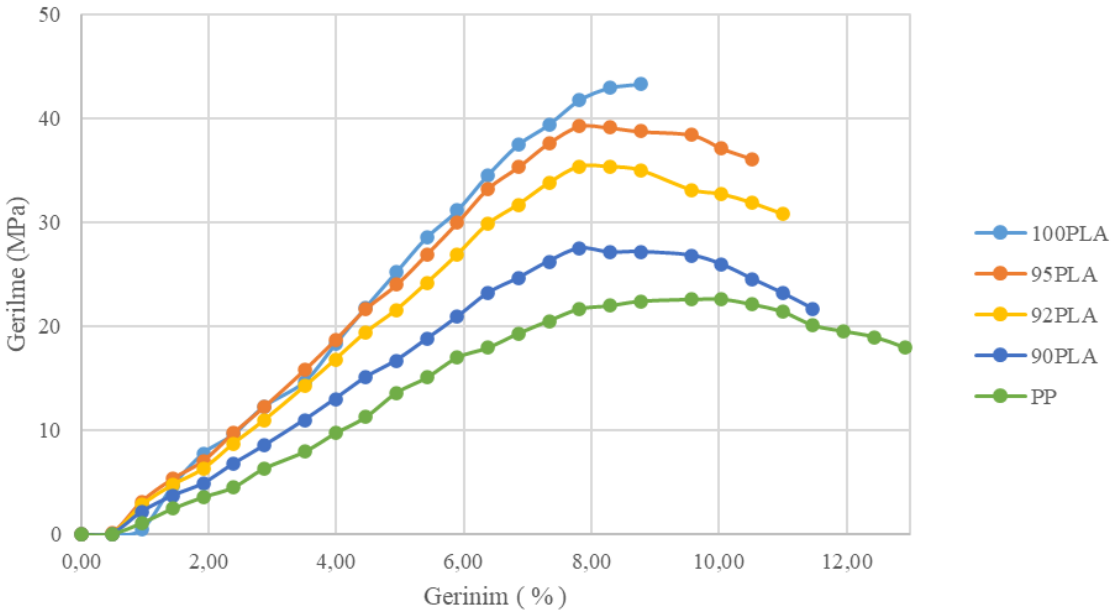
Şekil 4.8: 92PLA karışımına ait TGA analizi görüntüsü.



Şekil 4.9: 90PLA karışımına ait TGA analizi görüntüsü.

4.3. Mekanik Karakterizasyon

Geleneksel AFO üretiminde kullanılan PP malzemesi için ASTM D638 standardı Tip 4 dahilinde uygulanan mekanik testler sonucunda, malzemenin maksimum çekme dayanımı 22,6 MPa olarak saptanmıştır. Tüm malzemeler için gerilme-gerinim eğrileri Şekil 4.10'da sunulmaktadır.



Şekil 4.10: Tüm malzemeler için gerilme gerinim eğrileri.

Biyokompozit karışımlardan üretilen tüm çekme çubuklarından elde edilen maksimum çekme dayanımları Tablo 4.2'de verilmektedir. Bu değerler; geleneksel AFO'nun çekme dayanımı ile karşılaştırılmış olup, bu çekme dayanımını simülasyon-fiziki deneyler arasındaki hata payı olan %12,009 oranı göz önünde bulundurulacak şekilde karşılayan numuneler koyu renk ile işaretlenmiştir. Hata payı hesaba katıldığında gereken çekme dayanımı değerini karşılayamayan ancak hata payı görmezden gelindiğinde karşılayan numuneler ise daha açık renk ile işaretlenmiştir. Ayrıca, tüm çekme çubuklarına ait gerinme-gerinim eğrileri ve eğrilere ait tablolar EK 1.1-32'de verilmiştir (bkz. S.83-98).

Tablo 4.2: Tüm çekme çubuklarından elde edilen çekme dayanımı.

Numune Kodu	Gerilme (N/mm²)	Numune Kodu	Gerilme (N/mm²)	Numune Kodu	Gerilme (N/mm²)	Numune Kodu	Gerilme (N/mm²)
100PLA-G1	43,272	100PLA-O1	41,079	100PLA-C1	41,544	100PLA-Y1	41,959
100PLA-G2	41,728	100PLA-O2	39,665	100PLA-C2	40,120	100PLA-Y2	40,611
100PLA-G3	33,432	100PLA-O3	31,404	100PLA-C3	32,095	100PLA-Y3	32,385
100PLA-G4	24,152	100PLA-O4	22,326	100PLA-C4	22,677	100PLA-Y4	23,086
95PLA-G1	39,277	95PLA-O1	37,557	95PLA-C1	37,903	95PLA-Y1	38,562
95PLA-G2	38,325	95PLA-O2	36,239	95PLA-C2	36,741	95PLA-Y2	37,185
95PLA-G3	30,739	95PLA-O3	28,860	95PLA-C3	29,411	95PLA-Y3	29,835
95PLA-G4	22,154	95PLA-O4	20,127	95PLA-C4	20,823	95PLA-Y4	21,215
92PLA-G1	35,368	92PLA-O1	33,423	92PLA-C1	34,224	92PLA-Y1	34,224
92PLA-G2	34,364	92PLA-O2	32,157	92PLA-C2	32,915	92PLA-Y2	33,322
92PLA-G3	27,817	92PLA-O3	25,780	92PLA-C3	26,393	92PLA-Y3	26,776
92PLA-G4	19,921	92PLA-O4	17,939	92PLA-C4	18,404	92PLA-Y4	19,062

Tablo 4.2 (devam): Tüm çekme çubuklarından elde edilen maksimum çekme dayanımı.

90PLA-G1	27,488	90PLA-O1	25,532	90PLA-C1	25,864	90PLA-Y1	26,444
90PLA-G2	26,594	90PLA-O2	24,698	90PLA-C2	25,162	90PLA-Y2	25,683
90PLA-G3	21,476	90PLA-O3	19,434	90PLA-C3	19,860	90PLA-Y3	20,399
90PLA-G4	15,222	90PLA-O4	13,457	90PLA-C4	14,003	90PLA-Y4	14,507

En yüksek çekme dayanımı sağladığı kabul edilen ve referans model olarak temel alınan 100PLA-G1 kodlu numuneye oranlanarak hesaplanan maksimum çekme dayanımlarına ait değişimler Tablo 4.3'te verilmiştir.

Tablo 4.3: Referans numuneye göre maksimum çekme mukavemeti değişim oranları.

Numune Kodu	Değişim Oranı (Yüzde)	Numune Kodu	Değişim Oranı (Yüzde)	Numune Kodu	Değişim Oranı (Yüzde)	Numune Kodu	Değişim Oranı (Yüzde)
100PLA-G1	0,000	100PLA-O1	-5,068	100PLA-C1	-3,993	100PLA-Y1	-3,034
100PLA-G2	-3,568	100PLA-O2	-8,336	100PLA-C2	-7,284	100PLA-Y2	-6,149
100PLA-G3	-22,740	100PLA-O3	-27,427	100PLA-C3	-25,830	100PLA-Y3	-25,159
100PLA-G4	-44,186	100PLA-O4	-48,405	100PLA-C4	-47,594	100PLA-Y4	-46,649
95PLA-G1	-9,232	95PLA-O1	-13,207	95PLA-C1	-12,408	95PLA-Y1	-10,885
95PLA-G2	-11,432	95PLA-O2	-16,253	95PLA-C2	-15,093	95PLA-Y2	-14,067
95PLA-G3	-28,963	95PLA-O3	-33,306	95PLA-C3	-32,032	95PLA-Y3	-31,052
95PLA-G4	-48,803	95PLA-O4	-53,487	95PLA-C4	-51,879	95PLA-Y4	-50,973
92PLA-G1	-18,266	92PLA-O1	-22,761	92PLA-C1	-20,910	92PLA-Y1	-20,910
92PLA-G2	-20,586	92PLA-O2	-25,686	92PLA-C2	-23,935	92PLA-Y2	-22,994
92PLA-G3	-35,716	92PLA-O3	-40,423	92PLA-C3	-39,007	92PLA-Y3	-38,122
92PLA-G4	-53,963	92PLA-O4	-58,544	92PLA-C4	-57,469	92PLA-Y4	-55,948
90PLA-G1	-36,476	90PLA-O1	-40,996	90PLA-C1	-40,229	90PLA-Y1	-38,889
90PLA-G2	-38,542	90PLA-O2	-42,924	90PLA-C2	-41,852	90PLA-Y2	-40,648
90PLA-G3	-50,370	90PLA-O3	-55,089	90PLA-C3	-54,104	90PLA-Y3	-52,859
90PLA-G4	-64,823	90PLA-O4	-68,901	90PLA-C4	-67,640	90PLA-Y4	-66,475

Çekme çubuklarına uygulanan kuvvetler altındaki şekil değiştirme ölçüsü olan elastisite modül değerleri Tablo 4.4'te verilmektedir.

Tablo 4.4: Tüm çekme çubuklarından elde edilen elastisite modül değerleri.

Numune Kodu	Elastisite Modülü (N/mm^2)	Numune Kodu	Elastisite Modülü (N/mm^2)	Numune Kodu	Elastisite Modülü (N/mm^2)	Numune Kodu	Elastisite Modülü (N/mm^2)
100PLA-G1	445,439	100PLA-O1	423,741	100PLA-C1	427,092	100PLA-Y1	432,231
100PLA-G2	429,267	100PLA-O2	407,788	100PLA-C2	413,320	100PLA-Y2	418,738
100PLA-G3	343,222	100PLA-O3	323,199	100PLA-C3	331,277	100PLA-Y3	333,398
100PLA-G4	248,732	100PLA-O4	230,023	100PLA-C4	234,163	100PLA-Y4	238,330

Tablo 4.4 (devam): Tüm çekme çubuklarından elde edilen elastisite modül değerleri.

95PLA-G1	397,849	95PLA-O1	380,802	95PLA-C1	383,891	95PLA-Y1	390,553
95PLA-G2	389,351	95PLA-O2	367,957	95PLA-C2	373,052	95PLA-Y2	376,681
95PLA-G3	310,671	95PLA-O3	292,971	95PLA-C3	297,074	95PLA-Y3	301,281
95PLA-G4	224,903	95PLA-O4	204,143	95PLA-C4	211,284	95PLA-Y4	213,911
92PLA-G1	380,181	92PLA-O1	359,689	92PLA-C1	367,465	92PLA-Y1	367,713
92PLA-G2	368,916	92PLA-O2	346,307	92PLA-C2	354,055	92PLA-Y2	357,205
92PLA-G3	298,366	92PLA-O3	277,534	92PLA-C3	284,317	92PLA-Y3	288,234
92PLA-G4	215,235	92PLA-O4	193,096	92PLA-C4	197,279	92PLA-Y4	204,742
90PLA-G1	357,776	90PLA-O1	353,992	90PLA-C1	357,137	90PLA-Y1	365,677
90PLA-G2	368,963	90PLA-O2	342,476	90PLA-C2	347,043	90PLA-Y2	354,758
90PLA-G3	297,628	90PLA-O3	267,983	90PLA-C3	275,605	90PLA-Y3	282,207
90PLA-G4	211,214	90PLA-O4	186,767	90PLA-C4	194,143	90PLA-Y4	200,970

Referans model olarak temel alınan 100PLA-G1 kodlu numuneye oranla elastisite modüllerine ait değişimler Tablo 4.5'te sunulmaktadır.

Tablo 4.5: Referans numuneye göre elastisite modülü değişim oranları.

Numune Kodu	Değişim Oranı (Yüzde)	Numune Kodu	Değişim Oranı (Yüzde)	Numune Kodu	Değişim Oranı (Yüzde)	Numune Kodu	Değişim Oranı (Yüzde)
100PLA-G1	0,000	100PLA-O1	-4,871	100PLA-C1	-4,119	100PLA-Y1	-2,965
100PLA-G2	-3,631	100PLA-O2	-8,453	100PLA-C2	-7,211	100PLA-Y2	-5,994
100PLA-G3	-22,947	100PLA-O3	-27,443	100PLA-C3	-25,629	100PLA-Y3	-25,153
100PLA-G4	-44,160	100PLA-O4	-48,360	100PLA-C4	-47,431	100PLA-Y4	-46,496
95PLA-G1	-10,684	95PLA-O1	-14,511	95PLA-C1	-13,817	95PLA-Y1	-12,322
95PLA-G2	-12,592	95PLA-O2	-17,394	95PLA-C2	-16,251	95PLA-Y2	-15,436
95PLA-G3	-30,255	95PLA-O3	-34,229	95PLA-C3	-33,308	95PLA-Y3	-32,363
95PLA-G4	-49,510	95PLA-O4	-54,170	95PLA-C4	-52,567	95PLA-Y4	-51,977
92PLA-G1	-14,650	92PLA-O1	-19,251	92PLA-C1	-17,505	92PLA-Y1	-17,449
92PLA-G2	-17,179	92PLA-O2	-22,255	92PLA-C2	-20,515	92PLA-Y2	-19,808
92PLA-G3	-33,017	92PLA-O3	-37,694	92PLA-C3	-36,172	92PLA-Y3	-35,292
92PLA-G4	-51,680	92PLA-O4	-56,650	92PLA-C4	-55,711	92PLA-Y4	-54,036
90PLA-G1	-19,680	90PLA-O1	-20,530	90PLA-C1	-19,824	90PLA-Y1	-17,906
90PLA-G2	-17,169	90PLA-O2	-23,115	90PLA-C2	-22,090	90PLA-Y2	-20,358
90PLA-G3	-33,183	90PLA-O3	-39,838	90PLA-C3	-38,127	90PLA-Y3	-36,645
90PLA-G4	-52,583	90PLA-O4	-58,071	90PLA-C4	-56,415	90PLA-Y4	-54,883

4.4. EİY'ye Ait Bulgular

AFO'ların 3B basımı öncesi; malzemelerin mekanik karakterizasyonunu belirlemek amacıyla, 3B yazıcıda test çubuklarının basımı gerçekleştirilmiştir. Basım parametrelerine, dolgu tipi ve dolgu oranlarına bağlı olarak test çubuklarının basım süresi değişkenlik göstermektedir. Bu

değişiklik hem toplam baskı süresini hem de malzemenin iç kısmındaki dolguların baskı süresini etkilemektedir. UC yazılımı ile bu değişkenlere bağlı olarak elde edilen veriler Tablo 4.6'da verilmektedir.

Tablo 4.6: Basım parametrelerine, dolgu tipi ve oranlarına bağlı olarak baskı süreleri,

Parametre Kodu	Dolgu Tipi	Dolgu Oranı	Toplam Baskı Süresi (dk.)	Dolgu Baskı Süresi (dk.)	Dolgu Baskı Süresi Oranı (Yüzde)
G1	Grid	80/80	50	23	46,000
G2	Grid	20/80	36	10	27,778
G3	Grid	20/60	35	9	25,714
G4	Grid	20/40	33	7	21,212
O1	Octet	80/80	50	23	46,000
O2	Octet	20/80	37	10	27,027
O3	Octet	20/60	35	6	17,143
O4	Octet	20/40	33	7	21,212
C1	Cubic	80/80	51	24	47,059
C2	Cubic	20/80	37	10	27,027
C3	Cubic	20/60	35	9	25,714
C4	Cubic	20/40	33	7	21,212
Y1	Gyroid	80/80	63	35	55,556
Y2	Gyroid	20/80	40	13	32,500
Y3	Gyroid	20/60	37	11	29,730
Y4	Gyroid	20/40	34	8	23,529

Basım parametrelerinin yanı sıra; test çubuklarında kullanılan dolgu tipinin ve biyokompozitlerin özgül ağırlıklarının değişmesi de toplam test çubuğu kütlesinde değişikliklere neden olmaktadır. Bu kütle değişimleri Tablo 4.7'de verilmektedir.

Tablo 4.7: Test çubuğu kütle değişimleri.

Parametre Kodu	Kullanılan Filament (m)	100PLA (g)	95PLA (g)	92PLA (g)	90PLA (g)
G1	2,47	7,30	7,241	6,742	7,216
G2	1,70	5,10	5,059	4,711	5,041
G3	1,61	4,80	4,761	4,433	4,745
G4	1,53	4,50	4,464	4,156	4,448
O1	2,47	7,30	7,241	6,742	7,216
O2	1,70	5,00	4,960	4,618	4,943
O3	1,62	4,80	4,761	4,433	4,745
O4	1,53	4,50	4,464	4,156	4,448
C1	2,47	7,30	7,241	6,742	7,216
C2	1,70	5,00	4,960	4,618	4,943
C3	1,62	4,80	4,761	4,433	4,745
C4	1,53	4,50	4,464	4,156	4,448

Tablo 4.7 (devam): Test çubuğu kütle değişimleri.

Y1	2,44	7,20	7,142	6,650	7,117
Y2	1,69	5,00	4,960	4,618	4,943
Y3	1,62	4,80	4,761	4,433	4,745
Y4	1,53	4,50	4,464	4,156	4,448

Test çubuklarında referans model olarak temel alınan 100PLA-G1 kodlu numuneye oranla kütle değişimleri Tablo 4.8'de verilmektedir.

Tablo 4.8: Referans test çubuğuna göre kütle değişim oranları.

Parametre Kodu	100PLA (Yüzde)	95PLA (Yüzde)	92PLA (Yüzde)	90PLA (Yüzde)
G1	0,000	-0,346	-0,518	-0,691
G2	-30,137	-30,378	-30,499	-30,620
G3	-34,247	-34,474	-34,587	-34,701
G4	-38,356	-38,569	-38,676	-38,782
O1	0,000	-0,346	-0,518	-0,691
O2	-31,507	-31,744	-31,862	-31,980
O3	-34,247	-34,474	-34,587	-34,701
O4	-38,356	-38,569	-38,676	-38,782
C1	0,000	-0,346	-0,518	-0,691
C2	-31,507	-31,744	-31,862	-31,980
C3	-34,247	-34,474	-34,587	-34,701
C4	-38,356	-38,569	-38,676	-38,782
Y1	-1,370	-1,711	-1,881	-2,051
Y2	-31,507	-31,744	-31,862	-31,980
Y3	-34,247	-34,474	-34,587	-34,701
Y4	-38,356	-38,569	-38,676	-38,782

AFO'nun EİY ile imalatı öncesinde, UC yazılımında belirlenen parametreler ayarlanarak g-code hazırlanmıştır. Hazırlanan g-code kapsamında belirlenen toplam iç dolguya ait baskı süreleri Tablo 4.9'da verilmiştir.

Tablo 4.9: AFO baskı süreleri.

Parametre Kodu	Dolgu Tipi	Doluluk Oranı	Toplam Baskı Süresi (dk.)	Dolgu Baskı Süresi (dk.)	Dolgu Baskı Süresi Oranı (Yüzde)
G1	Grid	80/80	2544	784	30,818
G2	Grid	20/80	2378	589	24,769
G3	Grid	20/60	2238	462	20,643
G4	Grid	20/40	2090	334	15,981
O1	Octet	80/80	2565	784	30,565
O2	Octet	20/80	2386	593	24,853
O3	Octet	20/60	2236	462	20,662
O4	Octet	20/40	2079	330	15,873

Tablo 4.9 (devam): AFO baskı süreleri.

C1	Cubic	80/80	2539	783	30,839
C2	Cubic	20/80	2363	592	25,053
C3	Cubic	20/60	2230	460	20,628
C4	Cubic	20/40	2084	329	15,787
Y1	Gyroid	80/80	2894	1109	38,32
Y2	Gyroid	20/80	2613	822	31,458
Y3	Gyroid	20/60	2373	598	25,200
Y4	Gyroid	20/40	2118	365	17,233

AFO'ların baskı sürelerinde referans alınan 100PLA-G1 modelinin değerine bağlı olarak elde edilen süre kazanımları yüzde olarak Tablo 4.10'da verilmiştir.

Tablo 4.10: Baskı süresi değişim oranları.

Parametre Kodu	Baskı Süresi Değişim Oranı (Yüzde)	Parametre Kodu	Baskı Süresi Değişim Oranı (Yüzde)
G1	0	C1	-0,197
G2	-6,525	C2	-7,115
G3	-12,028	C3	-12,343
G4	-17,846	C4	-18,082
O1	0,825	Y1	13,758
O2	-6,211	Y2	2,712
O3	-12,107	Y3	-6,722
O4	-18,278	Y4	-16,745

Özellikle kullanıcı deneyimi açısından bir diğer önemli bir unsur da AFO'ların toplam kütlesidir. Bu bağlamda temin edilen geleneksel AFO'nun kütlesi 445,2 gram olarak ölçülmüştür. SW programı tasarımı yapılan bir ürünün seçilen malzeme ile %100 dolulukta basıldığı durumdaki kütlesini teorik olarak hesaplamaktadır. Bu çalışmada, geleneksel AFO'dan esinlenerek ortaya çıkarılan AFO tasarımında ürünün kütlesi; kullanılan malzeme PP olarak seçildiğinde 352,799 gram, PLA olarak seçildiğinde ise 487,576 gram olarak hesaplanmıştır.

Numunelerin toplam kütleleri dolgu oranlarına ve malzeme değişimine bağlı olarak değişiklik göstermektedir. AFO'ların 3B yazıcı ile basımı sonrası oluşan kütleleri Tablo 4.11'de verilmektedir.

Tablo 4.11: Baskı sonrası AFO kütleleri.

Parametre Kodu	100PLA (g)	95PLA (g)	92PLA (g)	90PLA (g)
G1	301,251	300,210	299,689	299,169
G2	274,469	273,520	273,046	272,572
G3	253,935	253,058	252,619	252,181
G4	233,502	232,695	232,291	231,888
O1	301,251	300,210	299,689	299,169
O2	274,171	273,224	272,750	272,276
O3	253,638	252,762	252,323	251,885
O4	233,204	232,398	231,995	231,592
C1	301,251	300,210	299,689	299,169
C2	274,072	273,125	272,651	272,178
C3	253,638	252,762	252,323	251,885
C4	233,105	232,299	231,897	231,494
Y1	301,251	300,210	299,689	299,169
Y2	273,774	272,828	272,355	271,882
Y3	253,836	252,959	252,521	252,082
Y4	234,196	233,387	232,982	232,578

Değişik dolgu oranları ve filamentlerle oluşturulan AFO'ların kütlelerinin, referans model olarak temel alınan 100PLA-G1 kodlu numuneye göre yüzdesel değişimleri Tablo 4.12'de verilmiştir.

Tablo 4.12: 100PLA-G1 AFO'ya göre kütle değişim oranları.

Parametre Kodu	100PLA (Yüzde)	95PLA (Yüzde)	92PLA (Yüzde)	90PLA (Yüzde)
G1	0,000	-0,346	-0,518	-0,691
G2	-8,890	-9,205	-9,363	-9,520
G3	-15,706	-15,998	-16,143	-16,289
G4	-22,489	-22,757	-22,891	-23,025
O1	0,000	-0,346	-0,518	-0,691
O2	-8,989	-9,304	-9,461	-9,618
O3	-15,805	-16,096	-16,241	-16,387
O4	-22,588	-22,856	-22,989	-23,123
C1	0,000	-0,346	-0,518	-0,691
C2	-9,022	-9,336	-9,494	-9,651
C3	-15,805	-16,096	-16,241	-16,387
C4	-22,621	-22,888	-23,022	-23,156
Y1	0,000	-0,346	-0,518	-0,691
Y2	-9,121	-9,435	-9,592	-9,749
Y3	-15,739	-16,030	-16,176	-16,322
Y4	-22,259	-22,527	-22,662	-22,796

Geleneksel AFO'da ölçülen 445,2 gram değeri ile farklı filamentlerle farklı dolgu oranları ile üretilen AFO'ların kütlesel değişim oranları yüzdesel olarak Tablo 4.13'te verilmiştir.

Tablo 4.13: Geleneksel AFO'ya göre kütle değişim oranları.

Parametre Kodu	100PLA (Yüzde)	95PLA (Yüzde)	92PLA (Yüzde)	90PLA (Yüzde)
G1	-32,334	-32,567	-32,684	-32,801
G2	-38,349	-38,562	-38,669	-38,775
G3	-42,961	-43,159	-43,257	-43,356
G4	-47,551	-47,733	-47,823	-47,914
O1	-32,334	-32,567	-32,684	-32,801
O2	-38,416	-38,629	-38,735	-38,842
O3	-43,028	-43,225	-43,324	-43,422
O4	-47,618	-47,799	-47,890	-47,980
C1	-32,334	-32,567	-32,684	-32,801
C2	-38,439	-38,651	-38,758	-38,864
C3	-43,028	-43,225	-43,324	-43,422
C4	-47,640	-47,821	-47,912	-48,002
Y1	-32,334	-32,567	-32,684	-32,801
Y2	-38,505	-38,718	-38,824	-38,930
Y3	-42,984	-43,181	-43,279	-43,378
Y4	-47,395	-47,577	-47,668	-47,759

Tasarım AFO'nun SW'de PP malzemesinin tanımlanması sonrası 352,799 gram değeri ile farklı filamentlerle farklı dolgu oranları ile üretilen AFO'ların kütlesel değişim oranları yüzdesel olarak Tablo 4.14'te verilmiştir.

Tablo 4.14: Tasarım PP malzeme AFO'ya göre kütle değişim oranları.

Parametre Kodu	100PLA (Yüzde)	95PLA (Yüzde)	92PLA (Yüzde)	90PLA (Yüzde)
G1	-14,611	-14,906	-15,054	-15,201
G2	-22,203	-22,471	-22,606	-22,740
G3	-28,023	-28,271	-28,396	-28,520
G4	-33,815	-34,043	-34,158	-34,272
O1	-14,611	-14,906	-15,054	-15,201
O2	-22,287	-22,555	-22,690	-22,824
O3	-28,107	-28,355	-28,480	-28,604
O4	-33,899	-34,127	-34,241	-34,356
C1	-14,611	-14,906	-15,054	-15,201
C2	-22,315	-22,583	-22,718	-22,852
C3	-28,107	-28,355	-28,480	-28,604
C4	-33,927	-34,155	-34,269	-34,384
Y1	-14,611	-14,906	-15,054	-15,201
Y2	-22,399	-22,668	-22,802	-22,936
Y3	-28,051	-28,299	-28,424	-28,548
Y4	-33,618	-33,847	-33,962	-34,076

Tasarım AFO'nun SW'de tanımlanan 100PLA, 95PLA, 92PLA ve 90PLA malzemeleri seçimi sonrası sırasıyla 487,576, 481,973, 481,137 ve 480,302 gram gelen değerleri ile farklı filamentlerle farklı dolgu oranları ile üretilen AFO'ların kütlesel değişim oranları yüzdesel olarak Tablo 4.15'te verilmiştir. Bu tablo ile; SW'de hesaplanan kütle değerleri ile, 3B Baskı sonrası gerçekleşen AFO kütle değerleri kıyaslanmaktadır.

Tablo 4.15: Tasarım PLA malzeme AFO'ya göre kütle değişim oranları.

100PLA (Yüzde)	95PLA (Yüzde)	92PLA (Yüzde)	90PLA (Yüzde)
-38,215	-37,712	-37,712	-37,712
-43,708	-43,250	-43,250	-43,250
-47,919	-47,495	-47,495	-47,495
-52,110	-51,720	-51,720	-51,720
-38,215	-37,712	-37,712	-37,712
-43,769	-43,311	-43,311	-43,311
-47,980	-47,557	-47,557	-47,557
-52,171	-51,782	-51,782	-51,782
-38,215	-37,712	-37,712	-37,712
-43,789	-43,332	-43,332	-43,332
-47,980	-47,557	-47,557	-47,557
-52,191	-51,802	-51,802	-51,802
-38,215	-37,712	-37,712	-37,712
-43,850	-43,393	-43,393	-43,393
-47,939	-47,516	-47,516	-47,516
-51,967	-51,577	-51,577	-51,577

Test çubuklarının ve AFO'ların mekanik davranışları arasındaki bağlantının irdelenmesi maksadıyla, özel bir test düzeneği tasarlanmıştır. Tasarlanan deney düzeneği SW programında 3B olarak çizilmiş ve SW programındaki Simulation modülüne aktarılarak deneyler simülasyon olarak uygulanmıştır. Deney düzeneğinde farklı numunelerin hareket etütlerinden elde edilen maksimum yer değiştirmelere ait bilgiler Tablo 4.16'da verilmiştir. Hareket etütlerinde simülasyonla elde edilen veriler ile fiziki deney sonuçlarının karışmaması amacıyla, oluşturulan deney numune kodlarına "S" harfi eklenmiştir.

Tablo 4.16: AFO'ların simülasyondan elde edilen maksimum yer değiştirme değerleri.

Numune Kodu	Yer Değ. (mm)	Numune Kodu	Yer Değ. (mm)	Numune Kodu	Yer Değ. (mm)	Numune Kodu	Yer Değ. (mm)
100PLA-G1S	10,855	100PLA-O1S	11,434	100PLA-C1S	11,307	100PLA-Y1S	11,195
100PLA-G2S	11,257	100PLA-O2S	11,842	100PLA-C2S	11,708	100PLA-Y2S	11,566
100PLA-G3S	14,050	100PLA-O3S	14,957	100PLA-C3S	14,635	100PLA-Y3S	14,504
100PLA-G4S	19,448	100PLA-O4S	21,039	100PLA-C4S	20,713	100PLA-Y4S	20,346

Tablo 4.16 (devam): AFO'ların simülasyondan elde edilen maksimum yer değiştirme değerleri.

95PLA-G1S	13,005	95PLA-O1S	13,699	95PLA-C1S	13,546	95PLA-Y1S	13,412
95PLA-G2S	13,486	95PLA-O2S	14,188	95PLA-C2S	14,027	95PLA-Y2S	13,857
95PLA-G3S	16,833	95PLA-O3S	17,920	95PLA-C3S	17,534	95PLA-Y3S	17,377
95PLA-G4S	23,300	95PLA-O4S	25,206	95PLA-C4S	24,816	95PLA-Y4S	24,376
92PLA-G1S	14,960	92PLA-O1S	15,759	92PLA-C1S	15,582	92PLA-Y1S	15,428
92PLA-G2S	15,514	92PLA-O2S	16,320	92PLA-C2S	16,135	92PLA-Y2S	15,940
92PLA-G3S	19,363	92PLA-O3S	20,614	92PLA-C3S	20,170	92PLA-Y3S	19,989
92PLA-G4S	26,803	92PLA-O4S	28,995	92PLA-C4S	28,547	92PLA-Y4S	28,041
90PLA-G1S	17,495	90PLA-O1S	18,429	90PLA-C1S	18,223	90PLA-Y1S	18,042
90PLA-G2S	18,142	90PLA-O2S	19,086	90PLA-C2S	18,869	90PLA-Y2S	18,641
90PLA-G3S	22,644	90PLA-O3S	24,107	90PLA-C3S	23,588	90PLA-Y3S	23,376
90PLA-G4S	31,345	90PLA-O4S	33,909	90PLA-C4S	33,384	90PLA-Y4S	32,792

Simülasyondaki hareket etütlerinden elde edilen bilgiler ışığında referans alınan 100PLA-G1S numunesine ait maksimum yer değiştirme ile diğer numuneler arasındaki değişime ait oranlar Tablo 4.17'de verilmiştir.

Tablo 4.17: Simülasyondaki referans numuneye kıyasla yer değiştirme oranları.

Numune Kodu	Yer Değ. (Yüzde)	Numune Kodu	Yer Değ. (Yüzde)	Numune Kodu	Yer Değ. (Yüzde)	Numune Kodu	Yer Değ. (Yüzde)
100PLA-G1	0,000	100PLA-O1	5,338	100PLA-C1	4,159	100PLA-Y1	3,129
100PLA-G2	3,700	100PLA-O2	9,094	100PLA-C2	7,856	100PLA-Y2	6,552
100PLA-G3	29,433	100PLA-O3	37,791	100PLA-C3	34,825	100PLA-Y3	33,617
100PLA-G4	79,165	100PLA-O4	93,819	100PLA-C4	90,819	100PLA-Y4	87,438
95PLA-G1	19,807	95PLA-O1	26,202	95PLA-C1	24,790	95PLA-Y1	23,556
95PLA-G2	24,240	95PLA-O2	30,701	95PLA-C2	29,219	95PLA-Y2	27,657
95PLA-G3	55,069	95PLA-O3	65,083	95PLA-C3	61,529	95PLA-Y3	60,082
95PLA-G4	114,652	95PLA-O4	132,208	95PLA-C4	128,614	95PLA-Y4	124,563
92PLA-G1	37,817	92PLA-O1	45,174	92PLA-C1	43,549	92PLA-Y1	42,129
92PLA-G2	42,916	92PLA-O2	50,349	92PLA-C2	48,644	92PLA-Y2	46,847
92PLA-G3	78,380	92PLA-O3	89,899	92PLA-C3	85,811	92PLA-Y3	84,147
92PLA-G4	146,920	92PLA-O4	167,115	92PLA-C4	162,980	92PLA-Y4	158,321
90PLA-G1	61,170	90PLA-O1	69,774	90PLA-C1	67,874	90PLA-Y1	66,213
90PLA-G2	67,134	90PLA-O2	75,826	90PLA-C2	73,832	90PLA-Y2	71,730
90PLA-G3	108,607	90PLA-O3	122,078	90PLA-C3	117,297	90PLA-Y3	115,351
90PLA-G4	188,761	90PLA-O4	212,378	90PLA-C4	207,543	90PLA-Y4	202,094

Fiziki deney düzeneğinden elde edilen hareket etütlerine ait yer değiştirmeler Tablo 4.18'de verilmiştir.

Tablo 4.18: AFO'ların fiziki deneyden elde edilen maksimum yer değiştirme değerleri.

Numune Kodu	Yer Değ. (mm)	Numune Kodu	Yer Değ. (mm)	Numune Kodu	Yer Değ. (mm)	Numune Kodu	Yer Değ. (mm)
100PLA-G1	10,340	100PLA-O1	10,741	100PLA-C1	10,560	100PLA-Y1	10,607
100PLA-G2	10,631	100PLA-O2	11,130	100PLA-C2	11,708	100PLA-Y2	11,126
100PLA-G3	12,952	100PLA-O3	14,173	100PLA-C3	14,334	100PLA-Y3	13,547
100PLA-G4	17,362	100PLA-O4	20,167	100PLA-C4	19,797	100PLA-Y4	21,337
95PLA-G1	12,797	95PLA-O1	13,456	95PLA-C1	13,516	95PLA-Y1	13,430
95PLA-G2	13,350	95PLA-O2	13,863	95PLA-C2	14,027	95PLA-Y2	13,782
95PLA-G3	16,520	95PLA-O3	17,710	95PLA-C3	17,117	95PLA-Y3	17,024
95PLA-G4	22,942	95PLA-O4	24,932	95PLA-C4	24,488	95PLA-Y4	24,063
92PLA-G1	15,183	92PLA-O1	15,821	92PLA-C1	15,830	92PLA-Y1	15,483
92PLA-G2	16,228	92PLA-O2	17,068	92PLA-C2	16,135	92PLA-Y2	16,805
92PLA-G3	19,310	92PLA-O3	20,354	92PLA-C3	20,244	92PLA-Y3	20,174
92PLA-G4	26,034	92PLA-O4	28,445	92PLA-C4	28,853	92PLA-Y4	28,521
90PLA-G1	17,343	90PLA-O1	18,396	90PLA-C1	17,875	90PLA-Y1	16,971
90PLA-G2	17,160	90PLA-O2	19,594	90PLA-C2	18,869	90PLA-Y2	18,340
90PLA-G3	22,287	90PLA-O3	24,144	90PLA-C3	22,009	90PLA-Y3	22,810
90PLA-G4	28,339	90PLA-O4	35,346	90PLA-C4	32,959	90PLA-Y4	32,530

Fiziki deneyin hareket etütlerinden elde edilen bilgiler ışığında; referans alınan 100PLA-G1 numunesine ait maksimum yer değiştirme ile diğer numuneler arasındaki yer değişimlerine ait oranlar Tablo 4.19'da verilmiştir.

Tablo 4.19: Fiziki deneydeki referans numuneye ait yer değiştirme oranları.

Numune Kodu	Yer Değ. (Yüzde)	Numune Kodu	Yer Değ. (Yüzde)	Numune Kodu	Yer Değ. (Yüzde)	Numune Kodu	Yer Değ. (Yüzde)
100PLA-G1	0,000	100PLA-O1	3,880	100PLA-C1	2,124	100PLA-Y1	2,585
100PLA-G2	2,814	100PLA-O2	7,642	100PLA-C2	13,228	100PLA-Y2	7,604
100PLA-G3	25,257	100PLA-O3	37,070	100PLA-C3	38,625	100PLA-Y3	31,019
100PLA-G4	67,908	100PLA-O4	95,034	100PLA-C4	91,463	100PLA-Y4	106,351
95PLA-G1	23,762	95PLA-O1	30,133	95PLA-C1	30,713	95PLA-Y1	29,887
95PLA-G2	29,110	95PLA-O2	34,075	95PLA-C2	35,655	95PLA-Y2	33,291
95PLA-G3	59,770	95PLA-O3	71,273	95PLA-C3	65,541	95PLA-Y3	64,639
95PLA-G4	121,879	95PLA-O4	141,125	95PLA-C4	136,831	95PLA-Y4	132,721
92PLA-G1	46,841	92PLA-O1	53,009	92PLA-C1	53,092	92PLA-Y1	49,738
92PLA-G2	56,946	92PLA-O2	65,070	92PLA-C2	56,048	92PLA-Y2	62,521
92PLA-G3	86,754	92PLA-O3	96,852	92PLA-C3	95,783	92PLA-Y3	95,108
92PLA-G4	151,783	92PLA-O4	175,095	92PLA-C4	179,047	92PLA-Y4	175,834
90PLA-G1	67,730	90PLA-O1	77,908	90PLA-C1	72,873	90PLA-Y1	64,131
90PLA-G2	65,957	90PLA-O2	89,496	90PLA-C2	82,490	90PLA-Y2	77,370
90PLA-G3	115,544	90PLA-O3	133,501	90PLA-C3	112,858	90PLA-Y3	120,595
90PLA-G4	174,068	90PLA-O4	241,837	90PLA-C4	218,751	90PLA-Y4	214,604

Simülasyon ve fiziki hareket etütlerine ait yer değiştirmelerine ait değerler karşılaştırılmış ve her bir numune için ölçülen değerin simülasyondan alınan değere göre farkı tespit edilmiştir. Elde edilen değerler Tablo 4.20'de verilmiştir.

Tablo 4.20: Simülasyon ve fiziki hareket etütlerine ait yer değiştirmelerin karşılaştırması.

Numune Kodu	Yer Değ. (Yüzde)	Numune Kodu	Yer Değ. (Yüzde)	Numune Kodu	Yer Değ. (Yüzde)	Numune Kodu	Yer Değ. (Yüzde)
100PLA-G1	4,981	100PLA-O1	6,455	100PLA-C1	7,073	100PLA-Y1	5,537
100PLA-G2	5,885	100PLA-O2	6,396	100PLA-C2	0,000	100PLA-Y2	3,955
100PLA-G3	8,481	100PLA-O3	5,533	100PLA-C3	2,103	100PLA-Y3	7,063
100PLA-G4	12,019	100PLA-O4	4,327	100PLA-C4	4,628	100PLA-Y4	-4,641
95PLA-G1	1,625	95PLA-O1	1,810	95PLA-C1	0,224	95PLA-Y1	-0,137
95PLA-G2	1,021	95PLA-O2	2,339	95PLA-C2	0,000	95PLA-Y2	0,543
95PLA-G3	1,892	95PLA-O3	1,187	95PLA-C3	2,436	95PLA-Y3	2,075
95PLA-G4	1,561	95PLA-O4	1,098	95PLA-C4	1,338	95PLA-Y4	1,301
92PLA-G1	-1,471	92PLA-O1	-0,395	92PLA-C1	-1,563	92PLA-Y1	-0,354
92PLA-G2	-4,404	92PLA-O2	-4,381	92PLA-C2	0,000	92PLA-Y2	-5,144
92PLA-G3	0,273	92PLA-O3	1,273	92PLA-C3	-0,366	92PLA-Y3	-0,917
92PLA-G4	2,953	92PLA-O4	1,935	92PLA-C4	-1,064	92PLA-Y4	-1,685
90PLA-G1	0,874	90PLA-O1	0,181	90PLA-C1	1,945	90PLA-Y1	6,313
90PLA-G2	5,725	90PLA-O2	-2,593	90PLA-C2	0,000	90PLA-Y2	1,643
90PLA-G3	1,602	90PLA-O3	-0,155	90PLA-C3	7,170	90PLA-Y3	2,485
90PLA-G4	10,608	90PLA-O4	-4,066	90PLA-C4	1,289	90PLA-Y4	0,806

Simülasyon modülünde belirlenen yükler altında AFO'ların yer değiştirmeleri ile fiziki deneylere ait detaylı yer değiştirme bilgileri grafik ve tablolar halinde Ek 2.2-32'de verilmiştir (bkz. S.99-114).

5. TARTIŞMA

Bu çalışma, günümüzde ihtiyaca göre özelleştirilmiş tıbbi yardım cihazlarını üretmenin yollarından biri olan EİY'yi kullanmaktadır. EİY'lerden biri olan FDM teknolojisi kullanıldığında, TO ile elde edilen organik ve hastanın ihtiyaçlarına yönelik bireysel tasarımlarla geleneksel yönteme göre hızlı üretimi yapılan, konforlu ve hafif AFO'ların üretimine imkân sağlanabilmektedir [46].

FDM üretim teknolojisinin, özellikle malzeme karışımı içeren durumlarda benzersiz avantajlara sahip olduğu görülmektedir. Yapı içerisindeki özgün yük yollarını, yük vektörüyle aynı yönde hizalamak suretiyle; birçok faklı malzeme ve karışımlarıyla aynı anda üretim yapma yeteneği bulunmaktadır [207]. Ancak, tıbbi tedavi alanında kullanılabilecek EİY cihazlarına ve TO'lu ürünlere erişim son derece kısıtlıdır. Bu sebeple tıbbi cihaz sektöründe bu teknolojilerin benimsenmesi sınırlı seviyede olmaktadır [21].

Çalışmanın kimyasal ve termal bulguları değerlendirildiğinde; karışımların spektral tepkileri, sadece PLA ve PCL'nin süperpozisyonu değil, aynı zamanda PLA ve PCL arasındaki etkileşimlerin de bir yansımasıdır. Örneğin, 1650 cm^{-1} civarında PLA'nın C=O gerilmesi pikinin şiddeti, PCL'nin varlığıyla azalmaktadır. Bu durum, PLA ve PCL arasında hidrojen bağlarının oluştuğunu göstermektedir. Benzer şekilde, 1180 cm^{-1} civarında PLA'nın C-O-C gerilmesi pikinin şiddeti, PCL'nin varlığıyla artmaktadır. Bu durum da; PLA ve PCL arasında dipol-dipol etkileşimlerinin olduğunu göstermektedir [208–210].

Belirli oranlardaki PLA-PCL karışımlarının birbiri içerisinde homojen bir şekilde karıştığı gözlenmiştir [211,212]. Bu durum dört ana nedenden kaynaklanabilmektedir. Bunlardan ilki; PLA ve PCL'in farklı fiziksel ve kimyasal özelliklere sahip polimerler olmasıdır. PCL, daha düşük erime sıcaklığına sahip ve daha esnek bir polimerdir. Bu özellikler, karışımın T_e, T_g ve T_b sıcaklıklarını etkilerken ve gözeneklilik oluşumuna katkıda bulunabilmektedir [213–215].

İkinci unsur, PLA ve PCL'nin kristalin yapılarının farklı olmasıdır. PCL daha düşük bir kristalin sıcaklığına sahiptir. Bu durum, PCL'nin karışımda kristalin yapıların oluşmasını destekleyebilir ve bu da gözenekliliği artırabilir.

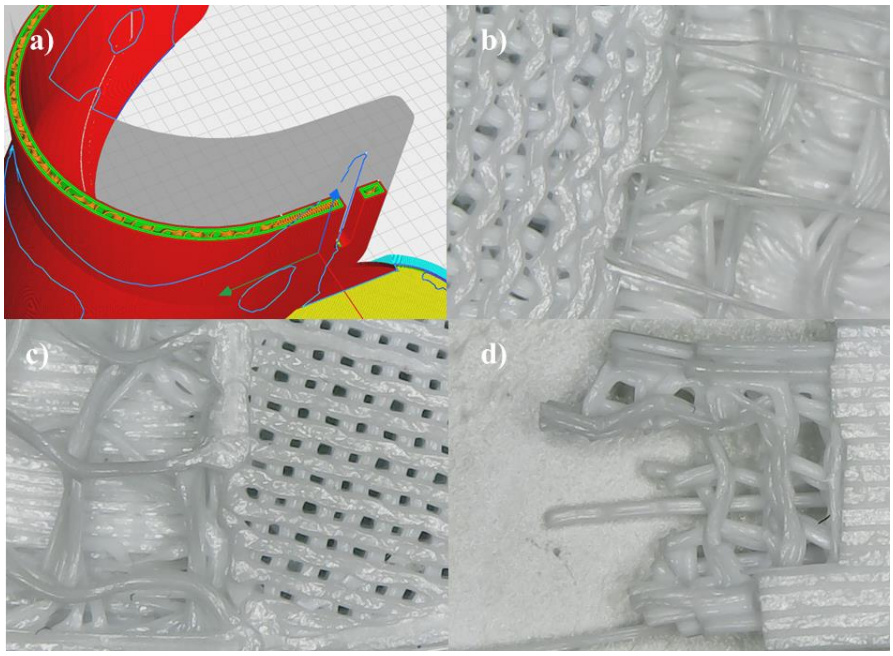
Bir diğer unsur ise, faz ayrımı ve morfolojik özelliklerdir. PLA ve PCL'nin karışımı sırasında faz ayrımı ve morfolojik özellikler de önemli bir rol oynayabilir. Farklı polimerlerin bir araya

gelmesi, karışımda belirli bölgelerin oluşmasına neden olabilir. Bu bölgeler, gözenekli yapıların oluşumuna katkıda bulunabilmektedir.

Dördüncü unsur ise PCL'nin düşük erime sıcaklığının, PLA ile karıştığında belirli termal etkileşimlere neden olmasıdır. Bu unsurlar, polimer karışımının morfolojik özelliklerini etkileyerek gözenekliliği artırmaktadır [214,215].

Termal karakterizasyon çalışmalarının, malzeme karışımlarının T_e, T_g ve T_b'nin belirlenmesinde etkin rol oynadığı görülmüştür. Bu sıcaklıklar, 3B yazıcıda basım sıcaklıklarının belirlenmesinde kritik bir rol oynamaktadır. Ancak, DSC'den alınan sıcaklık değerleri ile 3B yazıcı sıcaklık değerleri değişkenlik gösterebilmektedir [196].

Mekanik karakterizasyon süreçlerinde elde edilen bulgular, literatürde EİY ile AFO üretimi sağlayan birçok çalışmadaki sonuçlara benzer dayanım dağılımları göstermektedir. Özellikle TO uygulanan numunelerde; SEA'de hesaplanan değerler ile gerçekte saptanan mekanik çekme dayanımındaki değerler arasında tutarsızlıklar tespit edilmiştir. Bu tutarsızlıkların temelinde; iç dolguyu oluşturan ve dolgu yoğunluğu farkı yaratan ara katmanların bağlanma kuvvetlerinin zayıflığının yattığı düşünülmektedir [216]. İç dolguda dolgu yoğunluğu yaratan bölgenin UC programındaki gösterimi (a), test çubuklarında iç dolgu yoğunluğu geçiş bölgelerine ait gösterimleri (b)(c), test çubuklarının kopması sonrası oluşan heterojen hasarlı yapı (d) görselleri Şekil 5.1'de verilmiştir.



Şekil 5.1: İç dolgu ara katman bağlantı gösterimi.

Bu çalışma ile literatürü destekler nitelikte; PLA/PCL karışımlarının, AFO'larda istenilen çekme dayanımı seviyelerini sağlama potansiyeline sahip olduğu görülmüştür. Ancak bu karışımların farklı sıcaklıklardaki esneklik ve dinamik yükler altında ömür gibi başka mekanik özelliklerinin de irdelenmesi gerekmektedir [217].

EİY ile üretilen test çubukları ve AFO'lardan elde edilen bulgulara gelindiğinde; geleneksel AFO'lara göre, insan gücü ve emek ihtiyacının azalmasına karşın, belirlenen parametreler ile baskı sürelerinin değişkenlik gösterebildiği sonucuna ulaşılmıştır [207]. Test çubuk numuneleri standart boyutta olmasından ötürü; referans numune olarak belirlenen 100PLA-G1 numunesinin baskı süresi literatürdeki baskı hız parametreleri göz önünde bulundurulduğunda, oransal tutarlılık göstermektedir. Ancak süreç topolojik olarak optimize edilmiş çubuklara geldiğinde; uygulanan maksimum kuvvetlerin malzeme türüne göre değişmesi ve iç dolguda değişen hacim ve kütle oranları sebebiyle, literatürde kıyas yapılabilecek başka bir çalışma bulunmamaktadır. Bu çalışmada, baskı süreleri için optimum bir süre öngörülmesine karşın, literatürde benzer örnek olmadığından baskı süreleri ile anlamlı bir karşılaştırılma yapılamamıştır. Süreç AFO'ların baskı süresine geldiğinde; AFO tasarımlarının kişiye özel olmasından ötürü, tasarımın baskı sürelerinin kantitatif verisinden çok, beklenen çekme dayanımını sağlayan AFO'da öngörülen TO'nun sağladığı süre kazancının oranı paylaşılmıştır.

EİY ile üretilen biyokompozit test çubuğu kütlelerinde; referans alınan 100PLA-G1 numunesinin değerleri ile literatürde basılan test çubuğu kütlelerinin oransal olarak tutarlılık gösterdiği belirlenmiştir [218]. Ancak süreç topolojik olarak optimize edilmiş çubukların kütlesel değişimine geldiğinde; baskı sürelerinde olduğu gibi, literatürde kıyas yapılabilecek başka bir çalışma bulunmamaktadır. Bu nedenle, benzer şekilde; basılan numune kütleleri için optimum bir değer öngörülmesine karşın, literatürde benzer örnek olmadığından baskı kütleleri arasında anlamlı bir karşılaştırılma yapılamamıştır. Süreç AFO'ların baskı kütlelerine geldiğinde de, baskı sürelerine benzer olarak; AFO tasarımlarının kişiye özel olmasından ötürü, tasarımın baskı kütlelerindeki miktardan çok, beklenen çekme dayanımını sağlayan AFO'da öngörülen TO'nun sağladığı kütle kazancının oranı paylaşılmıştır.

6. SONUÇ VE ÖNERİLER

Vücut fonksiyonlarının yerine getirilmesinde önemli bir yardımcı cihaz olan ortezler içinde hem Türkiye'de hem de dünya genelinde en yoğun kullanılan ortez çeşidinin AFO'lar olduğu tespit edilmiş ve bu nedenle çalışmada çalışılacak ortez tipi olarak AFO'lar belirlenmiştir. Özellikle kişiselleştirilmiş medikal ürünler konusunda önemli bir potansiyeli olan EİY ile farklı oranlarda karışımlardan oluşan biyokompozit malzemelerden topolojik olarak optimize edilmiş AFO'ların üretilmesi hedeflenmiştir. Bu kapsamda hem malzeme, hem üretim metodu hem de tasarım anlamında bir çok yenilik barındıran bu çalışma ampirik bir nitelik taşımakta olup; tüm safhalarda bilimsel çalışma metodolojisine uygun deney ve gözlemler ile ilerlenmiştir. Üretilen numunelerin ve veri analizlerinin fonksiyonel sonuçları ve biyomekanik performansları, mevcut literatür ve geleneksel AFO'lar ile karşılaştırılmıştır. Karşılaştırmalar sonucu belirlenen değerler ve ulaşılan sonuçlar, EİY ile hastaya özel biyokompozit AFO'ların hızlı ve ekonomik üretiminin yüksek bir potansiyele sahip olduğunu göstermektedir.

Bu çalışmada; öncelikle biyokompozit özelliği taşıyan PLA ve PCL malzemelerinin farklı oranlarda karışımlarının EİY ile AFO'larda kullanımına ilişkin ölçüm ve deneyler gerçekleştirilmiştir. Bu aşamada; multidisipliner bir yaklaşımla kimyasal, termal ve mekanik olarak bir takım analiz ve deneyler gerçekleştirmiştir.

Kimyasal deney ve analizlerde; bulgular bölümünde de görüleceği üzere, PLA ve PCL malzemelerinin belirlenen karışım oranlarında birbirileri içerisinde homojen olarak dağıldığı ve her iki malzemenin de üstün özelliklerini muhafaza ettiği görülmüştür. PLA'nın yüksek çekme dayanımı ve PCL'nin gözenekli yapısı, farklı oranlarda karışımlarla elde edilen biyokompozitlerin tamamına yansımıştır.

Termal analiz sonuçlarında ise; karışımlarda PLA ve PCL oranlarına bağlı olarak T_e sıcaklığında %18,651'e, T_g sıcaklığında %11,83'e ve T_b sıcaklığında %28,697'e kadar düşüş gerçekleştiği görülmüştür. Ayrıca karışım oranlarının ve bu oranlara göre değişkenlik gösteren T_e, T_g ve T_b değerlerinin ekstrüder ile filament üretimi aşamasında ve 3B yazıcıda basım sıcaklıklarının belirlenmesinde önemli rol oynadığı görülmüştür. Ayrıca; filament üretim sıcaklıkları (165-190°C) ve 3B basım sıcaklıkları (210-177 °C) ile DSC'den alınan malzemelerin erime sıcaklıkları (178,85-145,50°C) arasında fark oluşabileceği tespit edilmiştir.

Çalışmanın en önemli kısımlarından olan mekanik testler kapsamında, filamentlerin malzeme oranları, hem filament hem de AFO'ların üretim koşulları ve AFO'ların tasarımı gibi faktörlerin AFO'ların performansına etki ettiği görülmüştür. Özellikle AFO üretimi öncesi test çubuklarından elde edilen bilgiler ışığında; PLA/PCL karışımlarının, geleneksel AFO malzemelerinden elde edilen çekme dayanımı olan 22,60 MPa değerinin üzerine çıktığı tespit edilmiştir. Biyokompozitlerde maksimum 43,27 MPa çekme dayanımı sağlanmasına karşın, farklı karışım oranları ve tasarımların çok büyük bölümünde de geleneksel AFO'da ulaşılan 22,60 MPa değerinin üzerine çıkılmıştır. Yapılan deneyler; tasarıma TO uygulanması, biyokompozitlerdeki malzeme karışım oranları ve iç dolgu tipi ve yoğunluğunun çekme dayanımı ile doğrudan ilgili olduğunu göstermiştir.

Bulgular bölümünde de belirtildiği üzere; malzeme ve malzeme karışım oranları, iç dolgu tipi ve yoğunluğu ve TO uygulanması gibi birçok faktör numunelerin çekme dayanımını etkilemektedir. Malzeme karışım oranı etkisine bakıldığında; referans numuneye göre (100PLA-G1) sadece malzeme değişiminin etkisi ile (TO'dan ve iç dolgu değişimlerinden bağımsız olarak) en düşük PLA oranına sahip numunede (90PLA-G1) maksimum çekme dayanımının %36,5 oranında azaldığı tespit edilmiştir. Aynı malzemelerden oluşan numunelere TO uygulandığında ise çekme dayanımı %41'e kadar azalmaktadır. Bu numuneler için TO ve iç dolgu faktörleri devreye alındığında ise çekme dayanımının neredeyse üçte bir oranına düştüğü ve %68,9'a kadar azaldığı tespit edilmiştir.

Çekme dayanımında gözlenen azalmaya benzer şekilde, kuvvetler altındaki şekil değiştirme ölçüsü olan elastisite modülü değerlerinde malzemenin içeriğine bağlı olarak azalmalar gözlemlenmiştir. Yalnızca malzeme karışım oranlarına bağlı olarak %19,680 oranında bir gerileme gözlenirken; TO uygulanan numunelerde elastisite modülü değeri %52,6 oranında azalmıştır. TO ile birlikte iç dolgu tipi ve oranının da değişmesi durumunda ise bu değerdeki azalma %58,1 olarak hesaplanmıştır.

Test çubuklarından edinilen bilgiler ışığında, özel olarak tasarlanan deney düzeneğinde AFO'lar için kuvvet etkisiyle yer değiştirmeler hem simülasyon hem de fiziki olarak ölçülmüştür. Simüle edilen deneylerde yalnızca malzeme değişimine bağlı (100PLA-G1 ve 90PLA-G1 örnekleri) yer değiştirme oranında %61,2 artış gerçekleşmiştir. TO uygulandığında bu artış %188,761'e ve iç dolgu tipi ve oranı değiştiğinde ise %212,4 seviyelerine kadar yükselmektedir. Fiziki deneyden elde edinilen bulgular da ise; malzeme değişimi sonucunda

yer değiştirmenin %67,7 oranında arttığı görülmüştür. TO uygulandığında bu artış %174 oranında ve TO'ya ek olarak iç dolgu tipi ve yoğunluğu değiştirildiğinde ise %241,8 oranında gerçekleşmiştir.

Tasarımda belirlenen malzeme, TO ve iç dolgu tipi ve oranları çekme dayanımına bağlı yer değiştirme oranlarını etkilediği yapılan tüm deneylerde net şekilde görülmüştür. Simülasyon modülünden elde edilen ve fiziki deneylerde ölçülen yer değiştirme değerlerinde farklılıklar bulunduğu ancak bu farkın maksimum %12 oranına kadar yükseldiği tespit edilmiştir. Bu durum; arzu edilen çekme dayanımı ve buna bağlı yer değiştirme değerlerinde %12'lik bir hata payının olabileceğini göstermektedir. Bu hata payı dikkate alındığında dahi ulaşılan çekme dayanımı değerleri; çalışma sonucunda ulaşılan birçok prototipin, geleneksel AFO'nun çekme dayanımı olan 22,60 MPa değerinden yüksek çekme dayanımı seviyelerini sağlayabildiğini göstermiştir.

EİY ve TO uygulamasının yüksek çekme dayanımının yanı sıra sağladığı bir başka önemli kazanım ise tasarımlara kattığı hafiflik, bir başka değişle kütlenin azalmasıdır. Elde edilen bulgular ışığında; malzeme sabit kalmak koşuluyla test çubuklarında referans numunesine (100PLA-G1) oranla, TO ile maksimum %38,4'e kadar bir kütle kazancı elde edilmiştir. En yüksek PCL oranına sahip numunede ise (90PLA-G4) bu oran %38,8'e kadar yükselmiştir.

Kullanıcı açısından, kullanılan AFO'nun kütlesinin azalması oldukça önemli bir faktördür. EİY ve TO'nun, AFO'ların kütleleri üzerindeki etkilerine bakıldığında; PP malzemeden olan geleneksel AFO'ya göre referans numunede (100PLA-G1) %32,3 oranında ve maksimum kütle azalımı gözlenen 90PLA-C4 numunesinde ise %48 oranında kütle azalımı sağlanmıştır. Tasarımı yapılan AFO'nun SW programındaki PP malzemesindeki değerlerine göre %33,9 ve SW tanımlanan 100PLA, 95PLA, 92 PLA ve 90PLA malzemelerine göre sırasıyla %52,2, %51,8, %51,8 ve %51,8 oranlarında kütle kazancı sağladığı görülmüştür.

Dolgu tipi ve oranı ve TO uygulaması AFO'ların toplam baskı sürelerini de etkilemektedir. Referans alınan G1 kodlu (%80 grid dolgulu) numunelere oranla maksimum süre kazanımı O4 kodlu (%20 octet dolgulu) numunelerde %18,278 oranında gerçekleşmiştir. Referans alınan G1 kodlu (%80 grid dolgulu) numunelere oranla maksimum süre kaybı ise, Y1 kodlu (%80 gyroid dolgulu) numunelerde %13,7 oranında gerçekleşmiştir.

Çekme dayanımı geleneksel AFO'ya göre daha üstün tüm prototipler; kütle ve baskı süresi unsurlarında da geleneksel AFO'ya göre kazanç sağlamaktadır. Ancak istenilen çekme dayanımının sağlandığı koşullarda; kütle ve baskı süreleri arasında lineer bir oran olmadığı görülmüştür. Dolayısıyla, EIY için gerekli çekme dayanımı sağlanırken ulaşılan kütle ve baskı süreleri de dikkate alınmalıdır.

Bu çalışmaya benzer çalışmalarda; özellikle yürüme analizi esnasında AFO'ya etki eden çok sayıda kuvvet olması ve bu kuvvetlerin matematiksel serilere uyarlanamaması, duyarlı yük hesaplamasını daha karmaşık hale getirmektedir. Bu çalışmaların, dinamik yükleme koşullarında, anatomik yapılar için TO kısıtlamaları setini tanımlamada da sorun yaşadıkları görülmüştür. Ayrıca; tasarımın topolojisini optimize edebilen, ardından optimizasyon sonuçlarını yazdırılabilir STL formatında yorumlayabilen ve EİY süreci üzerinde dijital kontrole sahip olmak için optimum baskı parametrelerini başarıyla tanımlayabilen bütünleştirici bir Eİ çerçevesinin eksikliği kritik zorluklardan biri olarak değerlendirilmektedir [44].

Bu çalışma, çeşitli sınırlılıkları olmasına karşın; filamentler oluştururken kullanılan belirli malzeme oranları dışındaki değişkenlerin ve üretim koşulları, ortez tasarımı gibi faktörlerin AFO'ların performansı üzerindeki etkilerini belirleme açısından önemli bir perspektif sunmaktadır. Bu sınırlılıkların dikkate alınması, çalışmanın bulgularının geniş ölçekli üretim süreçlerine nasıl yansıyabileceğinin daha iyi anlaşılmasına olanak sağlayabilmektedir [219].

Çalışmada dikkat çeken bir başka konu ise; mühendislerin, bilim adamlarının ve klinisyenlerin sağlık hizmetlerinin geleceğine katkıda bulunduğu ve biyomedikal bilimin en hızlı ilerleyen alanlarından birinin eklemeli biyoimalat uygulamaları olmasıdır. Bu alanda, dünya çapında birçok multidisipliner grubun ortak çabaları, çok sayıda yayınla sonuçlanan güçlü bir araştırma hamlesi geliştirmiştir. Literatür incelendiğinde, araştırma gruplarının kendi tanımlarını ve terminolojilerini oluşturma eğiliminin arttığı gözlenmektedir. Bu durum, ortak bir bilimsel dil kullanılmadığından; sonuçları bulmayı ve karşılaştırmayı zorlaştırmıştır. Bu nedenle; özellikle biyomedikal uygulamalarda ve diğer alanlarda EİY alanını yapıcı bir şekilde ileriye taşımak için çeşitli terminolojilerin ve standartların açıklığa kavuşturulması olmazsa olmaz bir koşul olarak görülmektedir. Bu arka plana dayanarak, eklemeli biyoimalat teknolojileri için Amerikan Test ve Malzeme Derneği ve/veya Uluslararası Standardizasyon Örgütü gibi resmi endüstri standardı terimlerinin geliştirilmesi gerekmektedir [220].

Bu çalışmada, literatürde örneği bulunmayan EİY ile PLA/PCL karışımından oluşan AFO'lar elde edilmiş ve prototiplerin daha iyi duruma getirilebilmesi ve kıyaslanabilmesi için çekme dayanımı deneyleri uygulanmıştır. Bu çalışma bu alandaki öncül çalışmalardan biri olması ve birçok değişkeni aynı anda değerlendirmeye alması nedeniyle tüm prototiplere çekme dayanımı statik olarak uygulanabilmiştir. Ancak, AFO'lar gündelik kullanımlarında dinamik yükleme koşullarında hizmet vermektedir. Uygulanan statik deneyler, ilerleyen dönemdeki çalışmalara bir perspektif vermesi ve dinamik yük uygulamalarına girdi oluşturabilmesi nedeniyle oldukça kıymetli veri setleri içermektedir. Dolayısıyla ilerideki çalışmalarında dinamik yükler altında malzeme üzerinde oluşan yorulmalar ile ilgili daha detaylı çalışmalar yapılması önerilmektedir.

Hem biyokompozitlerin medikal cihazlarda kullanımın artması hem de EİY ile zaman, enerji ve kaynak verimliliğinin artırılması amacıyla, PLA/PCL karışımlarından elde edilen AFO'ların klinik çalışmalarının da yürütülmesi ve kullanım alanının genişletilmesi faydalı görülmektedir. Bunun için, hem son kullanıcılara hem de sağlık hizmeti sunucularına EİY ile imal edilmiş biyokompozit AFO'ların, en az geleneksel AFO'lar kadar etkili ve güvenli olduğunun gösterilmesi gerekmektedir.

Kişiye özgü anatomik yapılara uygun, daha optimize AFO tasarımlarının elde edilebilmesi için; TO ve EİY süreçleri üzerinde, dijital kontrol sağlayan bütünleştirici sensör sistemlerinin geliştirilmesi önem taşımaktadır. Yalnızca AF üzerindeki kuvvetlerin dağılımının değil, TO uygulanmış AFO üzerindeki yüklerin dağılımının da analiz edilerek, makine öğrenmesi ve yapay zeka gibi yenilikçi teknolojileri de sürece dahil eden multidisipliner çalışmalar yakın gelecekte önemli potansiyel taşımaktadır.

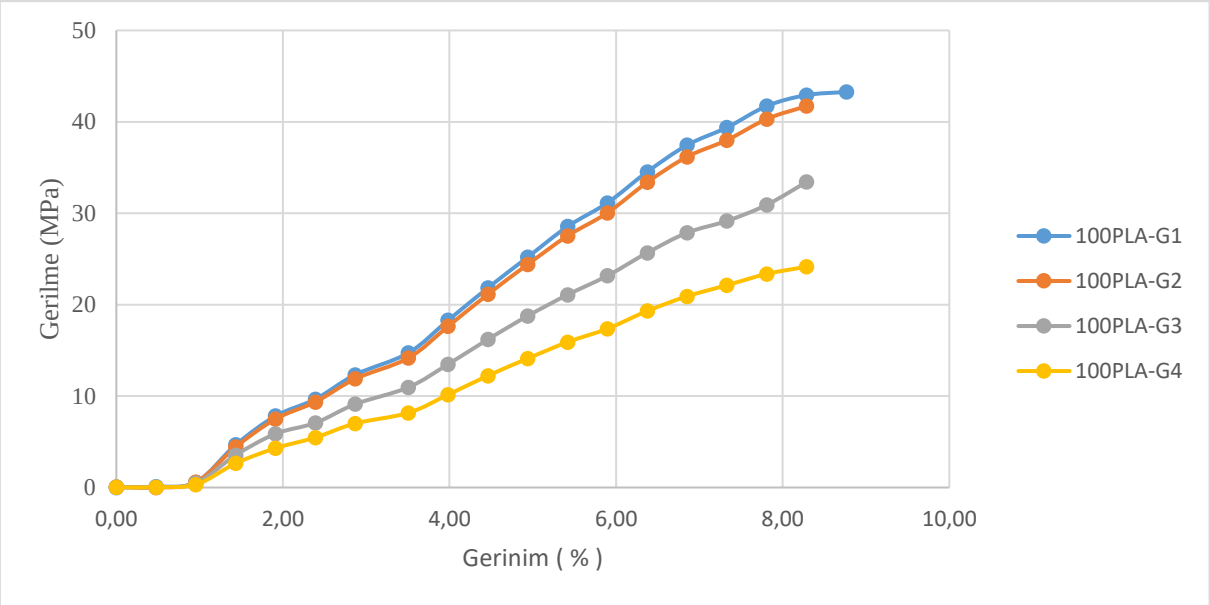
EİY ile üretilen AFO'ların tasarım sürecinde TO uygulamaları bir takım karmaşık yapılar oluşturmaktadır. Bu durum; EİY ve TO'nun, AFO'lardaki uygulama alanlarını kısıtlamakta ve özellikle üretim süreçlerinde daha karmaşık yetkinlik ve yeteneklerin geliştirilmesini zorunlu kılmaktadır. Bu kısıtlılıkların azaltılabilmesi ve sürecin kullanıcı, üretici ve uygulayıcı açısından kolaylaştırılabilmesi adına; kullanıcıdan elde edilecek veriler ile tedavi yöntemini optimize eden entegre ve dijital sistemlerin geliştirilmesi ve sürecin standardize edilmesi gerekmektedir.

EİY ile üretilen, biyokompozit ve çevre dostu AFO'ların kullanımının yaygınlaştırılması için bu alandaki çalışmaların hem kapsamı genişletilmeli hem de teknoloji seviyesi yükseltilmelidir. Özellikle tıp, mühendislik, bilgisayar bilimleri, kimya, matematik, istatistik, elektronik,

mekatronik ve ergonomi gibi çeşitli alanlardaki uzmanların multidisipliner ve interdisipliner çalışmalar ortaya koyması önem taşımaktadır. Ayrıca kullanımın yaygınlaşması adına hastalara, hekimlere ve diğer uygulayıcılara yönelik özel eğitim programları oluşturulmalı ve uygulanmalıdır.

7. EKLER

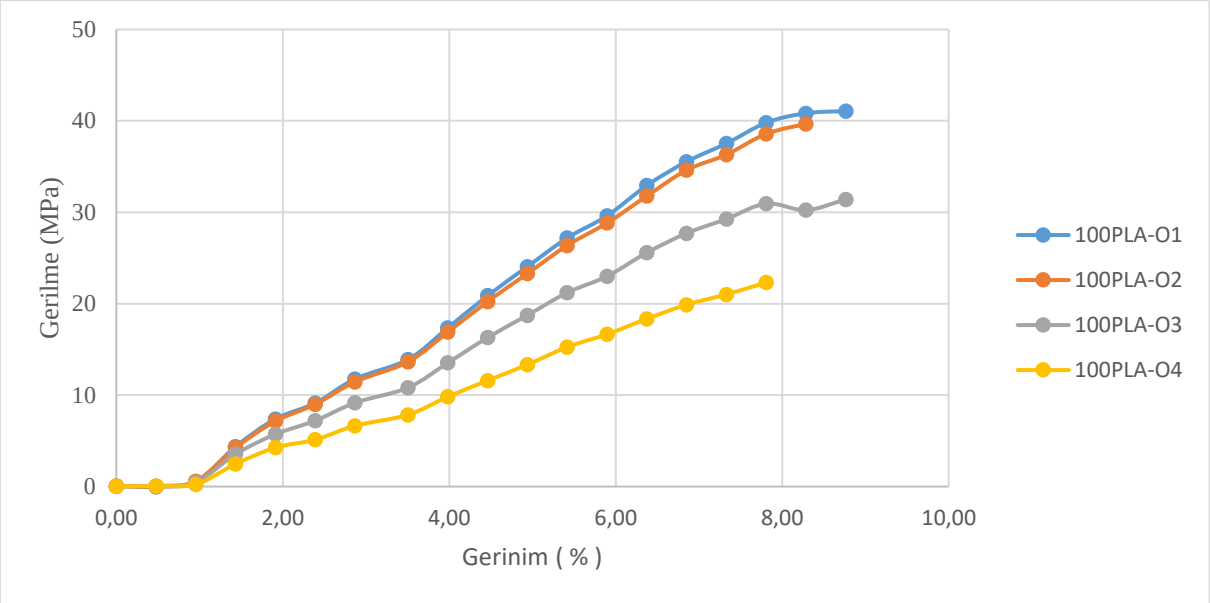
Ek-1.1. 100PLA-G Serisi Test Çubukları Gerilme-Gerinim Eğrileri



Ek-1.2. 100PLA-G Serisi Test Çubukları Gerilme-Gerinim Tablosu

			100PLA-G1	100PLA-G2	100PLA-G3	100PLA-G4
	Gerinim	**Gerinim**	**Gerilme**	**Gerilme**	**Gerilme**	**Gerilme**
	-	%	(N/mm²)	(N/mm²)	(N/mm²)	(N/mm²)
0	0,000	0,000	0,000	0,070	0,061	0,020
15	0,005	0,478	0,089	0,000	0,050	0,040
30	0,010	0,956	0,559	0,581	0,483	0,321
45	0,014	1,434	4,68	4,441	3,552	2,651
60	0,019	1,913	7,83	7,504	5,881	4,299
75	0,024	2,391	9,66	9,363	7,068	5,475
90	0,029	2,869	12,341	11,895	9,1229	7,0097
110	0,035	3,506	14,723	14,168	10,956	8,1668
125	0,040	3,984	18,297	17,641	13,492	10,161
140	0,045	4,463	21,855	21,149	16,214	12,236
155	0,049	4,941	25,212	24,418	18,779	14,121
170	0,054	5,419	28,562	27,538	21,090	15,913
185	0,059	5,897	31,144	30,05	23,170	17,378
200	0,064	6,375	34,538	33,398	25,681	19,311
215	0,069	6,853	37,459	36,182	27,874	20,92
230	0,073	7,331	39,381	38,002	29,16	22,133
245	0,078	7,809	41,735	40,317	30,928	23,363
260	0,083	8,288	42,926	41,728	33,432	24,152
275	0,088	8,766	43,272			
		Gerilme Değişim Oranları:		3,568%	22,740%	44,186%

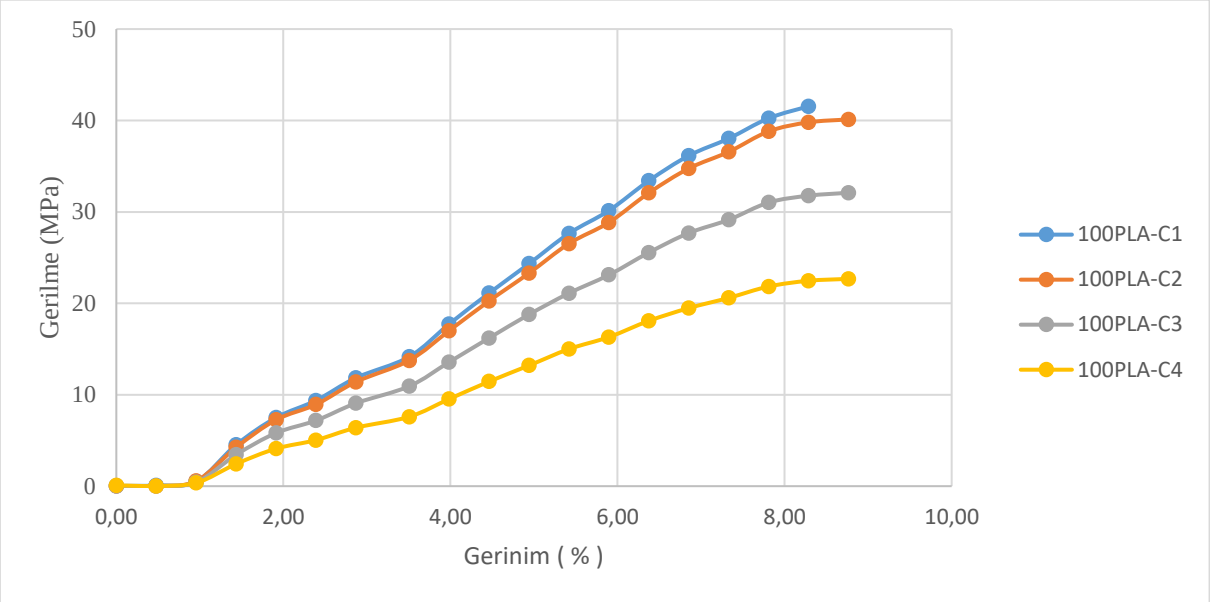
Ek-1.3. 100PLA-O Serisi Test Çubukları Gerilme-Gerinim Eğrileri



Ek-1.4. 100PLA-O Serisi Test Çubukları Gerilme-Gerinim Tablosu

			100PLA-O1	100PLA-O2	100PLA-O3	100PLA-O4
	Gerinim	**Gerinim**	**Gerilme**	**Gerilme**	**Gerilme**	**Gerilme**
	-	%	(N/mm²)	(N/mm²)	(N/mm²)	(N/mm²)
0	0,000	0,000	0,039	0,070	0,038	0,030
15	0,005	0,478	0,01	0,000	0,080	0,070
30	0,010	0,956	0,516	0,592	0,492	0,248
45	0,014	1,434	4,376	4,257	3,556	2,478
60	0,019	1,913	7,394	7,154	5,725	4,261
75	0,024	2,391	9,12	8,991	7,204	5,127
90	0,029	2,869	11,77	11,458	9,1617	6,648
110	0,035	3,506	13,906	13,647	10,824	7,851
125	0,040	3,984	17,361	16,904	13,535	9,825
140	0,045	4,463	20,886	20,243	16,306	11,595
155	0,049	4,941	24,064	23,303	18,741	13,334
170	0,054	5,419	27,201	26,376	21,210	15,262
185	0,059	5,897	29,614	28,830	23,003	16,658
200	0,064	6,375	32,938	31,783	25,579	18,348
215	0,069	6,853	35,544	34,617	27,708	19,894
230	0,073	7,331	37,534	36,311	29,266	21,020
245	0,078	7,809	39,798	38,583	30,946	22,326
260	0,083	8,288	40,834	39,665	30,237	
275	0,088	8,766	41,079		31,404	
		Gerilme Değişim Oranları:		3,442%	23,552%	45,651%

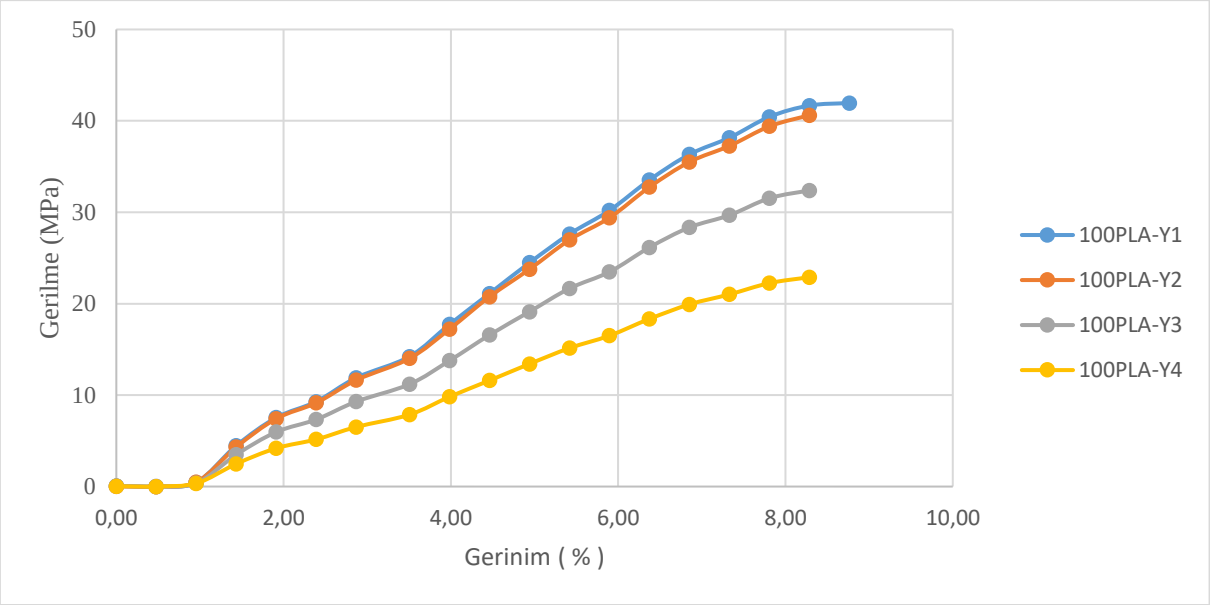
Ek-1.5. 100PLA-C Serisi Test Çubukları Gerilme-Gerinim Eğrileri



Ek-1.6. 100PLA-C Serisi Test Çubukları Gerilme-Gerinim Tablosu

			100PLA-C1	100PLA-C2	100PLA-C3	100PLA-C4
	Gerinim	**Gerinim**	**Gerilme**	**Gerilme**	**Gerilme**	**Gerilme**
	-	%	(N/mm²)	(N/mm²)	(N/mm²)	(N/mm²)
0	0,000	0,000	0,03	0,001	0,020	0,090
15	0,005	0,478	0,079	0,000	0,027	0,020
30	0,010	0,956	0,500	0,564	0,423	0,359
45	0,014	1,434	4,519	4,243	3,438	2,431
60	0,019	1,913	7,496	7,259	5,816	4,103
75	0,024	2,391	9,368	8,932	7,179	5,035
90	0,029	2,869	11,847	11,404	9,075	6,394
110	0,035	3,506	14,151	13,751	10,928	7,589
125	0,040	3,984	17,736	17,005	13,571	9,529
140	0,045	4,463	21,114	20,257	16,199	11,444
155	0,049	4,941	24,333	23,299	18,779	13,201
170	0,054	5,419	27,644	26,535	21,104	14,999
185	0,059	5,897	30,140	28,844	23,108	16,309
200	0,064	6,375	33,411	32,078	25,550	18,080
215	0,069	6,853	36,151	34,753	27,689	19,478
230	0,073	7,331	38,029	36,564	29,135	20,595
245	0,078	7,809	40,245	38,809	31,027	21,840
260	0,083	8,288	41,544	39,795	31,770	22,464
275	0,088	8,766		40,120	32,095	22,677
		Gerilme Değişim Oranları:		3,428%	22,745%	45,415%

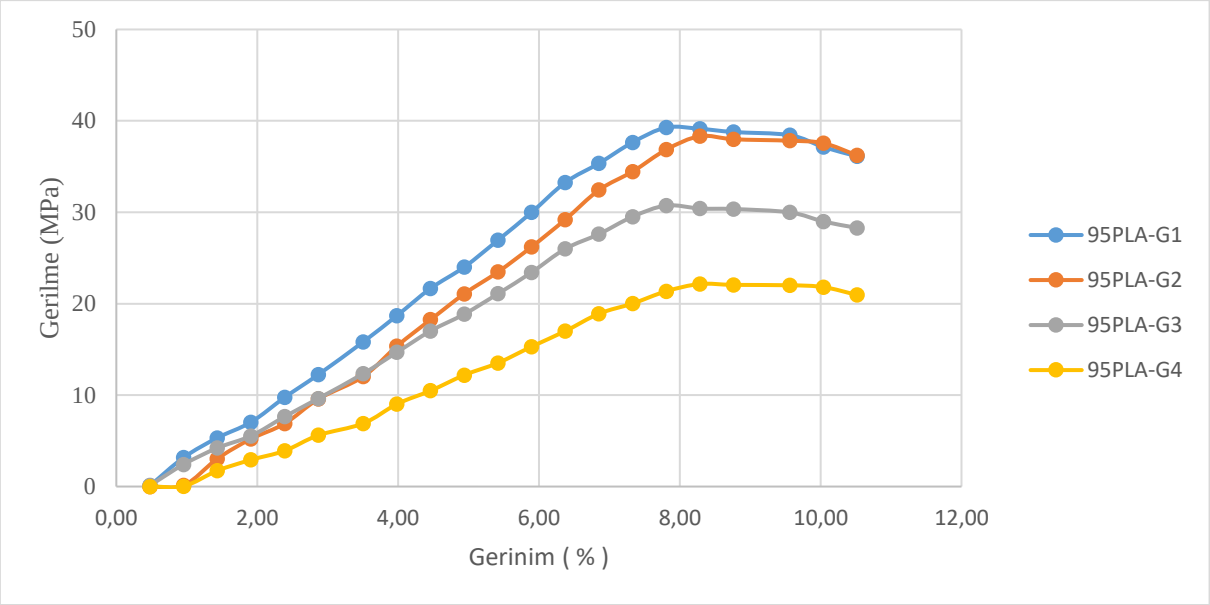
Ek-1.7. 100PLA-Y Serisi Test Çubukları Gerilme-Gerinim Eğrileri



Ek-1.8. 100PLA-Y Serisi Test Çubukları Gerilme-Gerinim Tablosu

			100PLA-Y1	100PLA-Y2	100PLA-Y3	100PLA-Y4
	Gerinim	**Gerinim**	**Gerilme**	**Gerilme**	**Gerilme**	**Gerilme**
	-	%	(N/mm²)	(N/mm²)	(N/mm²)	(N/mm²)
0	0,000	0,000	0,063	0,019	0,080	0,037
15	0,005	0,478	0,005	0,010	0,021	0,010
30	0,010	0,956	0,463	0,483	0,362	0,355
45	0,014	1,434	4,474	4,326	3,490	2,484
60	0,019	1,913	7,541	7,432	5,969	4,191
75	0,024	2,391	9,289	9,152	7,336	5,161
90	0,029	2,869	11,900	11,647	9,297	6,515
110	0,035	3,506	14,226	14,017	11,195	7,866
125	0,040	3,984	17,739	17,233	13,778	9,822
140	0,045	4,463	21,114	20,764	16,583	11,603
155	0,049	4,941	24,490	23,778	19,125	13,421
170	0,054	5,419	27,628	26,985	21,675	15,146
185	0,059	5,897	30,203	29,408	23,480	16,509
200	0,064	6,375	33,544	32,765	26,164	18,342
215	0,069	6,853	36,335	35,512	28,352	19,929
230	0,073	7,331	38,162	37,258	29,682	21,022
245	0,078	7,809	40,447	39,407	31,545	22,256
260	0,083	8,288	41,678	40,611	32,385	22,901
275	0,088	8,766	41,959			23,086
		Gerilme Değişim Oranları:		3,213%	22,818%	44,980%

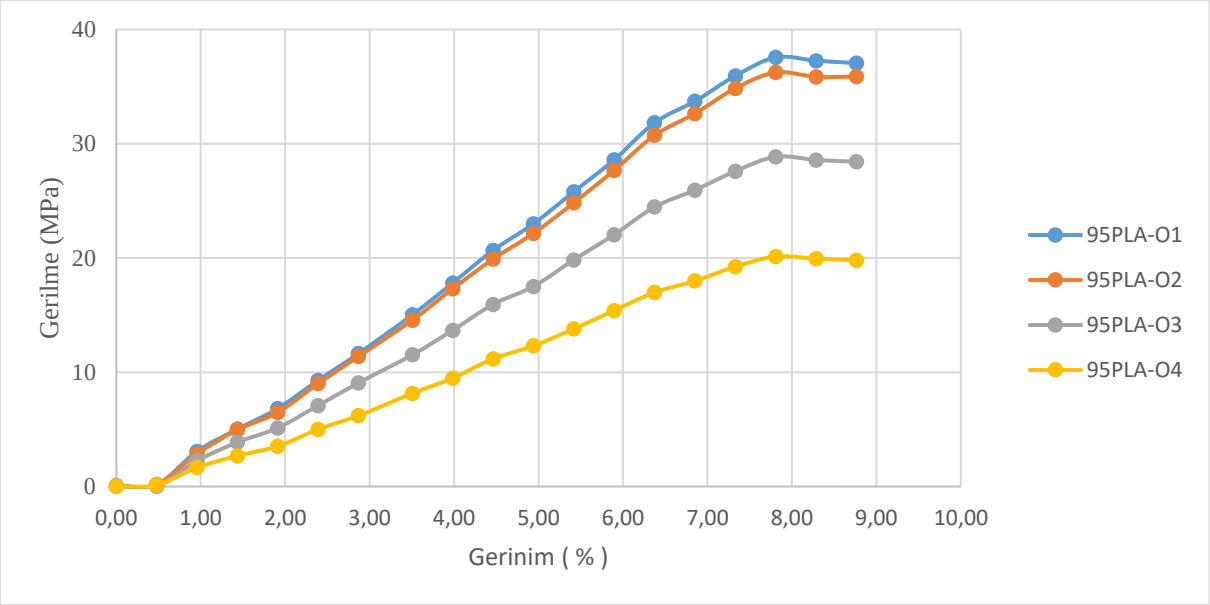
Ek-1.9. 95PLA-G Serisi Test Çubukları Gerilme-Gerinim Eğrileri



Ek-1.10. 95PLA-G Serisi Test Çubukları Gerilme-Gerinim Tablosu

			95PLA-G1	95PLA-G2	95PLA-G3	95PLA-G4
	Gerinim	**Gerinim**	**Gerilme**	**Gerilme**	**Gerilme**	**Gerilme**
	-	%	(N/mm²)	(N/mm²)	(N/mm²)	(N/mm²)
0	0,000	0,000	0,000	0,003	0,080	0,009
15	0,005	0,478	0,102	0,123	0,122	0,045
30	0,010	0,956	3,172	3,045	2,423	1,738
45	0,014	1,434	5,331	5,217	4,221	2,922
60	0,019	1,913	7,042	6,881	5,539	3,912
75	0,024	2,391	9,752	9,576	7,649	5,613
90	0,029	2,869	12,252	12,039	9,633	6,900
110	0,035	3,506	15,825	15,366	12,350	9,0263
125	0,040	3,984	18,698	18,254	14,686	10,487
140	0,045	4,463	21,676	21,083	17,020	12,191
155	0,049	4,941	24,011	23,473	18,864	13,523
170	0,054	5,419	26,953	26,224	21,091	15,306
185	0,059	5,897	29,994	29,207	23,432	17,005
200	0,064	6,375	33,264	32,439	26,004	18,91
215	0,069	6,853	35,357	34,459	27,618	20,024
230	0,073	7,331	37,653	36,857	29,524	21,364
245	0,078	7,809	39,277	38,325	30,739	22,154
260	0,083	8,288	39,129	37,988	30,412	22,059
275	0,088	8,766	38,778	37,829	30,356	22,018
300	0,096	9,563	38,436	37,557	29,989	21,816
315	0,100	10,041	37,133	36,227	28,987	20,959
330	0,105	10,519	36,125	35,296	28,295	20,386
		Gerilme Değişim Oranları:		2,424%	21,738%	43,595%

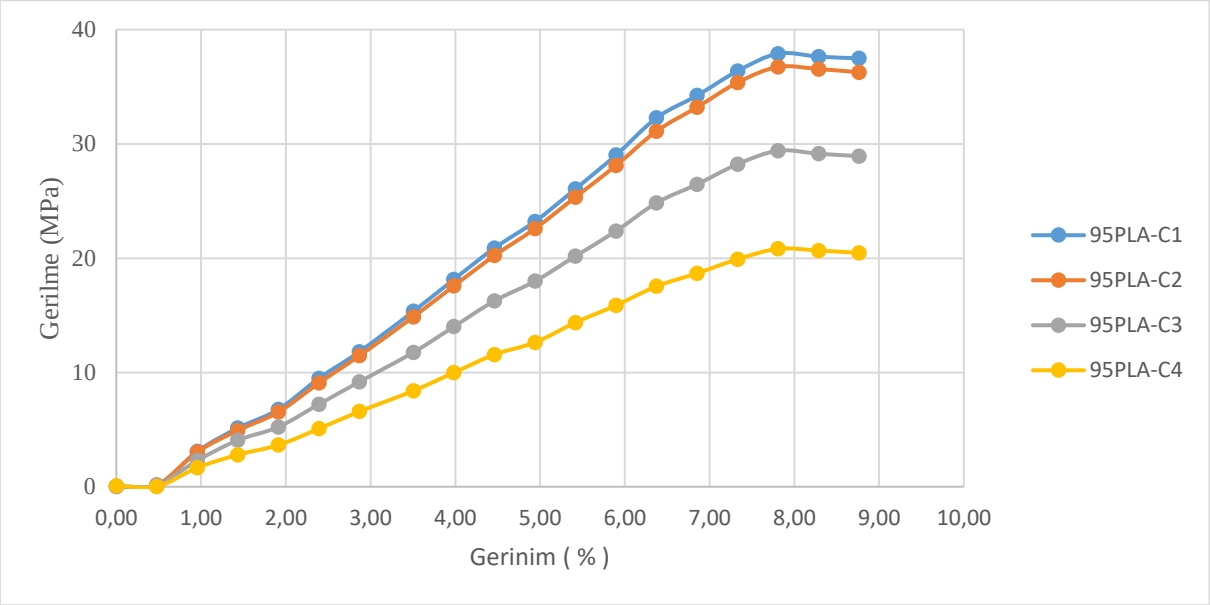
Ek-1.11. 95PLA-O Serisi Test Çubukları Gerilme-Gerinim Eğrileri



Ek-1.12. 95PLA-O Serisi Test Çubukları Gerilme-Gerinim Tablosu

	Gerinim	**Gerinim**	95PLA-O1 **Gerilme**	95PLA-O2 **Gerilme**	95PLA-O3 **Gerilme**	95PLA-O4 **Gerilme**
	-	%	(N/mm²)	(N/mm²)	(N/mm²)	(N/mm²)
0	0,000	0,000	0,08	0,043	0,026	0,020
15	0,005	0,478	0,165	0,173	0,033	0,129
30	0,010	0,956	3,088	2,858	2,251	1,667
45	0,014	1,434	5,023	4,969	3,876	2,690
60	0,019	1,913	6,831	6,497	5,133	3,529
75	0,024	2,391	9,298	9,005	7,089	5,012
90	0,029	2,869	11,642	11,387	9,073	6,205
110	0,035	3,506	15,030	14,563	11,527	8,150
125	0,040	3,984	17,815	17,313	13,678	9,494
140	0,045	4,463	20,675	19,912	15,947	11,176
155	0,049	4,941	22,993	22,164	17,512	12,312
170	0,054	5,419	25,805	24,830	19,841	13,803
185	0,059	5,897	28,600	27,683	22,049	15,409
200	0,064	6,375	31,840	30,741	24,467	16,992
215	0,069	6,853	33,719	32,642	25,948	17,997
230	0,073	7,331	35,940	34,852	27,600	19,239
245	0,078	7,809	37,557	36,239	28,860	20,127
260	0,083	8,288	37,264	35,852	28,578	19,945
275	0,088	8,766	37,058	35,872	28,426	19,807
300	0,096	9,563	36,686	35,515	28,107	19,637
315	0,100	10,041	35,535	34,206	27,253	19,061
330	0,105	10,519	34,552	33,376	26,450	18,386
		Gerilme Değişim Oranları:		3,509%	23,157%	46,409%

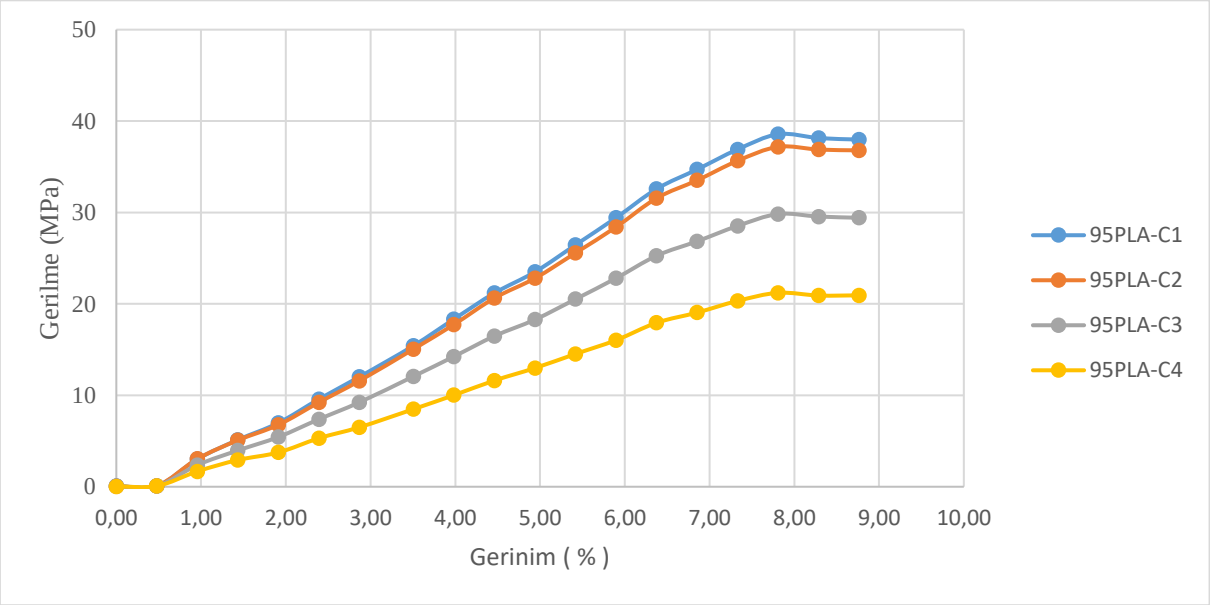
Ek-1.13. 95PLA-C Serisi Test Çubukları Gerilme-Gerinim Eğrileri



Ek-1.14. 95PLA-C Serisi Test Çubukları Gerilme-Gerinim Tablosu

			95PLA-C1	95PLA-C2	95PLA-C3	95PLA-C4
	Gerinim	**Gerinim**	**Gerilme**	**Gerilme**	**Gerilme**	**Gerilme**
	-	%	(N/mm²)	(N/mm²)	(N/mm²)	(N/mm²)
0	0,000	0,000	0,018	0,03	0,040	0,080
15	0,005	0,478	0,078	0,162	0,142	0,020
30	0,010	0,956	3,094	3,053	2,299	1,670
45	0,014	1,434	5,138	4,928	4,077	2,801
60	0,019	1,913	6,763	6,534	5,227	3,647
75	0,024	2,391	9,486	9,078	7,220	5,076
90	0,029	2,869	11,815	11,464	9,182	6,584
110	0,035	3,506	15,353	14,873	11,765	8,400
125	0,040	3,984	18,153	17,580	14,015	9,989
140	0,045	4,463	20,891	20,230	16,268	11,570
155	0,049	4,941	23,218	22,592	17,988	12,631
170	0,054	5,419	26,070	25,353	20,186	14,371
185	0,059	5,897	29,032	28,118	22,375	15,876
200	0,064	6,375	32,282	31,122	24,846	17,541
215	0,069	6,853	34,237	33,213	26,470	18,677
230	0,073	7,331	36,384	35,375	28,230	19,912
245	0,078	7,809	37,903	36,741	29,411	20,823
260	0,083	8,288	37,634	36,554	29,141	20,670
275	0,088	8,766	37,487	36,269	28,932	20,464
300	0,096	9,563	37,088	36,114	28,776	20,344
315	0,100	10,041	35,945	34,852	27,776	19,673
330	0,105	10,519	34,907	33,812	26,981	19,227
		Gerilme Değişim Oranları:		3,066%	22,405%	45,062%

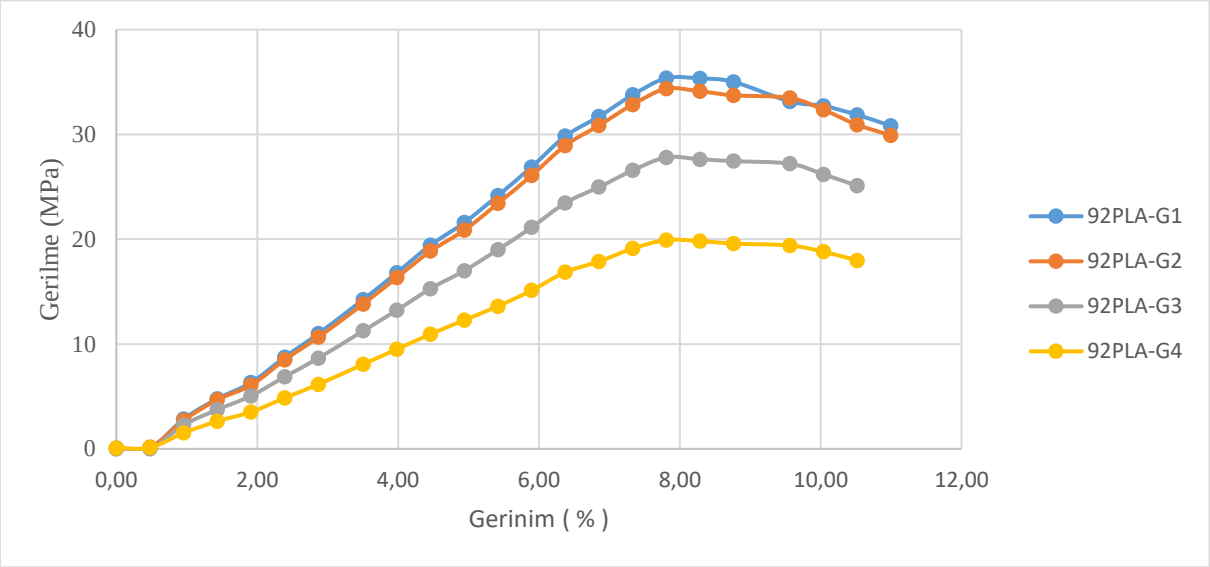
Ek-1.15. 95PLA-Y Serisi Test Çubukları Gerilme-Gerinim Eğrileri



Ek-1.16. 95PLA-Y Serisi Test Çubukları Gerilme-Gerinim Tablosu

	Gerinim	**Gerinim**	95PLA-C1 **Gerilme**	95PLA-C2 **Gerilme**	95PLA-C3 **Gerilme**	95PLA-C4 **Gerilme**
	-	%	(N/mm²)	(N/mm²)	(N/mm²)	(N/mm²)
0	0,000	0,000	0,072	0,07	0,053	0,028
15	0,005	0,478	0,082	0,106	0,091	0,082
30	0,010	0,956	3,028	3,048	2,378	1,681
45	0,014	1,434	5,131	5,087	3,971	2,929
60	0,019	1,913	6,982	6,775	5,444	3,751
75	0,024	2,391	9,582	9,228	7,385	5,307
90	0,029	2,869	12,021	11,585	9,236	6,508
110	0,035	3,506	15,427	15,058	12,072	8,490
125	0,040	3,984	18,341	17,750	14,251	10,022
140	0,045	4,463	21,195	20,644	16,484	11,624
155	0,049	4,941	23,502	22,807	18,287	12,986
170	0,054	5,419	26,459	25,578	20,524	14,528
185	0,059	5,897	29,428	28,409	22,813	16,038
200	0,064	6,375	32,579	31,567	25,270	17,939
215	0,069	6,853	34,709	33,519	26,850	19,052
230	0,073	7,331	36,905	35,660	28,533	20,330
245	0,078	7,809	38,562	37,185	29,835	21,215
260	0,083	8,288	38,138	36,880	29,555	20,915
275	0,088	8,766	37,976	36,798	29,420	20,938
300	0,096	9,563	37,610	36,408	29,159	20,647
315	0,100	10,041	36,448	35,232	28,121	19,880
330	0,105	10,519	35,331	34,211	27,445	19,484
		Gerilme Değişim Oranları:		3,571%	22,631%	44,985%

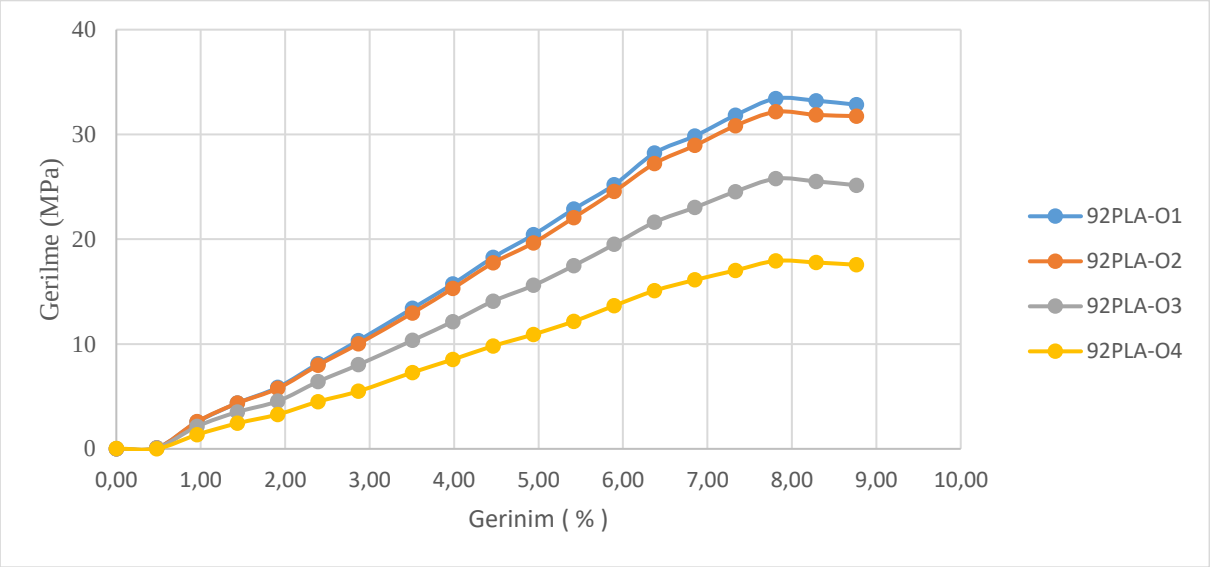
Ek-1.17. 92PLA-G Serisi Test Çubukları Gerilme-Gerinim Eğrileri



Ek-1.18. 92PLA-G Serisi Test Çubukları Gerilme-Gerinim Tablosu

			92PLA-G1	92PLA-G2	92PLA-G3	92PLA-G4
	Gerinim	**Gerinim**	**Gerilme**	**Gerilme**	**Gerilme**	**Gerilme**
	-	%	(N/mm²)	(N/mm²)	(N/mm²)	(N/mm²)
0	0,000	0,000	0,000	0,069	0,075	0,082
15	0,005	0,478	0,086	0,155	0,000	0,119
30	0,010	0,956	2,842	2,722	2,277	1,519
45	0,014	1,434	4,782	4,694	3,738	2,637
60	0,019	1,913	6,315	6,071	5,057	3,513
75	0,024	2,391	8,746	8,487	6,873	4,854
90	0,029	2,869	10,992	10,661	8,6511	6,158
110	0,035	3,506	14,255	13,823	11,265	8,072
125	0,040	3,984	16,817	16,358	13,233	9,516
140	0,045	4,463	19,44	18,868	15,291	10,944
155	0,049	4,941	21,589	20,863	17,001	12,290
170	0,054	5,419	24,175	23,420	19,007	13,611
185	0,059	5,897	26,898	26,088	21,136	15,120
200	0,064	6,375	29,836	28,945	23,463	16,860
215	0,069	6,853	31,708	30,859	24,979	17,882
230	0,073	7,331	33,774	32,849	26,57	19,115
245	0,078	7,809	35,368	34,364	27,817	19,921
260	0,083	8,288	35,344	34,117	27,633	19,820
275	0,088	8,766	35,014	33,735	27,451	19,586
300	0,096	9,563	33,145	33,490	27,214	19,410
315	0,100	10,041	32,723	32,350	26,192	18,811
330	0,105	10,519	31,874	30,926	25,109	17,972
345	0,10997	10,997	30,816	29,920	24,246	17,391
	Gerilme Değişim Oranları:			2,773%	21,296%	43,637%

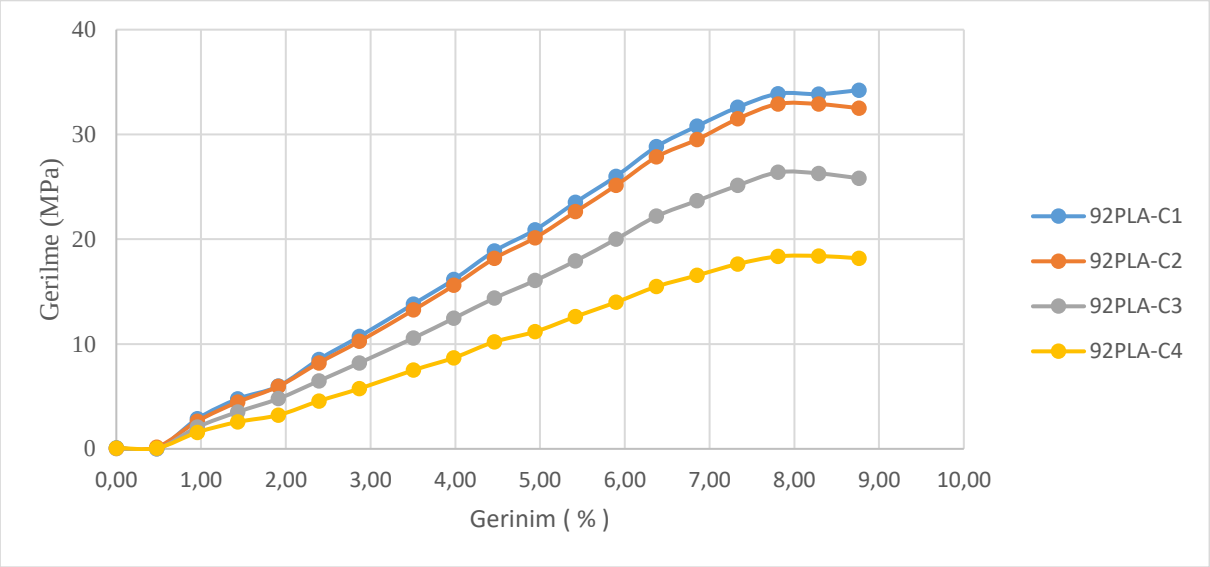
Ek-1.19. 92PLA-O Serisi Test Çubukları Gerilme-Gerinim Eğrileri



Ek-1.20. 92PLA-O Serisi Test Çubukları Gerilme-Gerinim Tablosu

			92PLA-O1	92PLA-O2	92PLA-O3	92PLA-O4
	Gerinim	**Gerinim**	**Gerilme**	**Gerilme**	**Gerilme**	**Gerilme**
	-	%	(N/mm²)	(N/mm²)	(N/mm²)	(N/mm²)
0	0,000	0,000	0,000	0,000	0,001	0,036
15	0,005	0,478	0,080	0,084	0,091	0,010
30	0,010	0,956	2,561	2,597	2,143	1,356
45	0,014	1,434	4,363	4,365	3,520	2,439
60	0,019	1,913	5,867	5,766	4,551	3,287
75	0,024	2,391	8,143	7,984	6,418	4,510
90	0,029	2,869	10,338	10,031	8,029	5,500
110	0,035	3,506	13,403	12,956	10,349	7,288
125	0,040	3,984	15,733	15,309	12,145	8,524
140	0,045	4,463	18,265	17,747	14,094	9,816
155	0,049	4,941	20,432	19,659	15,602	10,922
170	0,054	5,419	22,883	22,067	17,487	12,171
185	0,059	5,897	25,197	24,557	19,519	13,660
200	0,064	6,375	28,231	27,234	21,632	15,096
215	0,069	6,853	29,859	28,948	23,038	16,119
230	0,073	7,331	31,831	30,828	24,547	17,027
245	0,078	7,809	33,423	32,157	25,780	17,939
260	0,083	8,288	33,223	31,866	25,521	17,784
275	0,088	8,766	32,833	31,749	25,156	17,567
300	0,096	9,563	32,378	31,469	24,945	17,441
315	0,100	10,041	31,451	30,402	24,198	16,852
330	0,105	10,519	29,880	29,577	23,177	16,202
345	0,110	10,997	28,883		22,45	15,53
		Gerilme Değişim Oranları:		3,787%	22,867%	46,327%

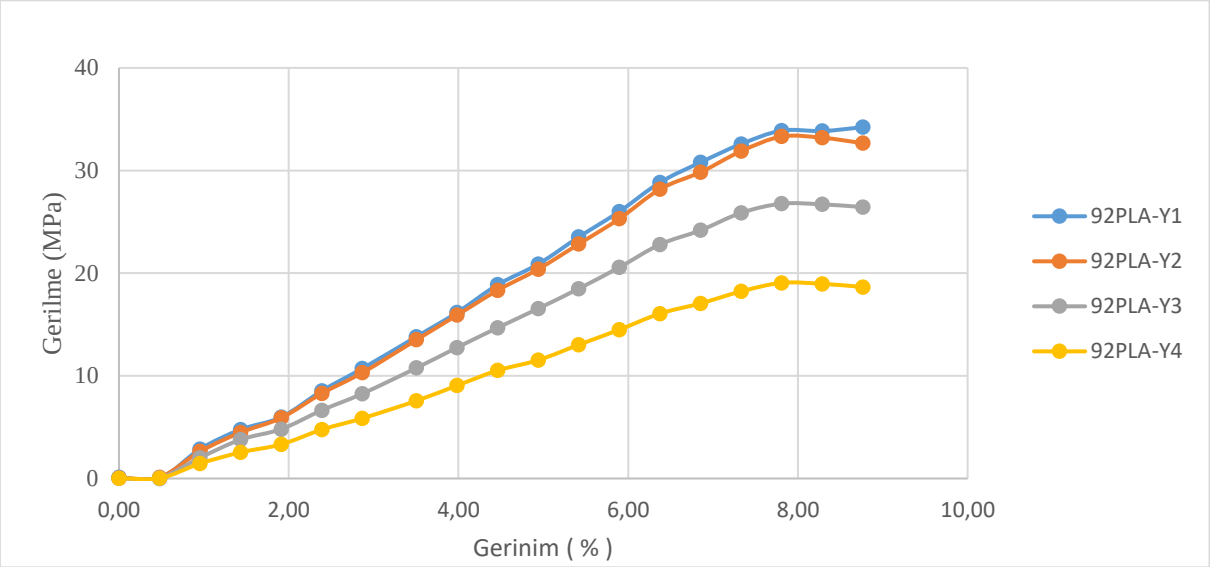
Ek-1.21. 92PLA-C Serisi Test Çubukları Gerilme-Gerinim Eğrileri



Ek-1.22. 92PLA-C Serisi Test Çubukları Gerilme-Gerinim Tablosu

			92PLA-C1	92PLA-C2	92PLA-C3	92PLA-C4
	Gerinim	**Gerinim**	**Gerilme**	**Gerilme**	**Gerilme**	**Gerilme**
	-	%	(N/mm²)	(N/mm²)	(N/mm²)	(N/mm²)
0	0,000	0,000	0,112	0,032	0,040	0,08
15	0,005	0,478	0,000	0,169	0,000	0,074
30	0,010	0,956	2,873	2,644	2,075	1,573
45	0,014	1,434	4,773	4,474	3,528	2,573
60	0,019	1,913	5,979	5,962	4,787	3,219
75	0,024	2,391	8,540	8,206	6,486	4,565
90	0,029	2,869	10,725	10,259	8,203	5,744
110	0,035	3,506	13,819	13,249	10,576	7,509
125	0,040	3,984	16,170	15,605	12,466	8,695
140	0,045	4,463	18,880	18,183	14,383	10,219
155	0,049	4,941	20,888	20,131	16,059	11,172
170	0,054	5,419	23,526	22,626	17,936	12,619
185	0,059	5,897	26,012	25,132	20,013	13,989
200	0,064	6,375	28,845	27,856	22,198	15,487
215	0,069	6,853	30,799	29,521	23,670	16,553
230	0,073	7,331	32,588	31,488	25,133	17,637
245	0,078	7,809	33,893	32,915	26,393	18,366
260	0,083	8,288	33,848	32,896	26,283	18,404
275	0,088	8,766	34,224	32,513	25,822	18,182
300	0,096	9,563	33,512	32,177	25,561	17,967
315	0,100	10,041	32,163	31,055	24,867	17,472
330	0,105	10,519	31,257	29,621	23,716	16,726
345	0,110	10,997		28,678	22,823	16,081
		Gerilme Değişim Oranları:		3,825%	22,882%	46,225%

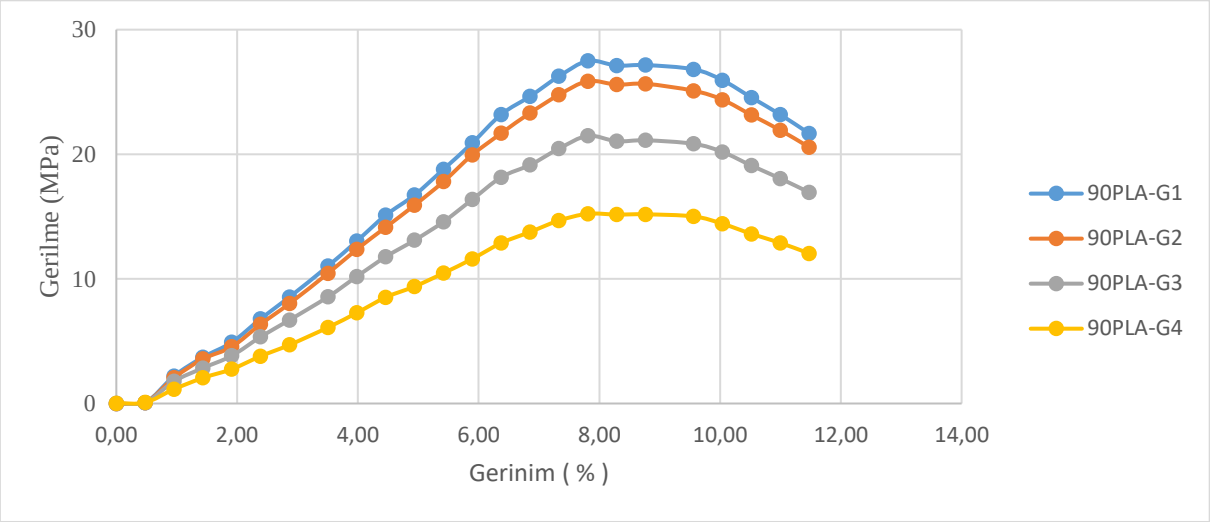
Ek-1.23. 92PLA-Y Serisi Test Çubukları Gerilme-Gerinim Eğrileri



Ek-1.24. 92PLA-Y Serisi Test Çubukları Gerilme-Gerinim Tablosu

			92PLA-Y1	92PLA-Y2	92PLA-Y3	92PLA-Y4
	Gerinim	**Gerinim**	**Gerilme**	**Gerilme**	**Gerilme**	**Gerilme**
	-	%	(N/mm²)	(N/mm²)	(N/mm²)	(N/mm²)
0	0,000	0,000	0,112	0,07	0,021	0,034
15	0,005	0,478	0,000	0,120	0,060	0,024
30	0,010	0,956	2,873	2,635	2,025	1,463
45	0,014	1,434	4,773	4,489	3,793	2,547
60	0,019	1,913	5,979	5,907	4,811	3,325
75	0,024	2,391	8,540	8,288	6,648	4,763
90	0,029	2,869	10,725	10,314	8,269	5,865
110	0,035	3,506	13,819	13,514	10,770	7,573
125	0,040	3,984	16,170	15,920	12,763	9,061
140	0,045	4,463	18,880	18,335	14,687	10,530
155	0,049	4,941	20,888	20,397	16,555	11,530
170	0,054	5,419	23,526	22,845	18,500	13,034
185	0,059	5,897	26,012	25,314	20,576	14,499
200	0,064	6,375	28,845	28,190	22,802	16,066
215	0,069	6,853	30,799	29,842	24,182	17,060
230	0,073	7,331	32,588	31,889	25,879	18,225
245	0,078	7,809	33,893	33,322	26,776	19,062
260	0,083	8,288	33,848	33,198	26,708	18,965
275	0,088	8,766	34,224	32,671	26,442	18,656
300	0,096	9,563	33,512	32,420	26,406	18,599
315	0,100	10,041	32,163	31,335	25,263	17,831
330	0,105	10,519	31,257	30,075	24,742	17,089
345	0,110	10,997		29,068		16,490
		Gerilme Değişim Oranları:		2,636%	21,763%	44,302%

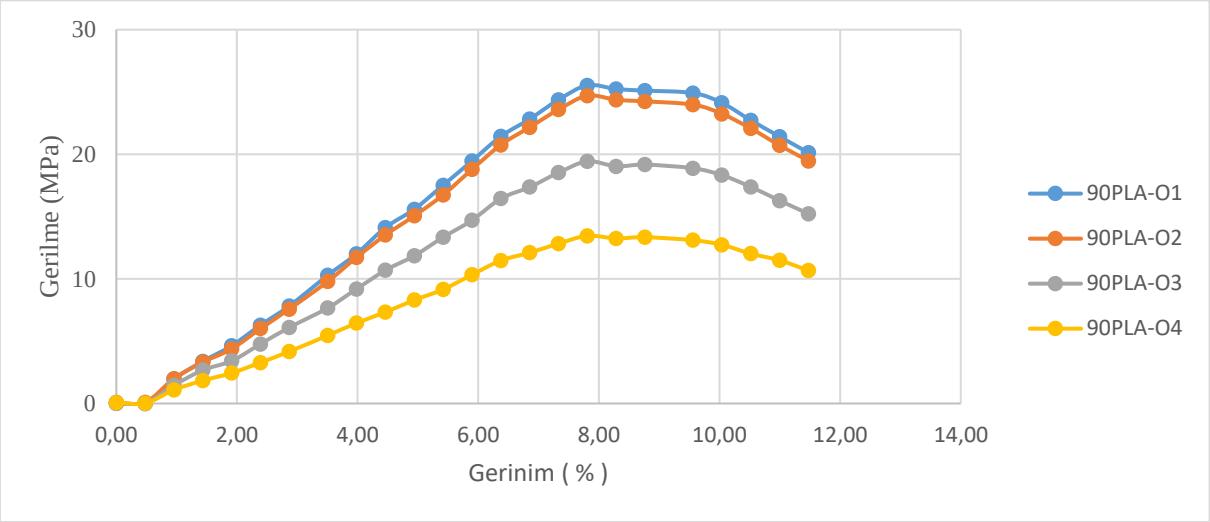
Ek-1.25. 90PLA-G Serisi Test Çubukları Gerilme-Gerinim Eğrileri



Ek-1.26. 90PLA-G Serisi Test Çubukları Gerilme-Gerinim Tablosu

			90PLA-G1	90PLA-G2	90PLA-G3	90PLA-G4
	Gerinim	**Gerinim**	**Gerilme**	**Gerilme**	**Gerilme**	**Gerilme**
	-	%	(N/mm²)	(N/mm²)	(N/mm²)	(N/mm²)
0	0,000	0,000	0,000	0,020	0,005	0,026
15	0,005	0,478	0,074	0,120	0,078	0,081
30	0,010	0,956	2,210	2,218	1,784	1,151
45	0,014	1,434	3,717	3,562	2,845	2,057
60	0,019	1,913	4,910	4,710	3,830	2,762
75	0,024	2,391	6,799	6,659	5,351	3,797
90	0,029	2,869	8,547	8,291	6,698	4,707
110	0,035	3,506	11,030	10,684	8,563	6,106
125	0,040	3,984	13,039	12,641	10,195	7,282
140	0,045	4,463	15,114	14,676	11,773	8,519
155	0,049	4,941	16,733	16,137	13,105	9,394
170	0,054	5,419	18,793	18,227	14,585	10,459
185	0,059	5,897	20,913	20,185	16,374	11,611
200	0,064	6,375	23,197	22,439	18,161	12,875
215	0,069	6,853	24,652	23,851	19,143	13,767
230	0,073	7,331	26,255	25,427	20,451	14,678
245	0,078	7,809	27,488	26,594	21,476	15,222
260	0,083	8,288	27,116	26,260	21,046	15,164
275	0,088	8,766	27,158	26,393	21,122	15,182
300	0,096	9,563	26,816	26,096	20,837	15,014
315	0,100	10,041	25,938	25,116	20,185	14,423
330	0,105	10,519	24,556	23,788	19,090	13,614
345	0,110	10,997	23,185	22,395	18,055	12,890
360	0,115	11,475	21,670	20,928	16,944	12,044
		Gerilme Değişim Oranları:		3,252%	21,871%	44,623%

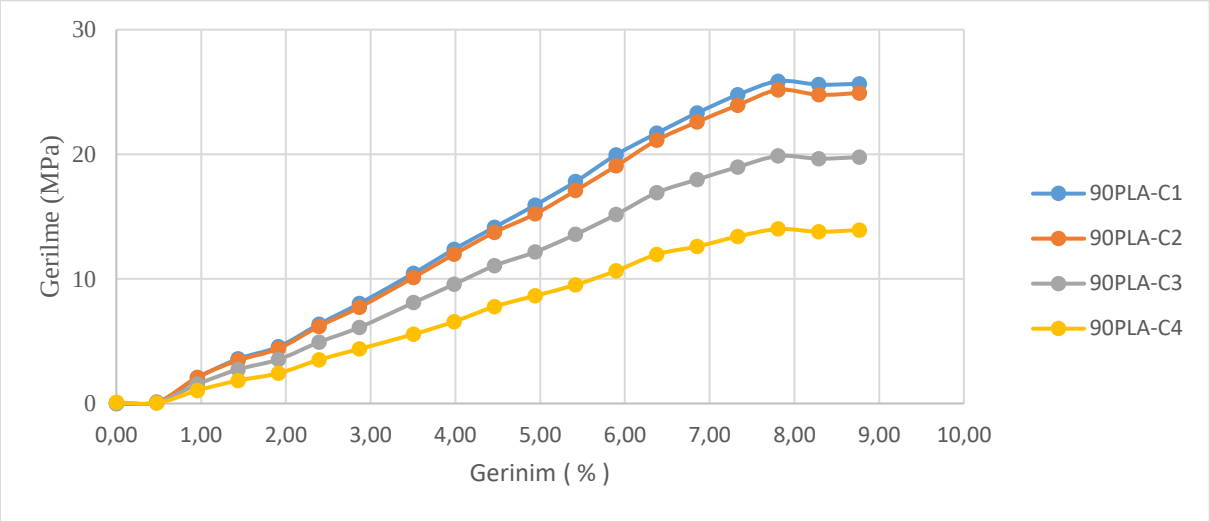
Ek-1.27. 90PLA-O Serisi Test Çubukları Gerilme-Gerinim Eğrileri



Ek-1.28. 90PLA-O Serisi Test Çubukları Gerilme-Gerinim Tablosu

	Gerinim -	**Gerinim** %	90PLA-O1 **Gerilme** (N/mm²)	90PLA-O2 **Gerilme** (N/mm²)	90PLA-O3 **Gerilme** (N/mm²)	90PLA-O4 **Gerilme** (N/mm²)
0	0,000	0,000	0,025	0,08	0,010	0,066
15	0,005	0,478	0,000	0,085	0,023	0,020
30	0,010	0,956	1,965	2,000	1,461	1,096
45	0,014	1,434	3,385	3,316	2,681	1,843
60	0,019	1,913	4,637	4,383	3,418	2,447
75	0,024	2,391	6,286	6,012	4,776	3,288
90	0,029	2,869	7,833	7,579	6,103	4,175
110	0,035	3,506	10,287	9,801	7,674	5,464
125	0,040	3,984	12,020	11,734	9,196	6,456
140	0,045	4,463	14,120	13,523	10,693	7,335
155	0,049	4,941	15,592	15,061	11,861	8,300
170	0,054	5,419	17,518	16,738	13,341	9,156
185	0,059	5,897	19,466	18,784	14,706	10,333
200	0,064	6,375	21,432	20,754	16,441	11,474
215	0,069	6,853	22,824	22,168	17,366	12,100
230	0,073	7,331	24,373	23,586	18,522	12,831
245	0,078	7,809	25,532	24,698	19,434	13,457
260	0,083	8,288	25,234	24,371	19,034	13,252
275	0,088	8,766	25,109	24,247	19,169	13,346
300	0,096	9,563	24,912	23,981	18,878	13,103
315	0,100	10,041	24,124	23,248	18,323	12,735
330	0,105	10,519	22,730	22,074	17,384	12,027
345	0,110	10,997	21,421	20,719	16,284	11,490
360	0,115	11,475	20,127	19,472	15,230	10,675
		Gerilme Değişim Oranları:		3,266%	23,884%	47,294%

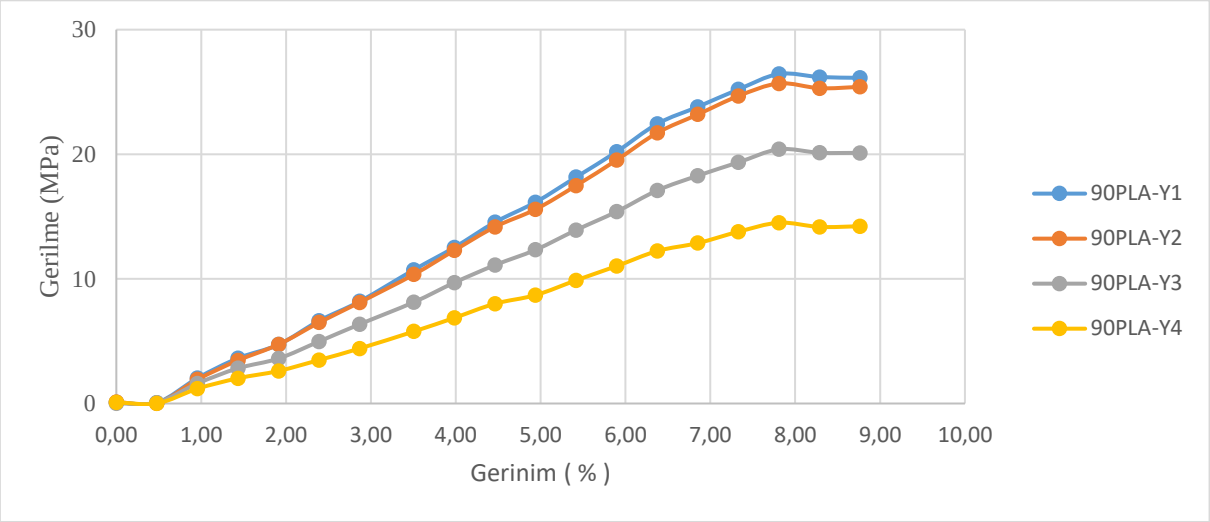
Ek-1.29. 90PLA-C Serisi Test Çubukları Gerilme-Gerinim Eğrileri



Ek-1.30. 90PLA-C Serisi Test Çubukları Gerilme-Gerinim Tablosu

	Gerinim -	**Gerinim** %	90PLA-C1 **Gerilme** (N/mm²)	90PLA-C2 **Gerilme** (N/mm²)	90PLA-C3 **Gerilme** (N/mm²)	90PLA-C4 **Gerilme** (N/mm²)
0	0,000	0,000	0,000	0,075	0,010	0,091
15	0,005	0,478	0,069	0,105	0,094	0,032
30	0,010	0,956	2,064	2,106	1,545	1,051
45	0,014	1,434	3,575	3,453	2,733	1,841
60	0,019	1,913	4,55	4,410	3,535	2,424
75	0,024	2,391	6,361	6,190	4,920	3,510
90	0,029	2,869	8,0258	7,721	6,112	4,379
110	0,035	3,506	10,449	10,115	8,093	5,560
125	0,040	3,984	12,374	11,977	9,565	6,572
140	0,045	4,463	14,147	13,739	11,060	7,776
155	0,049	4,941	15,916	15,209	12,159	8,648
170	0,054	5,419	17,805	17,087	13,573	9,525
185	0,059	5,897	19,955	19,066	15,162	10,644
200	0,064	6,375	21,685	21,121	16,916	11,967
215	0,069	6,853	23,319	22,591	17,970	12,603
230	0,073	7,331	24,767	23,937	18,979	13,403
245	0,078	7,809	25,864	25,162	19,860	14,003
260	0,083	8,288	25,587	24,772	19,648	13,784
275	0,088	8,766	25,654	24,911	19,770	13,923
300	0,096	9,563	25,095	24,537	19,372	13,798
315	0,100	10,041	24,378	23,738	18,735	13,371
330	0,105	10,519	23,148	22,362	17,847	12,651
345	0,110	10,997	21,931	21,14	16,79	11,88
360	0,115	11,475	20,569	19,80	15,67	11,14
		Gerilme Değişim Oranları:		2,714%	23,214%	45,859%

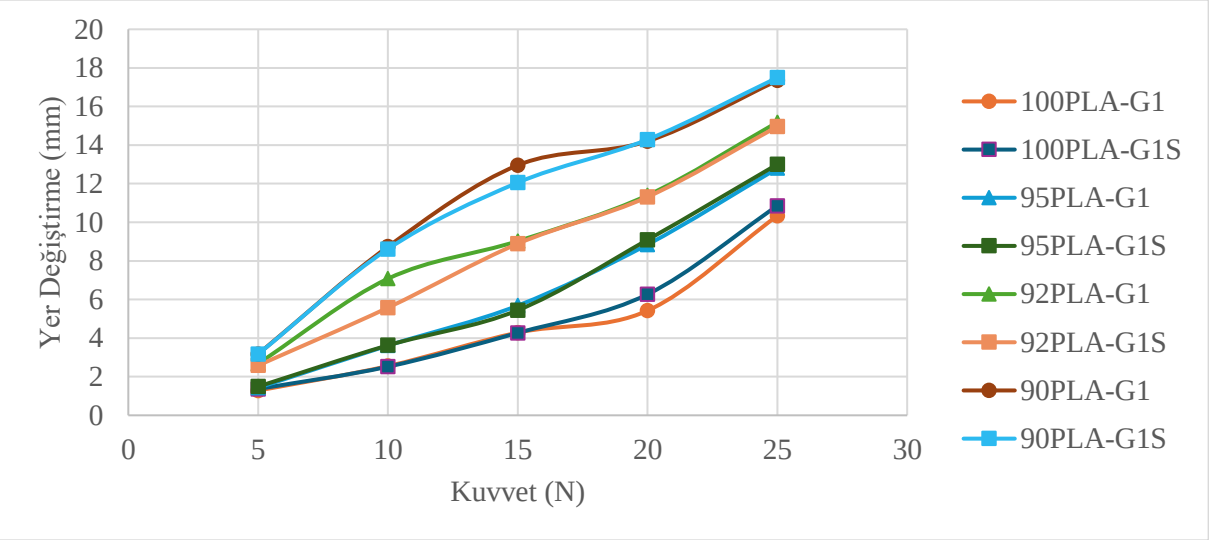
Ek-1.31. 90PLA-Y Serisi Test Çubukları Gerilme-Gerinim Eğrileri



Ek-1.32. 90PLA-Y Serisi Test Çubukları Gerilme-Gerinim Tablosu

	Gerinim -	Gerinim %	90PLA-Y1 Gerilme (N/mm²)	90PLA-Y2 Gerilme (N/mm²)	90PLA-Y3 Gerilme (N/mm²)	90PLA-Y4 Gerilme (N/mm²)
0	0,000	0,000	0,085	0,120	0,010	0,090
15	0,005	0,478	0,072	0,020	0,075	0,010
30	0,010	0,956	2,041	1,930	1,609	1,191
45	0,014	1,434	3,638	3,463	2,830	2,025
60	0,019	1,913	4,728	4,740	3,610	2,614
75	0,024	2,391	6,647	6,502	4,983	3,492
90	0,029	2,869	8,196	8,117	6,363	4,416
110	0,035	3,506	10,728	10,354	8,133	5,781
125	0,040	3,984	12,530	12,292	9,703	6,875
140	0,045	4,463	14,546	14,176	11,107	8,011
155	0,049	4,941	16,156	15,580	12,335	8,697
170	0,054	5,419	18,171	17,487	13,919	9,888
185	0,059	5,897	20,207	19,540	15,403	11,032
200	0,064	6,375	22,445	21,721	17,101	12,238
215	0,069	6,853	23,808	23,198	18,284	12,874
230	0,073	7,331	25,207	24,677	19,350	13,785
245	0,078	7,809	26,444	25,683	20,399	14,507
260	0,083	8,288	26,198	25,301	20,121	14,170
275	0,088	8,766	26,133	25,406	20,110	14,223
300	0,096	9,563	25,793	25,188	19,774	14,057
315	0,100	10,041	25,069	24,214	19,116	13,567
330	0,105	10,519	23,684	23,579	18,236	12,885
345	0,110	10,997	22,36		17,17	12,17
360	0,115	11,475	20,90		16,11	11,32
		Gerilme Değişim Oranları:		2,878%	22,860%	45,141%

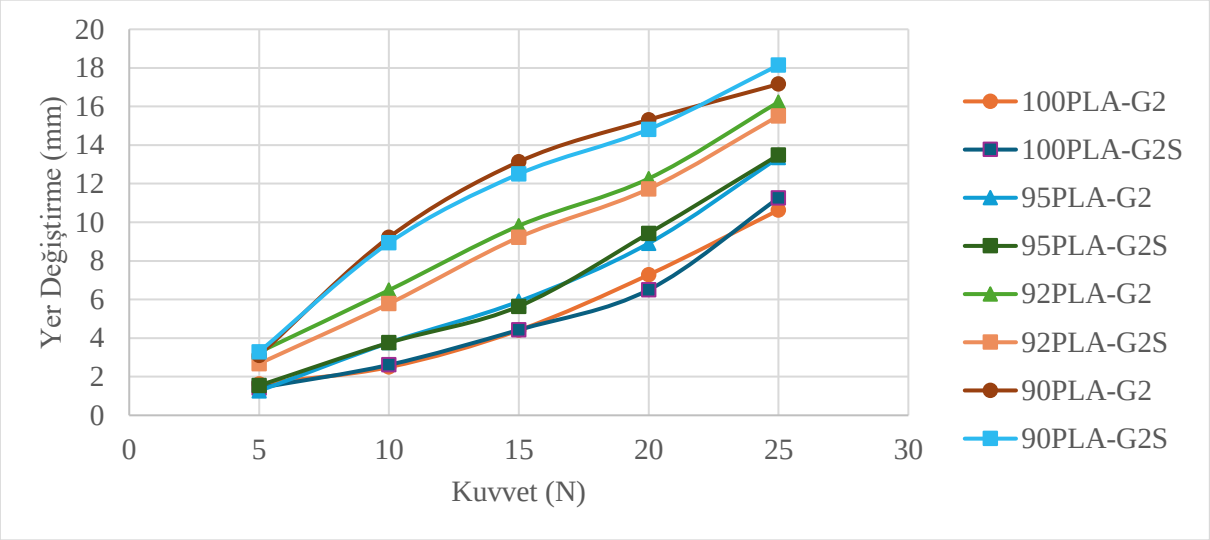
Ek-2.1. PLA-G1 Serisi AFO'ların Yükler Altında Yer Değiştirme Eğrileri



Ek-2.2 PLA-G1 Serisi AFO'ların Yükler Altında Yer Değiştirme Tablosu

Numune Kodu	Uygulanan Kuvvet (N)	Yer Değ. 1 (mm)	Yer Değ. 2 (mm)	Yer Değ. 3 (mm)	Ort. Yer Değ. (mm)	Simülasyon Ölçümleri (mm)
100PLA-G1	5N	1,44	1,15	1,26	1,283	1,365
100PLA-G1	10N	2,52	2,55	2,58	2,550	2,520
100PLA-G1	15N	4,31	4,26	4,29	4,287	4,269
100PLA-G1	20N	5,51	5,34	5,42	5,423	6,270
100PLA-G1	25N	10,24	10,46	10,32	10,340	10,855
95PLA-G1	5N	1,43	1,28	1,56	1,423	1,488
95PLA-G1	10N	3,75	3,47	3,62	3,613	3,625
95PLA-G1	15N	5,98	5,32	5,75	5,683	5,443
95PLA-G1	20N	8,86	8,75	8,93	8,847	9,092
95PLA-G1	25N	12,41	13,29	12,69	12,797	13,005
92PLA-G1	5N	2,53	2,66	2,84	2,677	2,582
92PLA-G1	10N	6,86	6,43	7,94	7,077	5,576
92PLA-G1	15N	8,93	8,81	9,34	9,027	8,891
92PLA-G1	20N	10,92	11,79	11,49	11,400	11,314
92PLA-G1	25N	15,32	15,47	14,76	15,183	14,96
90PLA-G1	5N	3,11	3,14	3,26	3,170	3,170
90PLA-G1	10N	8,72	8,93	8,56	8,737	8,616
90PLA-G1	15N	12,24	13,42	13,21	12,957	12,055
90PLA-G1	20N	13,57	14,68	14,36	14,203	14,288
90PLA-G1	25N	16,98	17,16	17,89	17,343	17,495

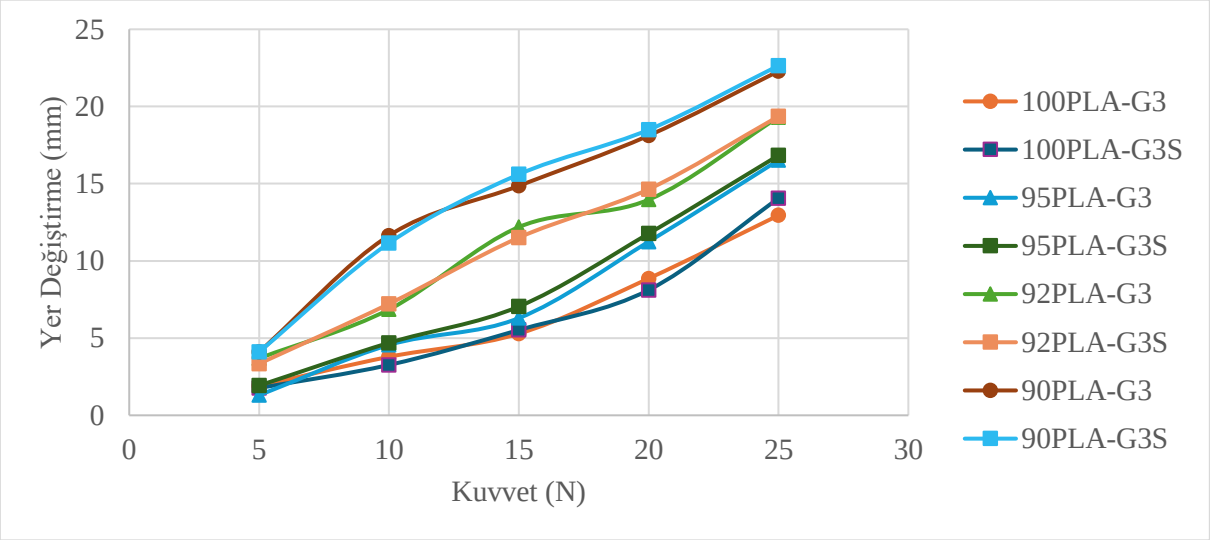
Ek-2.3 PLA-G2 Serisi AFO'ların Yükler Altında Yer Değiştirme Eğrileri



Ek-2.4 PLA-G2 Serisi AFO'ların Yükler Altında Yer Değiştirme Tablosu

Numune Kodu	Uygulanan Kuvvet (N)	Yer Değ. 1 (mm)	Yer Değ. 2 (mm)	Yer Değ. 3 (mm)	Ort. Yer Değ. (mm)	Simülasyon Ölçümleri (mm)
100PLA-G2	5N	1,57	1,61	1,69	1,623	1,416
100PLA-G2	10N	2,40	2,56	2,53	2,497	2,613
100PLA-G2	15N	4,46	4,18	4,58	4,407	4,427
100PLA-G2	20N	6,92	7,54	7,38	7,280	6,502
100PLA-G2	25N	10,20	10,79	10,90	10,632	11,257
95PLA-G2	5N	1,43	1,13	1,22	1,259	1,543
95PLA-G2	10N	3,97	3,20	4,10	3,759	3,759
95PLA-G2	15N	6,41	5,71	5,58	5,901	5,644
95PLA-G2	20N	8,99	8,76	8,98	8,909	9,428
95PLA-G2	25N	13,16	13,98	12,91	13,350	13,486
92PLA-G2	5N	3,02	3,44	3,35	3,269	2,678
92PLA-G2	10N	6,32	6,99	6,14	6,482	5,782
92PLA-G2	15N	9,59	9,78	10,09	9,819	9,220
92PLA-G2	20N	12,56	12,27	11,96	12,265	11,733
92PLA-G2	25N	16,37	16,45	15,86	16,228	15,514
90PLA-G2	5N	2,94	3,24	3,14	3,106	3,287
90PLA-G2	10N	9,04	9,76	8,87	9,220	8,935
90PLA-G2	15N	13,16	12,69	13,56	13,137	12,501
90PLA-G2	20N	15,03	15,47	15,43	15,311	14,817
90PLA-G2	25N	16,64	18,06	16,78	17,160	18,142

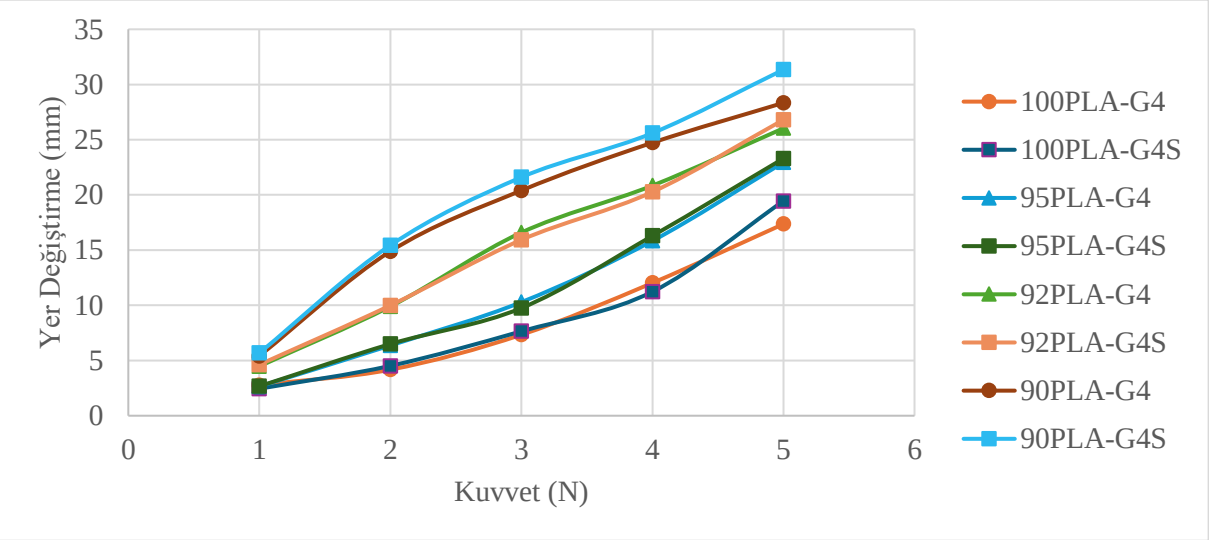
Ek-2.5 PLA-G3 Serisi AFO'ların Yükler Altında Yer Değiştirme Eğrileri



Ek-2.6 PLA-G3 Serisi AFO'ların Yükler Altında Yer Değiştirme Tablosu

Numune Kodu	Uygulanan Kuvvet (N)	Yer Değ. 1 (mm)	Yer Değ. 2 (mm)	Yer Değ. 3 (mm)	Ort. Yer Değ. (mm)	Simülasyon Ölçümleri (mm)
100PLA-G3	5N	2,20	1,97	1,54	1,904	1,767
100PLA-G3	10N	3,56	3,79	4,02	3,790	3,262
100PLA-G3	15N	5,47	5,30	5,09	5,286	5,525
100PLA-G3	20N	9,46	8,27	8,86	8,863	8,115
100PLA-G3	25N	13,26	12,75	12,84	12,952	14,050
95PLA-G3	5N	1,24	1,29	1,37	1,299	1,926
95PLA-G3	10N	4,08	4,48	5,11	4,557	4,692
95PLA-G3	15N	5,77	6,38	6,72	6,293	7,045
95PLA-G3	20N	10,91	10,92	11,90	11,243	11,768
95PLA-G3	25N	16,46	17,04	16,06	16,520	16,833
92PLA-G3	5N	3,57	3,99	3,50	3,689	3,342
92PLA-G3	10N	7,05	7,36	6,14	6,852	7,217
92PLA-G3	15N	12,07	12,16	12,34	12,190	11,508
92PLA-G3	20N	13,67	14,95	13,28	13,965	14,644
92PLA-G3	25N	19,21	19,63	19,09	19,310	19,363
90PLA-G3	5N	4,49	3,55	4,25	4,098	4,103
90PLA-G3	10N	11,04	11,27	12,62	11,640	11,152
90PLA-G3	15N	15,14	14,42	15,03	14,863	15,603
90PLA-G3	20N	17,21	18,91	18,23	18,116	18,493
90PLA-G3	25N	21,33	22,09	23,45	22,287	22,644

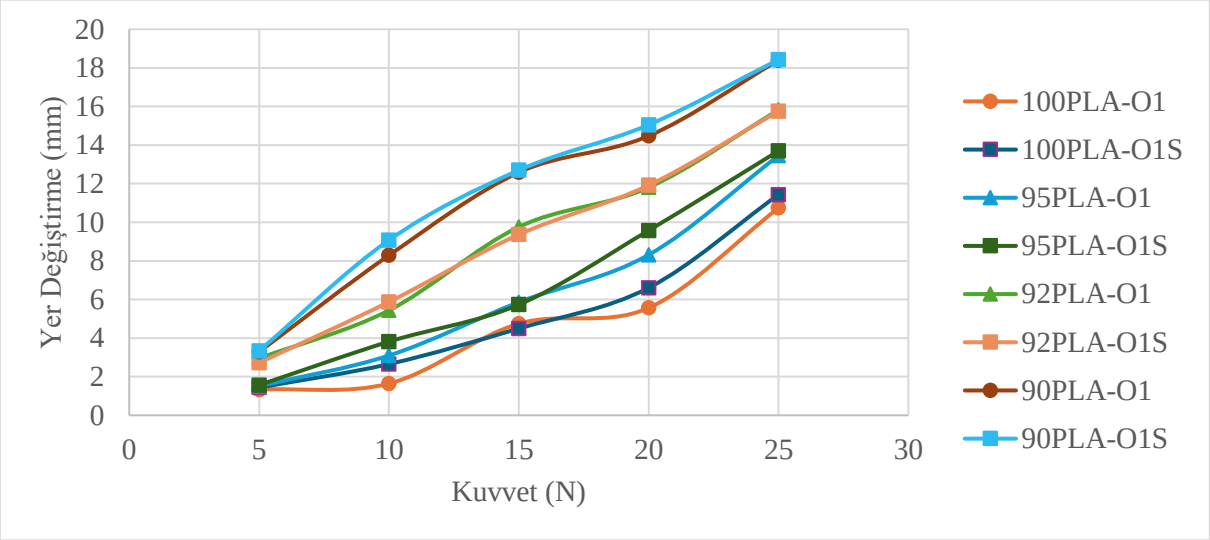
Ek-2.7 PLA-G4 Serisi AFO'ların Yükler Altında Yer Değiştirme Eğrileri



Ek-2.8 PLA-G4 Serisi AFO'ların Yükler Altında Yer Değiştirme Tablosu

Numune Kodu	Uygulanan Kuvvet (N)	Yer Değ. 1 (mm)	Yer Değ. 2 (mm)	Yer Değ. 3 (mm)	Ort. Yer Değ. (mm)	Simülasyon Ölçümleri (mm)
100PLA-G4	5N	3,00	2,83	2,50	2,776	2,446
100PLA-G4	10N	4,72	3,82	3,97	4,170	4,515
100PLA-G4	15N	7,26	7,24	7,50	7,332	7,649
100PLA-G4	20N	12,13	11,33	12,63	12,029	11,234
100PLA-G4	25N	17,83	17,11	17,15	17,362	19,448
95PLA-G4	5N	1,97	2,54	3,45	2,651	2,666
95PLA-G4	10N	6,21	6,84	6,05	6,366	6,495
95PLA-G4	15N	10,57	10,06	10,23	10,288	9,752
95PLA-G4	20N	16,59	15,00	15,93	15,838	16,290
95PLA-G4	25N	23,02	23,51	22,29	22,942	23,300
92PLA-G4	5N	4,36	3,98	5,09	4,477	4,626
92PLA-G4	10N	10,06	10,18	9,45	9,896	9,990
92PLA-G4	15N	16,37	16,04	17,36	16,592	15,930
92PLA-G4	20N	21,64	20,80	20,09	20,843	20,271
92PLA-G4	25N	25,23	26,67	26,21	26,034	26,803
90PLA-G4	5N	4,98	5,96	5,29	5,413	5,680
90PLA-G4	10N	14,35	14,53	15,78	14,885	15,437
90PLA-G4	15N	19,31	20,64	21,25	20,400	21,598
90PLA-G4	20N	22,31	26,73	25,15	24,729	25,599
90PLA-G4	25N	22,31	30,35	32,35	28,339	31,345

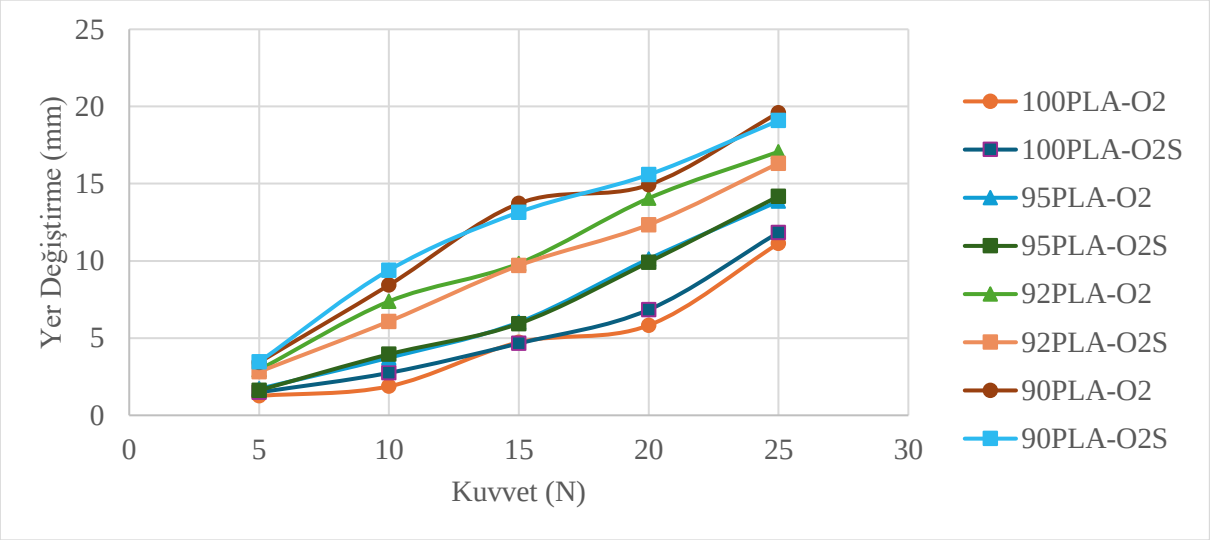
Ek-2.9 PLA-O1 Serisi AFO'ların Yükler Altında Yer Değiştirme Eğrileri



Ek-2.10 PLA-O Serisi AFO'ların Yükler Altında Yer Değiştirme Tablosu

Numune Kodu	Uygulanan Kuvvet (N)	Yer Değ. 1 (mm)	Yer Değ. 2 (mm)	Yer Değ. 3 (mm)	Ort. Yer Değ. (mm)	Simülasyon Ölçümleri (mm)
100PLA-O1	5N	1,11	1,51	1,37	1,333	1,438
100PLA-O1	10N	1,32	1,84	1,78	1,644	2,655
100PLA-O1	15N	4,37	4,87	5,00	4,746	4,497
100PLA-O1	20N	5,39	5,71	5,60	5,565	6,605
100PLA-O1	25N	10,30	11,13	10,80	10,741	11,434
95PLA-O1	5N	1,33	1,52	1,68	1,511	1,567
95PLA-O1	10N	3,14	3,11	3,04	3,098	3,819
95PLA-O1	15N	6,01	5,94	5,64	5,862	5,734
95PLA-O1	20N	8,11	8,59	8,24	8,315	9,577
95PLA-O1	25N	13,47	13,70	13,20	13,456	13,699
92PLA-O1	5N	2,93	3,00	2,91	2,948	2,720
92PLA-O1	10N	5,22	5,78	5,31	5,437	5,874
92PLA-O1	15N	9,52	9,70	10,06	9,759	9,366
92PLA-O1	20N	11,88	12,25	11,28	11,806	11,918
92PLA-O1	25N	15,77	16,60	15,09	15,821	15,759
90PLA-O1	5N	2,83	3,50	3,54	3,288	3,339
90PLA-O1	10N	8,00	8,31	8,54	8,286	9,076
90PLA-O1	15N	12,51	12,57	12,68	12,586	12,699
90PLA-O1	20N	14,25	15,01	14,16	14,474	15,051
90PLA-O1	25N	18,51	17,62	19,05	18,396	18,429

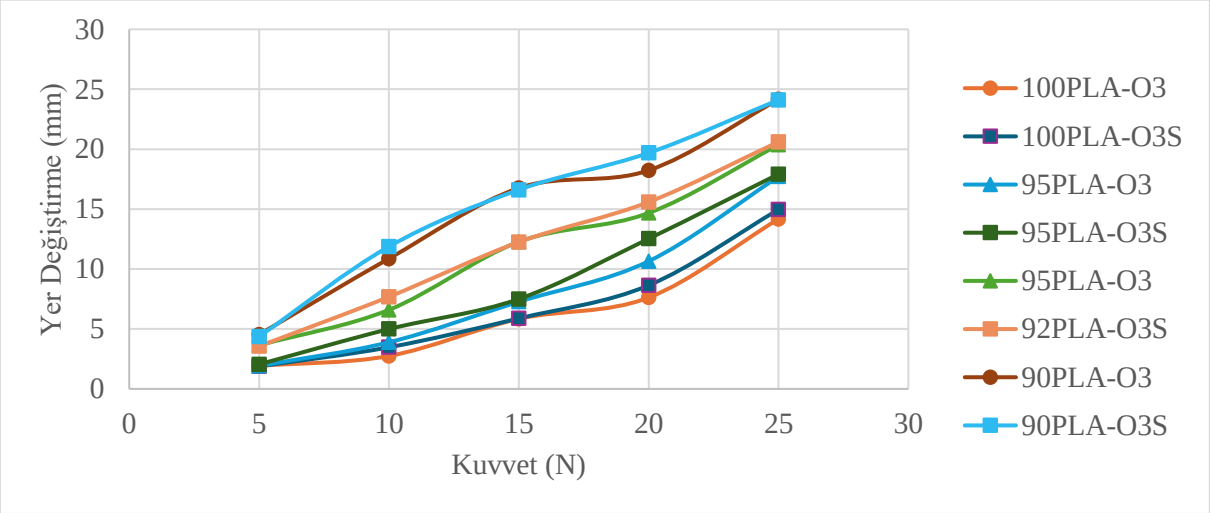
Ek-2.11 PLA-O2 Serisi AFO'ların Yükler Altında Yer Değiştirme Eğrileri



Ek-2.12 PLA-O2 Serisi AFO'ların Yükler Altında Yer Değiştirme Tablosu

Numune Kodu	Uygulanan Kuvvet (N)	Yer Değ. 1 (mm)	Yer Değ. 2 (mm)	Yer Değ. 3 (mm)	Ort. Yer Değ. (mm)	Simülasyon Ölçümleri (mm)
100PLA-O2	5N	1,35	0,78	1,64	1,256	1,489
100PLA-O2	10N	1,78	2,08	1,77	1,878	2,749
100PLA-O2	15N	5,08	4,31	4,78	4,725	4,657
100PLA-O2	20N	5,31	5,66	6,51	5,829	6,840
100PLA-O2	25N	10,64	11,02	11,73	11,130	11,842
95PLA-O2	5N	1,58	1,90	1,67	1,717	1,623
95PLA-O2	10N	3,88	3,50	3,80	3,729	3,955
95PLA-O2	15N	6,19	5,83	6,05	6,023	5,938
95PLA-O2	20N	10,07	10,14	10,16	10,124	9,919
95PLA-O2	25N	13,68	14,17	13,74	13,863	14,188
92PLA-O2	5N	2,66	2,77	3,42	2,950	2,817
92PLA-O2	10N	6,93	6,79	8,41	7,377	6,083
92PLA-O2	15N	10,14	9,64	9,72	9,835	9,700
92PLA-O2	20N	14,44	13,54	14,19	14,055	12,343
92PLA-O2	25N	17,21	17,11	16,89	17,068	16,320
90PLA-O2	5N	3,89	3,35	3,05	3,430	3,458
90PLA-O2	10N	8,53	8,14	8,63	8,434	9,400
90PLA-O2	15N	13,25	13,01	14,89	13,716	13,151
90PLA-O2	20N	15,10	15,05	14,62	14,922	15,587
90PLA-O2	25N	19,25	19,95	19,58	19,594	19,086

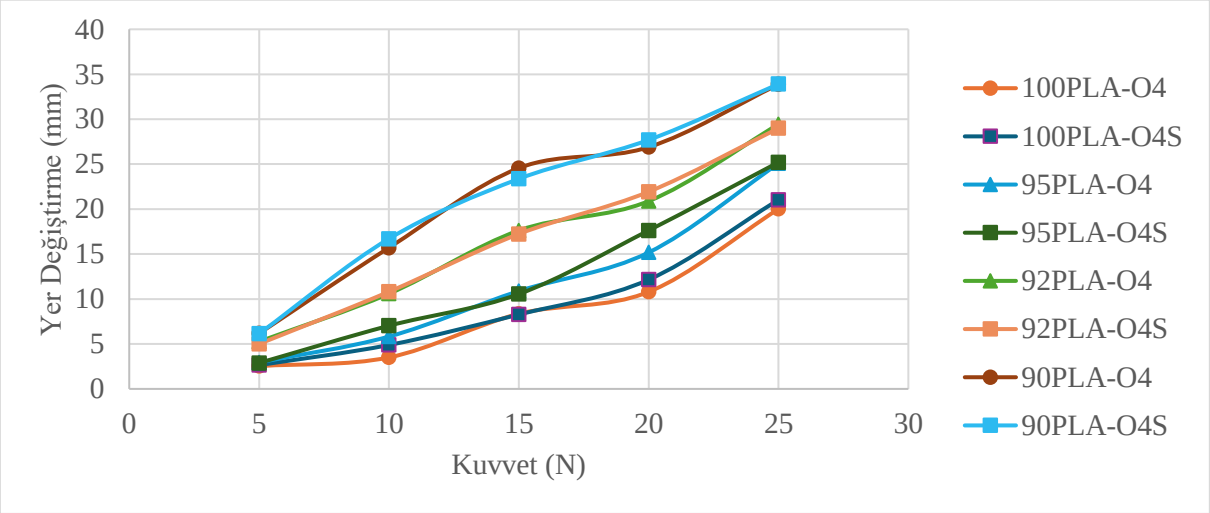
Ek-2.13 PLA-O3 Serisi AFO'ların Yükler Altında Yer Değiştirme Eğrileri



Ek-2.14 PLA-O3 Serisi AFO'ların Yükler Altında Yer Değiştirme Tablosu

Numune Kodu	Uygulanan Kuvvet (N)	Yer Değ. 1 (mm)	Yer Değ. 2 (mm)	Yer Değ. 3 (mm)	Ort. Yer Değ. (mm)	Simülasyon Ölçümleri (mm)
100PLA-O3	5N	2,29	1,91	1,58	1,925	1,881
100PLA-O3	10N	3,09	2,83	2,33	2,748	3,472
100PLA-O3	15N	5,92	6,18	5,43	5,845	5,882
100PLA-O3	20N	7,59	7,53	7,75	7,623	8,640
100PLA-O3	25N	13,94	14,07	14,51	14,173	14,957
95PLA-O3	5N	1,73	1,67	2,37	1,921	2,050
95PLA-O3	10N	3,85	3,92	3,90	3,891	4,995
95PLA-O3	15N	6,88	7,42	7,51	7,271	7,500
95PLA-O3	20N	10,54	10,09	11,33	10,652	12,528
95PLA-O3	25N	17,58	18,38	17,17	17,710	17,920
92PLA-O3	5N	3,54	3,60	3,78	3,641	3,558
92PLA-O3	10N	6,60	6,43	6,76	6,595	7,683
92PLA-O3	15N	11,93	12,30	12,59	12,273	12,251
92PLA-O3	20N	14,96	14,95	14,11	14,675	15,590
92PLA-O3	25N	20,36	20,47	20,24	20,354	20,614
90PLA-O3	5N	4,55	4,71	4,36	4,538	4,368
90PLA-O3	10N	11,14	10,53	10,93	10,869	11,872
90PLA-O3	15N	17,09	16,79	16,40	16,758	16,611
90PLA-O3	20N	18,31	17,55	18,84	18,231	19,688
90PLA-O3	25N	23,78	24,02	24,63	24,144	24,107

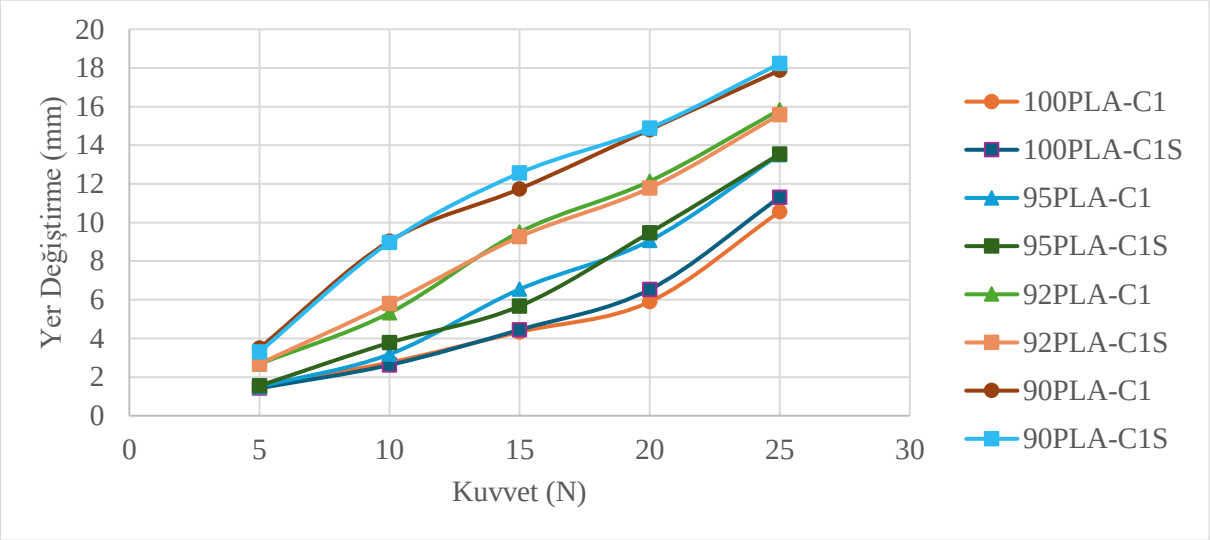
Ek-2.15 PLA-O4 Serisi AFO'ların Yükler Altında Yer Değiştirme Eğrileri



Ek-2.16 PLA-O4 Serisi AFO'ların Yükler Altında Yer Değiştirme Tablosu

Numune Kodu	Uygulanan Kuvvet (N)	Yer Değ. 1 (mm)	Yer Değ. 2 (mm)	Yer Değ. 3 (mm)	Ort. Yer Değ. (mm)	Simülasyon Ölçümleri (mm)
100PLA-O4	5N	3,28	1,76	2,55	2,531	2,646
100PLA-O4	10N	3,44	3,76	3,31	3,502	4,884
100PLA-O4	15N	8,32	8,30	8,45	8,355	8,274
100PLA-O4	20N	10,21	10,98	11,18	10,791	12,152
100PLA-O4	25N	20,07	19,81	20,17	20,016	21,039
95PLA-O4	5N	3,27	2,42	3,14	2,944	2,884
95PLA-O4	10N	5,71	5,96	5,80	5,822	7,026
95PLA-O4	15N	12,28	9,68	10,69	10,883	10,550
95PLA-O4	20N	15,21	15,05	15,26	15,174	17,622
95PLA-O4	25N	24,36	25,94	24,93	25,077	25,206
92PLA-O4	5N	4,68	5,41	5,69	5,260	5,004
92PLA-O4	10N	10,63	10,15	10,98	10,587	10,807
92PLA-O4	15N	17,74	17,34	17,79	17,621	17,232
92PLA-O4	20N	20,51	20,51	21,63	20,886	21,929
92PLA-O4	25N	29,90	29,96	28,44	29,435	28,995
90PLA-O4	5N	6,48	5,62	6,41	6,168	6,144
90PLA-O4	10N	15,86	16,01	15,25	15,703	16,699
90PLA-O4	15N	23,55	24,56	25,57	24,562	23,365
90PLA-O4	20N	26,65	26,22	27,82	26,893	27,693
90PLA-O4	25N	33,46	32,79	35,35	33,865	33,909

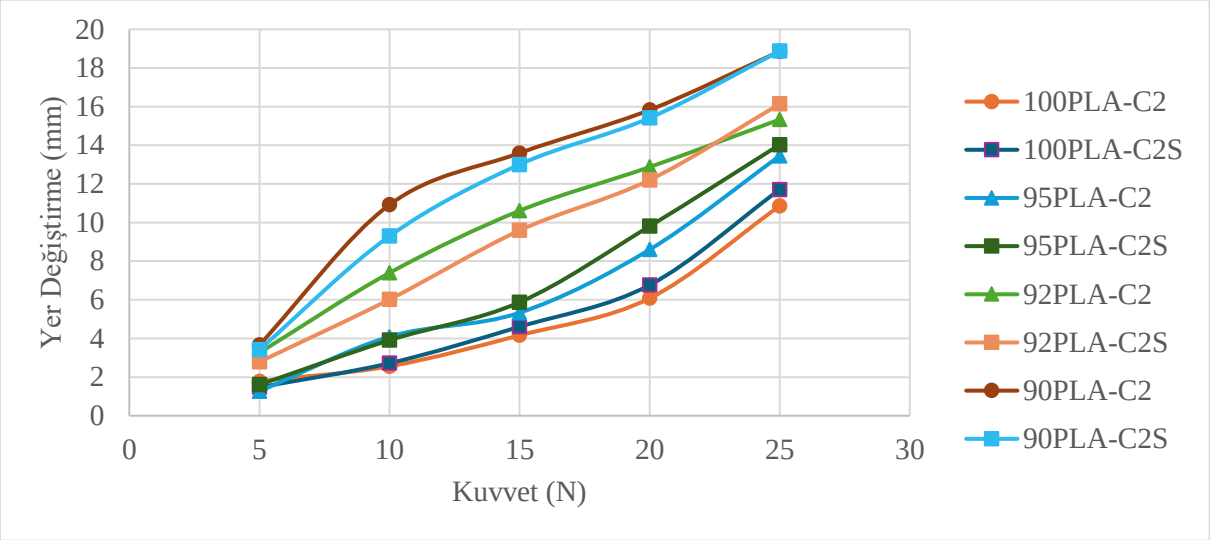
Ek-2.17 PLA-C1 Serisi AFO'ların Yükler Altında Yer Değiştirme Eğrileri



Ek-2.18 PLA-C1 Serisi AFO'ların Yükler Altında Yer Değiştirme Tablosu

Numune Kodu	Uygulanan Kuvvet (N)	Yer Değ. 1 (mm)	Yer Değ. 2 (mm)	Yer Değ. 3 (mm)	Ort. Yer Değ. (mm)	Simülasyon Ölçümleri (mm)
100PLA-C1	5N	1,93	1,53	1,18	1,549	1,422
100PLA-C1	10N	2,51	3,09	2,66	2,754	2,625
100PLA-C1	15N	4,43	4,51	4,06	4,336	4,447
100PLA-C1	20N	5,75	6,02	5,91	5,895	6,531
100PLA-C1	25N	10,52	10,67	10,49	10,560	11,307
95PLA-C1	5N	1,40	1,04	2,05	1,498	1,550
95PLA-C1	10N	3,16	3,31	3,06	3,180	3,776
95PLA-C1	15N	6,09	7,83	5,71	6,542	5,669
95PLA-C1	20N	9,35	8,99	8,85	9,063	9,470
95PLA-C1	25N	13,30	13,88	13,37	13,516	13,546
92PLA-C1	5N	2,87	2,31	2,84	2,673	2,689
92PLA-C1	10N	5,24	4,86	5,86	5,319	5,808
92PLA-C1	15N	9,43	8,85	10,22	9,499	9,261
92PLA-C1	20N	11,82	12,22	12,36	12,134	11,785
92PLA-C1	25N	16,11	15,91	15,47	15,830	15,582
90PLA-C1	5N	3,02	3,62	3,83	3,493	3,302
90PLA-C1	10N	9,30	9,09	8,71	9,034	8,974
90PLA-C1	15N	11,13	12,34	11,75	11,739	12,556
90PLA-C1	20N	13,73	15,38	15,31	14,806	14,882
90PLA-C1	25N	17,82	17,54	18,26	17,875	18,223

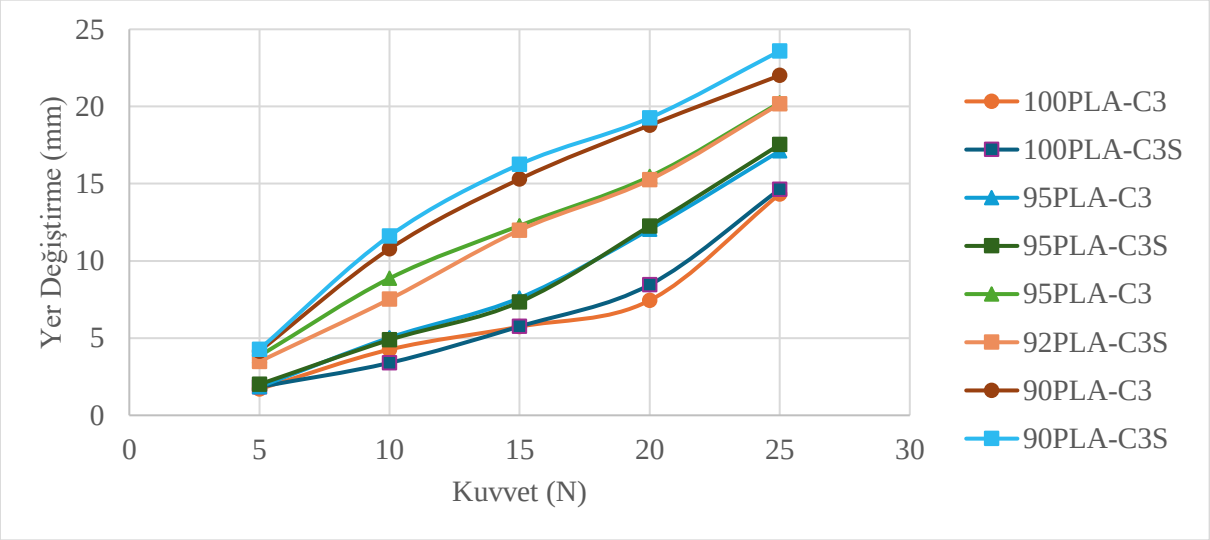
Ek-2.19 PLA-C2 Serisi AFO'ların Yükler Altında Yer Değiştirme Eğrileri



Ek-2.20 PLA-C2 Serisi AFO'ların Yükler Altında Yer Değiştirme Tablosu

Numune Kodu	Uygulanan Kuvvet (N)	Yer Değ. 1 (mm)	Yer Değ. 2 (mm)	Yer Değ. 3 (mm)	Ort. Yer Değ. (mm)	Simülasyon Ölçümleri (mm)
100PLA-C2	5N	1,68	1,77	1,90	1,784	1,472
100PLA-C2	10N	2,30	2,44	2,93	2,557	2,718
100PLA-C2	15N	4,27	4,09	4,12	4,161	4,604
100PLA-C2	20N	5,75	6,18	6,30	6,078	6,763
100PLA-C2	25N	11,52	11,32	9,74	10,858	11,708
95PLA-C2	5N	1,04	1,19	1,57	1,268	1,605
95PLA-C2	10N	4,36	3,69	4,21	4,088	3,910
95PLA-C2	15N	4,24	5,99	5,76	5,330	5,871
95PLA-C2	20N	8,07	8,97	8,76	8,598	9,806
95PLA-C2	25N	13,37	14,84	12,13	13,445	14,027
92PLA-C2	5N	2,98	3,19	3,61	3,259	2,785
92PLA-C2	10N	6,98	7,16	8,03	7,391	6,014
92PLA-C2	15N	9,96	11,30	10,57	10,608	9,590
92PLA-C2	20N	13,46	12,65	12,50	12,870	12,203
92PLA-C2	25N	15,42	14,97	15,60	15,330	16,135
90PLA-C2	5N	3,06	3,88	4,04	3,660	3,419
90PLA-C2	10N	11,19	11,17	10,40	10,917	9,293
90PLA-C2	15N	12,67	14,16	13,95	13,593	13,002
90PLA-C2	20N	14,28	16,21	16,99	15,825	15,411
90PLA-C2	25N	18,61	18,23	19,72	18,856	18,869

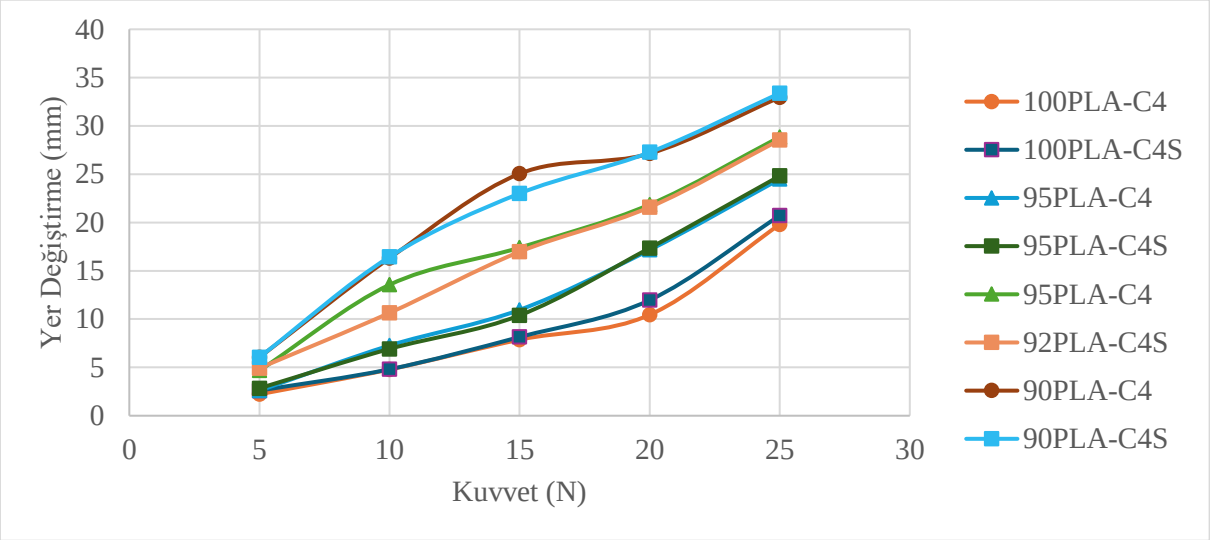
Ek-2.21 PLA-C3 Serisi AFO'ların Yükler Altında Yer Değiştirme Eğrileri



Ek-2.22 PLA-C3 Serisi AFO'ların Yükler Altında Yer Değiştirme Tablosu

Numune Kodu	Uygulanan Kuvvet (N)	Yer Değ. 1 (mm)	Yer Değ. 2 (mm)	Yer Değ. 3 (mm)	Ort. Yer Değ. (mm)	Simülasyon Ölçümleri (mm)
100PLA-C3	5N	1,85	1,51	1,72	1,697	1,840
100PLA-C3	10N	3,92	4,86	4,00	4,259	3,398
100PLA-C3	15N	5,47	5,75	6,01	5,740	5,756
100PLA-C3	20N	7,84	7,57	6,91	7,440	8,454
100PLA-C3	25N	14,34	14,22	14,44	14,334	14,635
95PLA-C3	5N	1,69	1,18	2,64	1,838	2,006
95PLA-C3	10N	5,10	5,12	4,85	5,026	4,887
95PLA-C3	15N	7,63	7,11	8,05	7,598	7,339
95PLA-C3	20N	12,18	11,60	12,35	12,040	12,258
95PLA-C3	25N	16,35	17,67	17,32	17,117	17,534
92PLA-C3	5N	3,40	3,76	4,36	3,839	3,481
92PLA-C3	10N	8,63	9,01	8,97	8,867	7,518
92PLA-C3	15N	11,80	12,38	12,67	12,282	11,987
92PLA-C3	20N	14,71	15,80	15,87	15,458	15,254
92PLA-C3	25N	20,37	20,41	19,96	20,244	20,170
90PLA-C3	5N	3,85	4,70	3,92	4,155	4,274
90PLA-C3	10N	10,26	11,00	11,07	10,777	11,616
90PLA-C3	15N	14,98	15,57	15,34	15,296	16,253
90PLA-C3	20N	17,80	19,51	19,05	18,786	19,264
90PLA-C3	25N	22,04	21,41	22,58	22,009	23,588

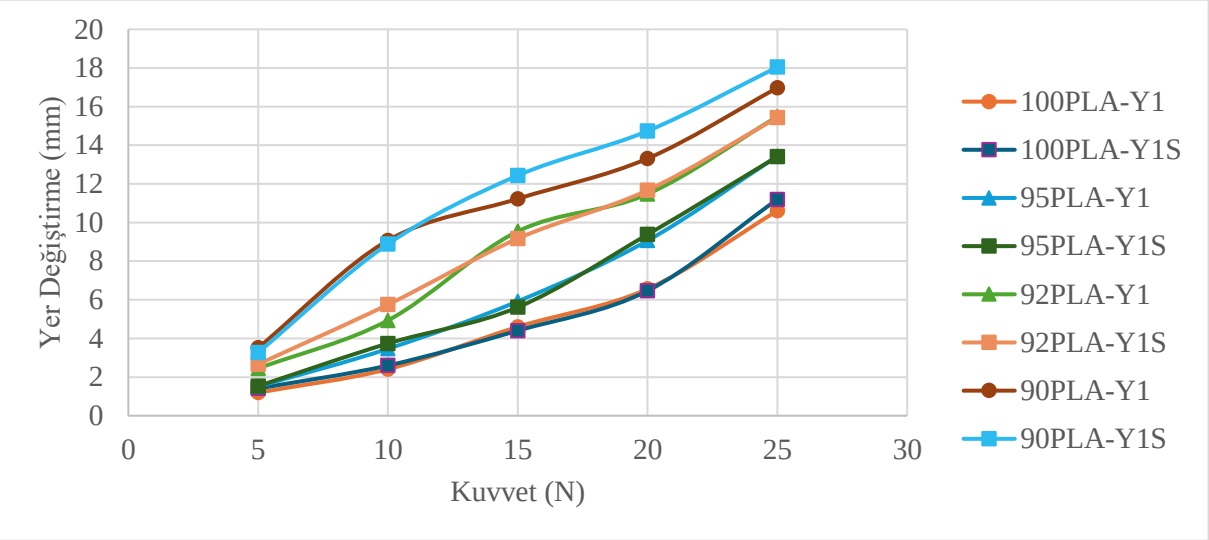
Ek-2.23 PLA-C4 Serisi AFO'ların Yükler Altında Yer Değiştirme Eğrileri



Ek-2.24 PLA-C4 Serisi AFO'ların Yükler Altında Yer Değiştirme Tablosu

Numune Kodu	Uygulanan Kuvvet (N)	Yer Değ. 1 (mm)	Yer Değ. 2 (mm)	Yer Değ. 3 (mm)	Ort. Yer Değ. (mm)	Simülasyon Ölçümleri (mm)
100PLA-C4	5N	2,93	1,81	1,93	2,222	2,605
100PLA-C4	10N	5,19	4,30	4,85	4,783	4,809
100PLA-C4	15N	7,63	8,32	7,66	7,869	8,146
100PLA-C4	20N	10,69	10,45	10,20	10,445	11,964
100PLA-C4	25N	20,16	19,33	19,90	19,797	20,713
95PLA-C4	5N	2,38	2,99	2,43	2,599	2,839
95PLA-C4	5N	7,46	7,08	7,24	7,263	6,917
95PLA-C4	5N	11,92	9,91	11,04	10,958	10,386
95PLA-C4	5N	17,38	16,81	17,30	17,160	17,349
95PLA-C4	5N	23,83	25,16	24,47	24,488	24,816
92PLA-C4	5N	4,79	4,40	4,83	4,671	4,927
92PLA-C4	5N	13,11	12,82	14,72	13,551	10,640
92PLA-C4	5N	17,72	16,71	17,76	17,396	16,966
92PLA-C4	5N	20,80	23,00	21,77	21,856	21,589
92PLA-C4	5N	28,65	29,49	28,42	28,853	28,547
90PLA-C4	5N	5,85	6,32	5,94	6,037	6,049
90PLA-C4	5N	16,11	16,88	15,93	16,307	16,441
90PLA-C4	5N	23,67	26,22	25,25	25,044	23,003
90PLA-C4	5N	25,54	27,83	28,03	27,137	27,264
90PLA-C4	5N	32,96	32,21	33,70	32,959	33,384

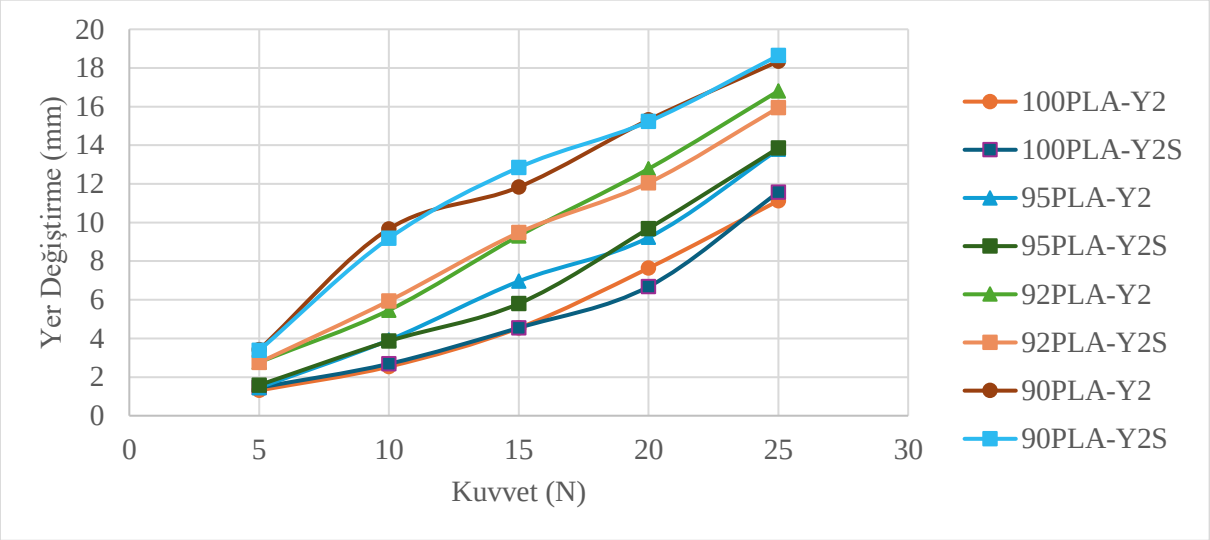
Ek-2.25 PLA-Y1 Serisi AFO'ların Yükler Altında Yer Değiştirme Eğrileri



Ek-2.26 PLA-Y1 Serisi AFO'ların Yükler Altında Yer Değiştirme Tablosu

Numune Kodu	Uygulanan Kuvvet (N)	Yer Değ. 1 (mm)	Yer Değ. 2 (mm)	Yer Değ. 3 (mm)	Ort. Yer Değ. (mm)	Simülasyon Ölçümleri (mm)
100PLA-Y1	5N	1,96	0,97	0,66	1,195	1,408
100PLA-Y1	10N	2,33	1,94	2,96	2,409	2,599
100PLA-Y1	15N	4,87	4,17	4,76	4,599	4,403
100PLA-Y1	20N	6,36	7,16	6,15	6,561	6,466
100PLA-Y1	25N	10,67	10,52	10,63	10,607	11,195
95PLA-Y1	5N	1,74	1,87	0,92	1,508	1,535
95PLA-Y1	10N	3,63	3,03	3,74	3,465	3,738
95PLA-Y1	15N	6,48	5,41	5,86	5,918	5,613
95PLA-Y1	20N	9,60	8,44	9,14	9,060	9,377
95PLA-Y1	25N	13,16	14,15	12,98	13,430	13,412
92PLA-Y1	5N	2,98	2,05	2,31	2,447	2,663
92PLA-Y1	10N	5,54	4,28	4,97	4,932	5,750
92PLA-Y1	15N	9,77	9,16	9,69	9,541	9,169
92PLA-Y1	20N	11,41	12,66	10,34	11,472	11,668
92PLA-Y1	25N	15,47	16,03	14,95	15,483	15,428
90PLA-Y1	5N	3,44	3,86	3,24	3,512	3,269
90PLA-Y1	10N	8,98	9,28	8,95	9,072	8,886
90PLA-Y1	15N	11,07	11,39	11,22	11,226	12,432
90PLA-Y1	20N	13,36	12,78	13,80	13,312	14,735
90PLA-Y1	25N	16,03	17,07	17,81	16,971	18,042

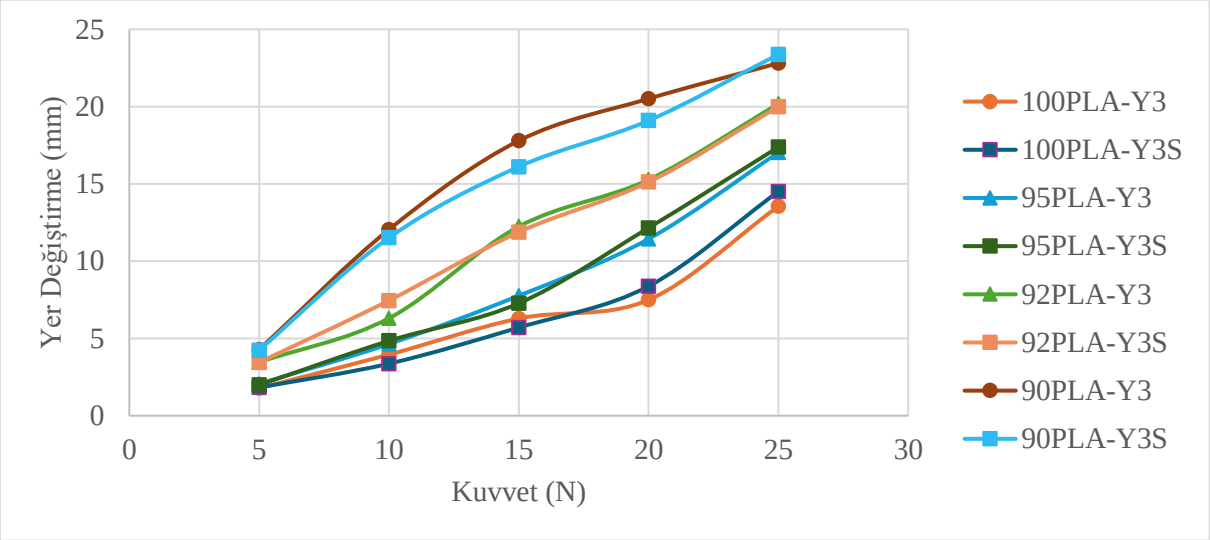
Ek-2.27 PLA-Y2 Serisi AFO'ların Yükler Altında Yer Değiştirme Eğrileri



Ek-2.28 PLA-Y2 Serisi AFO'ların Yükler Altında Yer Değiştirme Tablosu

Numune Kodu	Uygulanan Kuvvet (N)	Yer Değ. 1 (mm)	Yer Değ. 2 (mm)	Yer Değ. 3 (mm)	Ort. Yer Değ. (mm)	Simülasyon Ölçümleri (mm)
100PLA-Y2	5N	1,68	1,02	1,23	1,308	1,454
100PLA-Y2	10N	2,09	2,59	2,95	2,540	2,685
100PLA-Y2	15N	4,15	4,57	4,90	4,541	4,549
100PLA-Y2	20N	7,56	8,26	7,10	7,639	6,681
100PLA-Y2	25N	11,46	11,07	10,85	11,126	11,566
95PLA-Y2	5N	1,29	0,80	2,26	1,450	1,585
95PLA-Y2	10N	4,01	3,87	3,86	3,914	3,863
95PLA-Y2	15N	8,04	7,16	5,67	6,955	5,800
95PLA-Y2	20N	9,31	8,98	9,39	9,225	9,688
95PLA-Y2	25N	12,91	14,36	14,08	13,782	13,857
92PLA-Y2	5N	3,15	2,74	2,40	2,764	2,751
92PLA-Y2	10N	5,83	4,77	5,78	5,461	5,941
92PLA-Y2	15N	9,36	9,21	9,35	9,306	9,474
92PLA-Y2	20N	13,83	12,45	12,05	12,776	12,055
92PLA-Y2	25N	16,11	17,01	17,30	16,805	15,940
90PLA-Y2	5N	3,41	4,03	2,81	3,416	3,378
90PLA-Y2	10N	9,41	10,18	9,40	9,665	9,181
90PLA-Y2	15N	11,93	11,84	11,74	11,835	12,845
90PLA-Y2	20N	14,31	15,92	15,71	15,310	15,224
90PLA-Y2	25N	17,39	18,33	19,29	18,340	18,641

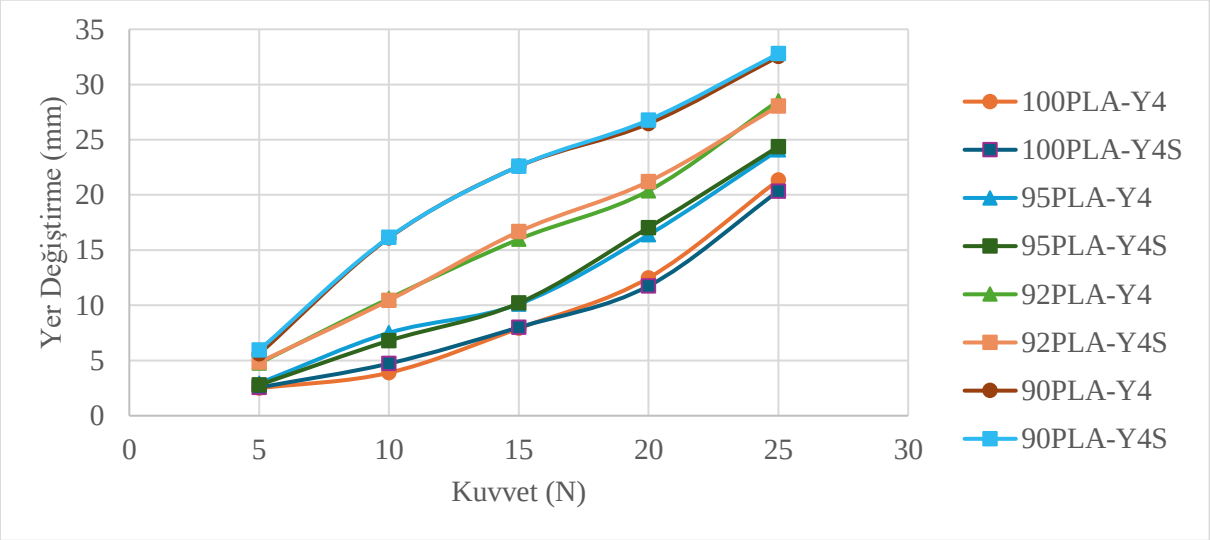
Ek-2.29 PLA-Y3 Serisi AFO'ların Yükler Altında Yer Değiştirme Eğrileri



Ek-2.30 PLA-Y3 Serisi AFO'ların Yükler Altında Yer Değiştirme Tablosu

Numune Kodu	Uygulanan Kuvvet (N)	Yer Değ. 1 (mm)	Yer Değ. 2 (mm)	Yer Değ. 3 (mm)	Ort. Yer Değ. (mm)	Simülasyon Ölçümleri (mm)
100PLA-Y3	5N	2,09	1,72	1,55	1,786	1,824
100PLA-Y3	10N	4,01	3,93	3,91	3,950	3,367
100PLA-Y3	15N	6,96	6,80	5,10	6,289	5,704
100PLA-Y3	20N	7,91	7,46	7,11	7,494	8,378
100PLA-Y3	25N	14,00	13,43	13,21	13,547	14,504
95PLA-Y3	5N	2,00	1,60	2,58	2,064	1,988
95PLA-Y3	10N	5,34	4,08	4,51	4,640	4,844
95PLA-Y3	15N	7,36	7,61	8,32	7,761	7,273
95PLA-Y3	20N	11,57	11,45	11,28	11,432	12,148
95PLA-Y3	25N	16,87	17,16	17,04	17,024	17,377
92PLA-Y3	5N	3,23	3,04	4,12	3,464	3,450
92PLA-Y3	10N	6,20	6,09	6,62	6,304	7,451
92PLA-Y3	15N	12,32	11,22	13,18	12,238	11,880
92PLA-Y3	20N	14,82	16,00	14,99	15,267	15,117
92PLA-Y3	25N	20,26	21,17	19,10	20,174	19,989
90PLA-Y3	5N	4,79	4,24	3,79	4,274	4,236
90PLA-Y3	10N	11,72	12,45	11,95	12,042	11,512
90PLA-Y3	15N	16,53	18,53	18,31	17,789	16,108
90PLA-Y3	20N	20,19	20,90	20,42	20,507	19,091
90PLA-Y3	25N	22,67	22,42	23,34	22,810	23,376

Ek-2.31 PLA-Y4 Serisi AFO'ların Yükler Altında Yer Değiştirme Eğrileri



Ek-2.32 PLA-Y4 Serisi AFO'ların Yükler Altında Yer Değiştirme Tablosu

Numune Kodu	Uygulanan Kuvvet (N)	Yer Değ. 1 (mm)	Yer Değ. 2 (mm)	Yer Değ. 3 (mm)	Ort. Yer Değ. (mm)	Simülasyon Ölçümleri (mm)
100PLA-Y4	5N	3,03	2,15	2,28	2,488	2,559
100PLA-Y4	10N	4,07	3,93	3,67	3,893	4,723
100PLA-Y4	15N	8,21	7,75	7,80	7,919	8,002
100PLA-Y4	20N	12,43	12,60	12,42	12,485	11,752
100PLA-Y4	25N	21,40	20,42	22,20	21,337	20,346
95PLA-Y4	5N	3,05	2,40	3,38	2,942	2,789
95PLA-Y4	10N	7,69	7,15	7,68	7,506	6,795
95PLA-Y4	15N	10,87	9,30	10,16	10,109	10,202
95PLA-Y4	20N	16,38	16,08	16,68	16,378	17,042
95PLA-Y4	25N	23,60	24,93	23,66	24,063	24,376
92PLA-Y4	5N	4,55	4,15	5,56	4,751	4,840
92PLA-Y4	10N	10,00	10,48	11,35	10,611	10,452
92PLA-Y4	15N	14,60	15,44	17,91	15,982	16,665
92PLA-Y4	20N	19,01	20,41	21,70	20,374	21,207
92PLA-Y4	25N	29,17	28,46	27,94	28,521	28,041
90PLA-Y4	5N	5,72	5,36	5,69	5,590	5,942
90PLA-Y4	10N	15,85	16,94	15,52	16,102	16,150
90PLA-Y4	15N	22,39	23,14	22,24	22,591	22,596
90PLA-Y4	20N	25,75	27,29	26,34	26,460	26,781
90PLA-Y4	25N	32,05	31,74	33,80	32,530	32,792

KAYNAKLAR

[1] D. van der Wilk, J.M. Hijmans, K. Postema, G.J. Verkerke, A user-centered qualitative study on experiences with ankle-foot orthoses and suggestions for improved design, *Prosthetics and Orthotics International*. 42 (2018) 121-128. doi:10.1177/0309364616683981/.

[2] S. Alsancak, H. Altınkaynak, S. Güner, Sosyal Güvenlik Kurumu verilerine göre Türkiye'de hastaya özel yapılarak uygulanan profitez ve ortezlerin sayısal çeşitlilik analizi, *Fizyoterapi Rehabilitasyon*. 99 (2013).

[3] TİTCK - Türkiye İlaç ve Tıbbi Cihaz Kurumu, (t.y.). https://www.titck.gov.tr/kurumsal/stratejikplan (erişim 14 Ekim 2023).

[4] R.K. Chen, Y. an Jin, J. Wensman, A. Shih, Additive manufacturing of custom orthoses and prostheses—A review, *Additive Manufacturing*. 12 (2016) 77-89. doi:10.1016/J.ADDMA.2016.04.002.

[5] A. Demeco, R. Foresti, A. Frizziero, N. Daracchi, F. Renzi, M. Rovellini, A. Salerno, C. Martini, L. Pelizzari, C. Costantino, The Upper Limb Orthosis in the Rehabilitation of Stroke Patients: The Role of 3D Printing, *Bioengineering 2023, Vol. 10, Page 1256*. 10 (2023) 1256. doi:10.3390/BIOENGINEERING10111256.

[6] M. Walbran, K. Turner, A.J. McDaid, Customized 3D printed ankle-foot orthosis with adaptable carbon fibre composite spring joint, *Cogent Engineering*. 3 (2016) 1227022. doi:10.1080/23311916.2016.1227022.

[7] J.T. Cavanaugh, N. Stergiou, Gait variability: A theoretical framework for gait analysis and biomechanics, *Biomechanics and Gait Analysis*. 274 (2020) 251.

[8] C. Kirtley, M.W. Whittle, R.J. Jefferson, Influence of walking speed on gait parameters, *Journal of Biomedical Engineering*. 7 (1985) 282-288. doi:10.1016/0141-5425(85)90055-X.

[9] S.S. Zulkifli, W.P. Loh, A state-of-the-art review of foot pressure, *Foot and Ankle Surgery*. 26 (2020) 25-32.

[10] M. Jacquelin Perry, Gait analysis: normal and pathological function, *New Jersey: SLACK*. (2010).

[11] J.D. Ortega, C.T. Farley, Minimizing center of mass vertical movement increases metabolic cost in walking, *Journal of applied physiology*. 99 (2005) 2099-2107.

[12] J.A. DeLisa, Gait analysis in the science of rehabilitation, *Diane Publishing*, 1998.

[13] M. Schünke, E. Schulte, U. Schumacher, L.M. Ross, E.D. Lamperti, Thieme atlas of anatomy: general anatomy and musculoskeletal system, *Thieme Medical Publishers, Incorporated*, 2014.

[14] J. Stebbins, M. Harrington, C. Stewart, Clinical gait analysis 1973–2023: Evaluating progress to guide the future, *Journal of Biomechanics*. (2023) 111827.

[15] R. Baker, The history of gait analysis before the advent of modern computers, *Gait & Posture*. 26 (2007) 331-342. doi:https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2006.10.014.

[16] M. Gabel, R. Gilad-Bachrach, E. Renshaw, A. Schuster, Full body gait analysis with Kinect, içinde: *2012 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, IEEE*, 2012: ss. 1964-1967.

[17] T.T.H. Duong, Toward Real-Life Gait Analysis Using Wearable Sensors, Stevens Institute of Technology, 2023.

[18] J.K. Gronley, J. Perry, Gait analysis techniques: Rancho los amigos hospital gait laboratory, *Physical Therapy*. 64 (1984) 1831-1838.

[19] Y. Wang, Q. Tan, F. Pu, D. Boone, M. Zhang, A Review of the Application of Additive Manufacturing in Prosthetic and Orthotic Clinics from a Biomechanical Perspective, *Engineering*. 6 (2020) 1258-1266. doi:10.1016/J.ENG.2020.07.019.

[20] J. Colditz, Principles of splinting and splint prescription, *Surgery of the hand and upper extremity*. (1996) 2389-2410. https://bracelab.com/wp/wp-content/uploads/Principles-of-Splinting-and-Splint-Prescription.pdf.

[21] Y.A. Jin, J. Plott, R. Chen, J. Wensman, A. Shih, Additive Manufacturing of Custom Orthoses and Prostheses – A Review, *Procedia CIRP*. 36 (2015) 199-204. doi:10.1016/J.PROCIR.2015.02.125.

[22] J. Edelstein, C. Wong, Physical rehabilitation, *Physical Rehabilitation. 7th Ed. Philadelphia: FA Davis*. (2019) 1292-1297.

[23] C. Kobak, A.Y. Ali, A. Işıtan, Türkiye'de Ortez Protez, Kullanımı ve Üretim Aşamaları, içinde: *ISAS2019*, 2019: ss. 411-415. http://www.set-science.com/manage/uploads/ISAS2019-ENS_0042/SETSCI_ISAS2019-ENS_0042_0078.pdf (erişim 24 Kasım 2022).

[24] R.J. Bowers, Non-articulated ankle-foot orthoses (R2), içinde: *Report of a consensus conference on the orthotic management of stroke patients, ISPO*, 2004.

[25] K. Ross, R. Bowers, Best practice statement: use of ankle-foot orthoses following stroke, içinde: *British Association of Prosthetists and Orthotists Annual Conference*, 2009: ss. 1-60.

[26] E. Condie, R.J. Bowers, Lower limb orthoses for persons who have had a stroke, *Atlas of orthoses and assistive devices*. (2008) 433-440.

[27] M.M. Lusardi, M. Jorge, C.C. Nielsen, Orthotics and prosthetics in rehabilitation-e-book, *Elsevier Health Sciences*, 2012.

[28] B.M. Coppard, H. Lohman, Introduction to Orthotics E-Book: A Clinical Reasoning and Problem-Solving Approach, *Elsevier Health Sciences*, 2019.

[29] K. Landorf, A.M. Keenan, R. Louise Rushworth, Foot orthosis prescription habits of Australian and New Zealand podiatric physicians, *Journal of the American Podiatric Medical Association*. 91 (2001) 174-183. doi:10.7547/87507315-91-4-174.

[30] C.E. Dombroski, M.E.R. Balsdon, A. Froats, The use of a low cost 3D scanning and printing tool in the manufacture of custom-made foot orthoses: a preliminary study, *BMC research notes*. 7 (2014). doi:10.1186/1756-0500-7-443.

[31] E.S. Schrank, S.J. Stanhope, Dimensional accuracy of ankle-foot orthoses constructed by rapid customization and manufacturing framework, *Journal of rehabilitation research and development*. 48 (2011) 31-42. doi:10.1682/JRRD.2009.12.0195.

[32] V. Chuter, C. Payne, K.M.-J. of the American, undefined 2003, Variability of neutral-position casting of the foot, *Am Podiatric Med Assoc*. (t.y.). https://japmaonline.org/view/journals/apms/93/1/87507315-93-1-1.xml (erişim 01 Kasım 2023).

[33] R. Silva, A. Veloso, N. Alves, C. Fernandes, P. Morouço, A Review of Additive Manufacturing Studies for Producing Customized Ankle-Foot Orthoses, *Bioengineering (Basel, Switzerland)*. 9 (2022). doi:10.3390/BIOENGINEERING9060249.

[34] Y.H. Cha, K.H. Lee, H.J. Ryu, I.W. Joo, A. Seo, D.H. Kim, S.J. Kim, Ankle-Foot Orthosis Made by 3D Printing Technique and Automated Design Software, *Applied bionics and biomechanics*. 2017 (2017). doi:10.1155/2017/9610468.

[35] M. Farhan, J.Z. Wang, P. Bray, J. Burns, T.L. Cheng, Comparison of 3D scanning versus traditional methods of capturing foot and ankle morphology for the fabrication of orthoses: a systematic review, *Journal of foot and ankle research*. 14 (2021). doi:10.1186/S13047-020-00442-8.

[36] A. Nouri, L. Wang, Y. Li, C. Wen, Materials and Manufacturing for Ankle–Foot Orthoses: A Review, *Advanced Engineering Materials*. 25 (2023). doi:10.1002/adem.202300238.

[37] R. Chen, Y. Jin, J. Wensman, A.S.-A. manufacturing, undefined 2016, Additive manufacturing of custom orthoses and prostheses—A review, *Elsevier*. (t.y.). https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S2214860416300550 (erişim 01 Kasım 2023).

[38] Z. Liu, P. Zhang, M. Yan, Y. Xie, G. Huang, Additive manufacturing of specific ankle-foot orthoses for persons after stroke: A preliminary study based on gait analysis data, *Mathematical biosciences and engineering : MBE*. 16 (2019) 8134-8143. doi:10.3934/MBE.2019410.

[39] S. Telfer, J. Pallari, J. Munguia, K. Dalgarno, M. McGeough, J. Woodburn, Embracing additive manufacture: implications for foot and ankle orthosis design, *BMC musculoskeletal disorders*. 13 (2012). doi:10.1186/1471-2474-13-84.

[40] B. Soares, I. Ribeiro, G. Cardeal, M. Leite, H. Carvalho, P. Peças, Social life cycle performance of additive manufacturing in the healthcare industry: the orthosis and prosthesis cases, *International Journal of Computer Integrated Manufacturing*. 34 (2021) 327-340. doi:10.1080/0951192X.2021.1872100.

[41] J.R.C. Dizon, C.C.L. Gache, H.M.S. Cascolan, L.T. Cancino, R.C. Advincula, Post-Processing of 3D-Printed Polymers, *Technologies 2021, Vol. 9, Page 61*. 9 (2021) 61. doi:10.3390/TECHNOLOGIES9030061.

[42] A. Malakizadi, D. Mallipeddi, S. Dadbakhsh, R. M'Saoubi, P. Krajnik, Post-processing of additively manufactured metallic alloys – A review, *International Journal of Machine Tools and Manufacture*. 179 (2022) 103908. doi:10.1016/J.IJMACHTOOLS.2022.103908.

[43] M.S. Alqahtani, A. Al-Tamimi, H. Almeida, G. Cooper, P. Bartolo, A review on the use of additive manufacturing to produce lower limb orthoses, *Progress in Additive Manufacturing*. 5 (2020) 85-94. doi:10.1007/S40964-019-00104-7/FIGURES/11.

[44] R.K. Chen, Y. an Jin, J. Wensman, A. Shih, Additive manufacturing of custom orthoses and prostheses-A review, *Additive Manufacturing*. 12 (2016) 77-89. doi:10.1016/J.ADDMA.2016.04.002.

[45] H.K. Banga, P. Kalra, R.M. Belokar, R. Kumar, Customized design and additive manufacturing of kids' ankle foot orthosis, *Rapid Prototyping Journal*. 26 (2020) 1677-1685. doi:10.1108/RPJ-07-2019-0194.

[46] E. Wojciechowski, A.Y. Chang, D. Balassone, J. Ford, T.L. Cheng, D. Little, M.P. Menezes, S. Hogan, J. Burns, Feasibility of designing, manufacturing and delivering 3D printed ankle-foot orthoses: a systematic review, *Journal of foot and ankle research*. 12 (2019). doi:10.1186/S13047-019-0321-6.

[47] D.J.-C.O. and R. Research®, undefined 1998, Prescription footwear for arthritis of the foot and ankle, *journals.lww.com*. (t.y.). https://journals.lww.com/clinorthop/fulltext/1998/04000/prescription_footwear_for_arthritis_of_the_foot.13.aspx (erişim 03 Kasım 2023).

[48] A. Vaish, R. Vaish, 3D printing and its applications in Orthopedics, *Journal of clinical orthopaedics and trauma*. 9 (2018) S74-S75. doi:10.1016/J.JCOT.2018.02.003.

[49] A. Kumar, D.C.-C.E. and Technology, undefined 2022, Adopting additive manufacturing as a cleaner fabrication framework for topologically optimized orthotic devices: Implications over sustainable rehabilitation, *Elsevier*. (t.y.). https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S2666790822001641 (erişim 03 Kasım 2023).

[50] J. Paton, R.B. Jones, E. Stenhouse, G. Bruce, The physical characteristics of materials used in the manufacture of orthoses for patients with diabetes, *Foot & ankle international*. 28 (2007) 1057-1063. doi:10.3113/FAI.2007.1057.

[51] D. Bourell, M.C. Leu, Materials for additive manufacturing, *Elsevier*. (2017). doi:10.1016/j.cirp.2017.05.009.

[52] F.S. Shahar, M. Thariq, H. Sultan, A. Umaira, M. Shah, P. Malaysia, M. Syafiqah, N.A. Safri, A comparative analysis between conventional manufacturing and additive manufacturing of ankle-foot orthosis, *ph02.tci-thaijo.orgFS Shahar, MTH Sultan, AUM*

Shah, SNA SafriApplied Science and Engineering Progress, 2020•ph02.tci-thaijo.org. 13 (2020) 96-103. doi:10.14416/j.asep.2020.03.002.

[53] J. Barrios-Muriel, F. Romero-Sánchez, F.J. Alonso-Sánchez, D.R. Salgado, Advances in Orthotic and Prosthetic Manufacturing: A Technology Review, *Materials (Basel, Switzerland)*. 13 (2020). doi:10.3390/MA13020295.

[54] A. Nouri, A. Rohani Shirvan, Y. Li, C. Wen, Additive manufacturing of metallic and polymeric load-bearing biomaterials using laser powder bed fusion: A review, *Journal of Materials Science and Technology*. 94 (2021) 196-215. doi:10.1016/J.JMST.2021.03.058.

[55] J.B. Webster, D.P. Murphy, Atlas of Orthoses and Assistive Devices E-Book, 2017. https://books.google.com/books?hl=en&lr=&id=6RNBDwAAQBAJ&oi=fnd&pg=PP1&ots=rx_Ak8vxBZ&sig=EBQN29qH82P0ziDNkEaeeVsnD4A (erişim 03 Kasım 2023).

[56] F.S. Shahar, M.T. Hameed Sultan, S.H. Lee, M. Jawaid, A.U. Md Shah, S.N.A. Safri, P.N. Sivasankaran, A review on the orthotics and prosthetics and the potential of kenaf composites as alternative materials for ankle-foot orthosis, *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*. 99 (2019) 169-185. doi:10.1016/J.JMBBM.2019.07.020.

[57] W.R., D.J.A., B.J.R., B.W.L., C.J.R.L.R. (Lawrence R.B.M.L. Frontera, Delisa's Physical medicine and rehabilitation : principles and practice, *(No Title)*. (t.y.). https://cir.nii.ac.jp/crid/1130282269382457088 (erişim 03 Kasım 2023).

[58] K. Chui, M. Jorge, S. Yen, M. Lusardi, Orthotics and Prosthetics in Rehabilitation E-Book, 2019. https://books.google.com/books?hl=en&lr=&id=J-WgDwAAQBAJ&oi=fnd&pg=PP1&ots=L-WsOD5YLv&sig=S1zkk4hVBXIWXOzIXvO2LU7dTSA (erişim 03 Kasım 2023).

[59] R. Narayan, Encyclopedia of biomedical engineering, 2018. https://books.google.com/books?hl=en&lr=&id=ZORyDwAAQBAJ&oi=fnd&pg=PP1&ots=hgPflSdBpA&sig=cl3ubQmPxWwy8DCDl3mkv5ffKi4 (erişim 04 Kasım 2023).

[60] Aortha Leather-tec Orthotic Covering Rolls - Clean, waste reducing, convenient solution for foot orthotic and insole covers, (t.y.). https://www.algeos.com.au/leather-tec_orthotic_covering_rolls.html (erişim 04 Kasım 2023).

[61] S. Islam, B. Butola, Advances in Functional and Protective Textiles, 2020. https://books.google.com/books?hl=en&lr=&id=YWPRDwAAQBAJ&oi=fnd&pg=PP1&ots=zaDFbAzQOb&sig=ZCHtYE9hBcrxZsamvN7GWFgGnJ0 (erişim 04 Kasım 2023).

[62] Orthotic Cork Sheets - JMS Plastics Supply, (t.y.). https://jmsplastics.com/product/orthotic-cork-sheets/ (erişim 04 Kasım 2023).

[63] M. Jawaid, A. Hamdan, M. Sultan, Structural health monitoring system for synthetic, hybrid and natural fiber composites, 2021.

https://link.springer.com/content/pdf/10.1007/978-981-15-8840-2.pdf (erişim 04 Kasım 2023).

[64] H. Kalita, D. Zindani, Design, Development, and Optimization of Bio-mechatronic Engineering Products, 2019. doi:10.4018/978-1-5225-8235-9.ch009.

[65] A. Shirvan, A. Nouri, A.S.-E.P. Journal, undefined 2022, A perspective on the wet spinning process and its advancements in biomedical sciences, *Elsevier*. (t.y.). https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0014305722006851 (erişim 04 Kasım 2023).

[66] I. Mondal, Antimicrobial Textiles from Natural Resources, 2021. https://books.google.com/books?hl=en&lr=&id=5F4BEAAAQBAJ&oi=fnd&pg=PP1&ots=nuhkHMzp-9&sig=uD9N4RtZkugNyNVye9jn8CY5YhA (erişim 04 Kasım 2023).

[67] K.H. Do, J.C. Song, J.H. Kim, G.S. Jung, S.W. Seo, Y.K. Kim, S.M. Son, S.H. Jang, Effect of a hybrid ankle foot orthosis made of polypropylene and fabric in chronic hemiparetic stroke patients, *American journal of physical medicine & rehabilitation*. 93 (2014) 130-137. doi:10.1097/PHM.0B013E3182A92F85.

[68] N.A.M. Radzuan, N.F. Ismail, M.K.F.M. Radzi, Z. Bin Razak, I.B. Tharizi, A.B. Sulong, C.H.C. Haron, N. Muhamad, Kenaf Composites for Automotive Components: Enhancement in Machinability and Moldability, *Polymers*. 11 (2019). doi:10.3390/POLYM11101707.

[69] I. Yusuff, N. Sarifuddin, A.M. Ali, A review on kenaf fiber hybrid composites: Mechanical properties, potentials, and challenges in engineering applications, *Progress in Rubber, Plastics and Recycling Technology*. 37 (2021) 66-83. doi:10.1177/1477760620953438.

[70] N.I.A. Razak, N.A. Ibrahim, N. Zainuddin, M. Rayung, W.Z. Saad, The influence of chemical surface modification of kenaf fiber using hydrogen peroxide on the mechanical properties of biodegradable kenaf fiber/poly(lactic acid) composites, *Molecules (Basel, Switzerland)*. 19 (2014) 2957-2968. doi:10.3390/MOLECULES19032957.

[71] M. Prajer, M.P. Ansell, Bio-composites for structural applications: Poly-L-lactide reinforced with long sisal fiber bundles, *Journal of Applied Polymer Science*. 131 (2014). doi:10.1002/APP.40999.

[72] A. Rouhani Shirvan, N. Hemmatinejad, A. Bashari, PET-Cell Fibers: Synthetic with Natural Effects, Surface Modification of PET Fibers with Luffa Nanowhiskers, *Journal of Polymers and the Environment*. 25 (2017) 453-464. doi:10.1007/S10924-016-0820-5.

[73] Ankle Foot Orthosis, AF SERVO, for Foot Drop Patients, (t.y.). https://www.afservo.com/ (erişim 04 Kasım 2023).

[74] Y. Choo, M.C.- Healthcare, undefined 2021, Commonly used types and recent development of ankle-foot orthosis: A narrative review, *mdpi.comYJ Choo, MC ChangHealthcare, 2021•mdpi.com*. (2021). doi:10.3390/healthcare9081046.

[75] Y. Sim, Y. Yang, C.Y.-P.T. Korea, undefined 2015, Immediate effect of Fabric Ankle Foot Orthosis on balance in children with unilateral cerebral palsy, *koreascience.krY Sim, Y Yang, C YiPhysical Therapy Korea, 2015•koreascience.kr*. (t.y.). doi:10.12674/ptk.2015.22.2.052.

[76] R. Braddom, Physical medicine and rehabilitation e-book, 2010. https://books.google.com/books?hl=en&lr=&id=dxd4Kcy1StYC&oi=fnd&pg=PP1&ots=UISW8fsEm5&sig=1dwTwrYyG2nt8Bfo0jxWIDRC4_M (erişim 04 Kasım 2023).

[77] A. Rohani Shirvan, A. Nouri, C. Wen, Structural polymer biomaterials, *Structural Biomaterials: Properties, Characteristics, and Selection*. (2021) 395-439. doi:10.1016/B978-0-12-818831-6.00010-0.

[78] H.K. Surmen, N.E. Akalan, Y.Z. Arslan, Design, Manufacture, and Selection of Ankle-Foot-Orthoses, *https://services.igi-global.com/resolvedoi/resolve.aspx?doi=10.4018/978-1-5225-7368-5.ch020*. (1M.S.) 250-266. doi:10.4018/978-1-5225-7368-5.CH020.

[79] O.H. Norton, Ankle Foot Orthoses—Metal vs. Plastic, (t.y.).

[80] M.F. Ashby, Overview No. 80. On the engineering properties of materials, *Acta Metallurgica*. 37 (1989) 1273-1293. doi:10.1016/0001-6160(89)90158-2.

[81] P.V. Solanki, B.A. Sheth, M. Poduval, S.B.A. Sams, Effectiveness of modified ankle foot orthosis of low-temperature thermoplastics in idiopathic congenital talipes equino varus, *Journal of pediatric orthopedics. Part B*. 19 (2010) 353-360. doi:10.1097/BPB.0B013E3283387D16.

[82] K. Bohinc, A. Abram, A. Zore, R. Štukelj, A. Lenarčič, R. Vidrih, A.S. Škapin, Biophysical Properties of Foamed and Solid Polymers Used in Orthotics and Prosthetics, *Materials (Basel, Switzerland)*. 14 (2021). doi:10.3390/MA14226877.

[83] A. Robinson, J. Brodsky, J. Negrine, Core Topics in Foot & Ankle Surgery, 2018. https://books.google.com/books?hl=en&lr=&id=XkFPDwAAQBAJ&oi=fnd&pg=PR6&ots=6gJZTXUEEi&sig=qWCJ2cahAQqbXIAipwZgo5iR6kw (erişim 04 Kasım 2023).

[84] R.H. Jebsen, P.J. Corcoran, B.C. Simons, Clinical experience with a plastic short leg brace., *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*. 51 (1970) 114-119.

[85] J.G.-J.O. Prostet, undefined 1972, The polypropylene solidankle orthosis, *cir.nii.ac.jp*. (t.y.). https://cir.nii.ac.jp/crid/1572824499222533248 (erişim 04 Kasım 2023).

[86] D.J.J. Bregman, V. De Groot, P. Van Diggele, H. Meulman, H. Houdijk, J. Harlaar, Polypropylene ankle foot orthoses to overcome drop-foot gait in central neurological patients: a mechanical and functional evaluation, *Prosthetics and orthotics international*. 34 (2010) 293-304. doi:10.3109/03093646.2010.495969.

[87] T. Sarma, D. Pandey, N. Sahai, R.P. Tewari, Material Selection And Development Of Ankle Foot Orthotic Device, *Materials Today: Proceedings*. 18 (2019) 2509-2514. doi:10.1016/J.MATPR.2019.07.107.

[88] C.G.-L. Magazine, undefined 2011, Trends and techniques in materials, part I: O&P, *lermagazine.comC GronerLer Magazine, 2011•lermagazine.com*. (t.y.). https://lermagazine.com/article/trends-and-techniques-in-materials-part-i-op (erişim 04 Kasım 2023).

[89] K. Balani, V. Verma, A. Agarwal, R. Narayan, Biosurfaces: a materials science and engineering perspective, 2015. https://books.google.com/books?hl=en&lr=&id=eQ5sBgAAQBAJ&oi=fnd&pg=PR3&ots=o4lxIzTH2v&sig=oblVj4hsd7ugrvw02y8VJ373Ugg (erişim 04 Kasım 2023).

[90] A. Slijper, A. Danielsson, C. Willén, Ambulatory Function and Perception of Confidence in Persons with Stroke with a Custom-Made Hinged versus a Standard Ankle Foot Orthosis, *Rehabilitation research and practice*. 2012 (2012) 1-6. doi:10.1155/2012/206495.

[91] P.R. Kubasad, V.A. Gawande, S. Rao Todeti, Y.D. Kamat, N. Vamshi, Design and analysis of a passive ankle foot orthosis by using transient structural method, *iopscience.iop.orgPR Kubasad, VA Gawande, SR Todeti, YD Kamat, N VamshiJournal of Physics: Conference Series, 2020•iopscience.iop.org*. (2020) 12203. doi:10.1088/1742-6596/1706/1/012203.

[92] J. McKinley, M. Zhang, A. Wead, C. Williams, E. Tognoli, C. Beetle, Third party stabilization of unstable coordination in systems of coupled oscillators, *Journal of physics. Conference series*. 2090 (2021). doi:10.1088/1742-6596/2090/1/012167.

[93] Y.A. Jin, J. Plott, R. Chen, J. Wensman, A. Shih, Additive Manufacturing of Custom Orthoses and Prostheses – A Review, *Procedia CIRP*. 36 (2015) 199-204. doi:10.1016/J.PROCIR.2015.02.125.

[94] J.P. Deckers, M. Vermandel, J. Geldhof, E. Vasiliauskaite, M. Forward, F. Plasschaert, Development and clinical evaluation of laser-sintered ankle foot orthoses, *Plastics, Rubber and Composites*. 47 (2018) 42-46. doi:10.1080/14658011.2017.1413760.

[95] M.C. Faustini, R.R. Neptune, R.H. Crawford, S.J. Stanhope, Manufacture of Passive Dynamic ankle-foot orthoses using selective laser sintering, *IEEE transactions on bio-medical engineering*. 55 (2008) 784-790. doi:10.1109/TBME.2007.912638.

[96] H. Oliver-Ortega, J.A. Méndez, F.X. Espinach, Q. Tarrés, M. Ardanuy, P. Mutjé, Impact Strength and Water Uptake Behaviors of Fully Bio-Based PA11-SGW Composites, *Polymers*. 10 (2018). doi:10.3390/POLYM10070717.

[97] A. Salazar, A. Rico, J. Rodríguez, J. Segurado Escudero, R. Seltzer, F. Martin De La Escalera Cutillas, Monotonic loading and fatigue response of a bio-based polyamide PA11 and a petrol-based polyamide PA12 manufactured by selective laser sintering, *European Polymer Journal*. 59 (2014) 36-45. doi:10.1016/J.EURPOLYMJ.2014.07.016.

[98] F.C. Campbell, Fibers and Reinforcements: The String That Provides the Strength, *Manufacturing Processes for Advanced Composites*. (2004) 39-62. doi:10.1016/B978-185617415-2/50003-4.

[99] M.E. Otheguy, A.G. Gibson, E. Findon, R.M. Cripps, A. Ochoa Mendoza, M.T. Aguinaco Castro, Recycling of end-of-life thermoplastic composite boats, *Plastics, Rubber and Composites*. 38 (2009) 406-411. doi:10.1179/146580109X12540995045642.

[100] J. Meredith, E. Bilson, R. Powe, E. Collings, K. Kirwan, A performance versus cost analysis of prepreg carbon fibre epoxy energy absorption structures, *Composite Structures*. 124 (2015) 206-213. doi:10.1016/J.COMPSTRUCT.2015.01.022.

[101] P. Singhal, S. Raghavan, S. Rattan, R.K. Diwan, Recent Trends in Materials and Devices, *Springer Proceedings in Physics*. 178 (2017) 415-424.

[102] T. Yu, Z. Zhang, S. Song, Y. Bai, D. Wu, Tensile and flexural behaviors of additively manufactured continuous carbon fiber-reinforced polymer composites, *Composite Structures*. 225 (2019) 111147. doi:10.1016/J.COMPSTRUCT.2019.111147.

[103] N. Maqsood, M. Rimašauskas, Characterization of carbon fiber reinforced PLA composites manufactured by fused deposition modeling, *Composites Part C: Open Access*. 4 (2021) 100112. doi:10.1016/J.JCOMC.2021.100112.

[104] R. Ma, W. Li, M. Huang, X. Liu, M. Feng, Enhancing strength and toughness of carbon fibers reinforced rigid polyurethane composites with low fiber content, *Polymer Testing*. 71 (2018) 156-162. doi:10.1016/J.POLYMERTESTING.2018.08.030.

[105] A. Olszewski, P. Nowak, P. Kosmela, Ł. Piszczyk, Characterization of Highly Filled Glass Fiber/Carbon Fiber Polyurethane Composites with the Addition of Bio-Polyol Obtained through Biomass Liquefaction, *Materials 2021, Vol. 14, Page 1391*. 14 (2021) 1391. doi:10.3390/MA14061391.

[106] A.U. Sudhin, M. Remanan, G. Ajeesh, K. Jayanarayanan, Comparison of Properties of Carbon Fiber Reinforced Thermoplastic and Thermosetting Composites for Aerospace Applications, *Materials Today: Proceedings*. 24 (2020) 453-462. doi:10.1016/J.MATPR.2020.04.297.

[107] T.P. Sathishkumar, S. Satheeshkumar, J. Naveen, Glass fiber-reinforced polymer composites – a review, *http://dx.doi.org/10.1177/0731684414530790*. 33 (2014) 1258-1275. doi:10.1177/0731684414530790.

[108] P. Morampudi, K.K. Namala, Y.K. Gajjela, M. Barath, G. Prudhvi, Review on glass fiber reinforced polymer composites, *Materials Today: Proceedings*. 43 (2021) 314-319. doi:10.1016/J.MATPR.2020.11.669.

[109] B.D. Khandagale, U. V. Pise, Numerical and experimental investigation of hinged Ankle-Foot-Orthoses (AFO) using composite laminate material for Cerebral Palsy patient, *Materials Today: Proceedings*. 62 (2022) 2070-2080. doi:10.1016/J.MATPR.2022.02.554.

[110] M. Alimusaj, I. Knie, S. Wolf, A. Fuchs, F. Braatz, L. Döderlein, Funktionelle auswirkungen des einsatzes von karbonfedern bei unterschenkelorthesen, *Orthopade*. 36 (2007) 752-756. doi:10.1007/S00132-007-1125-0/FIGURES/3.

[111] K. Hachisuka, K. Makino, F. Wada, S. Saeki, N. Yoshimoto, M. Arai, Clinical application of carbon fibre reinforced plastic leg orthosis for polio survivors and its advantages and disadvantages, *Prosthetics and Orthotics International*. 30 (2006) 129-135. doi:10.1080/03093640600574474.

[112] A. Mnatsakanian, J.T. Kissel, P. Terry, W.M. King, One clinic's experience with carbon fiber orthoses in neuromuscular disease, *Muscle & Nerve*. 55 (2017) 202-205. doi:10.1002/MUS.25233.

[113] C.F. Hovorka, G.F. Kogler, Y.H. Chang, R. Gregor, Material properties and application of biomechanical principles provide significant motion control performance in experimental ankle foot orthosis-footwear combination, *Clinical Biomechanics*. 82 (2021) 105285. doi:10.1016/J.CLINBIOMECH.2021.105285.

[114] E. Kerr, K. Moyes, G. Arnold, T. Drew, Permanent deformation of posterior leaf-spring ankle-foot orthoses: A comparison of different materials, *Journal of Prosthetics and Orthotics*. 23 (2011) 144-148. doi:10.1097/JPO.0B013E3182272941.

[115] Y. Koga, A. Todoroki, Three-dimensionally printed designable joint for carbon fibre reinforced plastics, *Advanced Composite Materials*. 28 (2019) 147-161. doi:10.1080/09243046.2018.1470894.

[116] D. Jiang, R. Hoglund, D.E. Smith, Continuous Fiber Angle Topology Optimization for Polymer Composite Deposition Additive Manufacturing Applications, *Fibers 2019, Vol. 7, Page 14*. 7 (2019) 14. doi:10.3390/FIB7020014.

[117] N. van de Werken, H. Tekinalp, P. Khanbolouki, S. Ozcan, A. Williams, M. Tehrani, Additively manufactured carbon fiber-reinforced composites: State of the art and perspective, *Additive Manufacturing*. 31 (2020) 100962. doi:10.1016/J.ADDMA.2019.100962.

[118] 312,669 G Bedard - US Patent 5, undefined 1994, Thermoplastic composite reinforcement and method for orthotic, prosthetic and other devices, *Google Patents*. (t.y.). https://patents.google.com/patent/US5312669A/en (erişim 05 Kasım 2023).

[119] S. Ramakrishna, J. Mayer, E. Wintermantel, K.W. Leong, Biomedical applications of polymer-composite materials: a review, *Composites Science and Technology*. 61 (2001) 1189-1224. doi:10.1016/S0266-3538(00)00241-4.

[120] B.G. Compton, B.K. Post, C.E. Duty, L. Love, V. Kunc, Thermal analysis of additive manufacturing of large-scale thermoplastic polymer composites, *Additive Manufacturing*. 17 (2017) 77-86. doi:10.1016/J.ADDMA.2017.07.006.

[121] N. Altschuck, C. Bauer, I. Nehring, H. Böhm, M. Jakobeit, A.S. Schröder, V. Mall, N.H. Jung, Efficacy of prefabricated carbon-composite ankle foot orthoses for children with unilateral spastic cerebral palsy exhibiting a drop foot pattern, *Journal of Pediatric Rehabilitation Medicine*. 12 (2019) 171-180. doi:10.3233/PRM-170524.

[122] K.R.-D. Foot, undefined 1998, Orthotic materials: a review of the selection process, *diabetesonthenet.comK RomeDiabetic Foot, 1998•diabetesonthenet.com*. (t.y.). https://diabetesonthenet.com/wp-content/uploads/df1-1-14-9-1.pdf (erişim 05 Kasım 2023).

[123] D. Zou, T. He, M. Dailey, K.E. Smith, M.J. Silva, D.R. Sinacore, M.J. Mueller, M.K. Hastings, Experimental and computational analysis of composite ankle-foot orthosis, *Journal of rehabilitation research and development*. 51 (2014) 1525-1536. doi:10.1682/JRRD.2014-02-0046.

[124] F. Gao, G.G. Bedard, Effects of materials, reinforcement, and heat treatment on thermoplastic solid ankle-foot orthosis mechanical properties: A preliminary study, *Journal of Prosthetics and Orthotics*. 25 (2013) 143-150. doi:10.1097/JPO.0B013E31829C163D.

[125] D.H. Richie, Ankle Foot Orthoses for the Athlete, *Athletic Footwear and Orthoses in Sports Medicine*. (2017) 145-164. doi:10.1007/978-3-319-52136-7_13.

[126] O. Sigmund, K. Maute, Topology optimization approaches: A comparative review, *Structural and Multidisciplinary Optimization*. 48 (2013) 1031-1055. doi:10.1007/S00158-013-0978-6/FIGURES/2.

[127] G.C. Luh, C.Y. Lin, Y.S. Lin, A binary particle swarm optimization for continuum structural topology optimization, *Applied Soft Computing*. 11 (2011) 2833-2844. doi:10.1016/J.ASOC.2010.11.013.

[128] G.I.N. Rozvany, A critical review of established methods of structural topology optimization, *Structural and Multidisciplinary Optimization*. 37 (2009) 217-237. doi:10.1007/S00158-007-0217-0/METRICS.

[129] N.P. Van Dijk, K. Maute, M. Langelaar, F. Van Keulen, Level-set methods for structural topology optimization: A review, *Structural and Multidisciplinary Optimization*. 48 (2013) 437-472. doi:10.1007/S00158-013-0912-Y/FIGURES/13.

[130] J. Podroužek, M. Marcon, K. Ninčević, R. Wan-Wendner, Bio-Inspired 3D Infill Patterns for Additive Manufacturing and Structural Applications, *Materials 2019, Vol. 12, Page 499*. 12 (2019) 499. doi:10.3390/MA12030499.

[131] M.P. Bendsøe, O. Sigmund, Topology Optimization, *Topology Optimization*. (2004). doi:10.1007/978-3-662-05086-6.

[132] M.Y. Wang, X. Wang, D. Guo, A level set method for structural topology optimization, *Computer Methods in Applied Mechanics and Engineering*. 192 (2003) 227-246. doi:10.1016/S0045-7825(02)00559-5.

[133] G. Allaire, F. Jouve, A.M. Toader, Structural optimization using sensitivity analysis and a level-set method, *Journal of Computational Physics*. 194 (2004) 363-393. doi:10.1016/J.JCP.2003.09.032.

[134] J. Liu, Y. Ma, A survey of manufacturing oriented topology optimization methods, *Advances in Engineering Software*. 100 (2016) 161-175. doi:10.1016/J.ADVENGSOFT.2016.07.017.

[135] B.S. Lazarov, F. Wang, O. Sigmund, Length scale and manufacturability in density-based topology optimization, *Archive of Applied Mechanics 2016 86:1*. 86 (2016) 189-218. doi:10.1007/S00419-015-1106-4.

[136] G. Allaire, F. Jouve, G. Michailidis, Thickness control in structural optimization via a level set method, *Structural and Multidisciplinary Optimization*. 53 (2016) 1349-1382. doi:10.1007/S00158-016-1453-Y/FIGURES/41.

[137] J.K. Guest, Imposing maximum length scale in topology optimization, *Structural and Multidisciplinary Optimization*. 37 (2009) 463-473. doi:10.1007/S00158-008-0250-7/METRICS.

[138] J.K. Guest, J.H. Prévost, T. Belytschko, Achieving minimum length scale in topology optimization using nodal design variables and projection functions, *International Journal for Numerical Methods in Engineering*. 61 (2004) 238-254. doi:10.1002/NME.1064.

[139] X. Guo, W. Zhang, W. Zhong, Explicit feature control in structural topology optimization via level set method, *Computer Methods in Applied Mechanics and Engineering*. 272 (2014) 354-378. doi:10.1016/J.CMA.2014.01.010.

[140] T.A. Poulsen, A new scheme for imposing a minimum length scale in topology optimization, *International Journal for Numerical Methods in Engineering*. 57 (2003) 741-760. doi:10.1002/NME.694.

[141] W. Zhang, W. Zhong, X. Guo, An explicit length scale control approach in SIMP-based topology optimization, *Computer Methods in Applied Mechanics and Engineering*. 282 (2014) 71-86. doi:10.1016/J.CMA.2014.08.027.

[142] Q. Xia, T. Shi, M.Y. Wang, S. Liu, A level set based method for the optimization of cast part, *Structural and Multidisciplinary Optimization*. 41 (2010) 735-747. doi:10.1007/S00158-009-0444-7/METRICS.

[143] Y. Wang, Z. Kang, Structural shape and topology optimization of cast parts using level set method, *International Journal for Numerical Methods in Engineering*. 111 (2017) 1252-1273. doi:10.1002/NME.5503.

[144] J. Liu, Y.S. Ma, 3D level-set topology optimization: a machining feature-based approach, *Structural and Multidisciplinary Optimization*. 52 (2015) 563-582. doi:10.1007/S00158-015-1263-7/TABLES/6.

[145] J. Liu, A.T. Gaynor, S. Chen, Z. Kang, K. Suresh, A. Takezawa, L. Li, J. Kato, J. Tang, C.C.L. Wang, L. Cheng, X. Liang, A.C. To, Current and future trends in topology optimization for additive manufacturing, *Structural and Multidisciplinary Optimization 2018 57:6*. 57 (2018) 2457-2483. doi:10.1007/S00158-018-1994-3.

[146] D. Brackett, I. Ashcroft, R. Hague, Topology Optimization for Additive Manufacturing, (2011). doi:10.26153/TSW/15300.

[147] S.H. Ahn, M. Montero, D. Odell, S. Roundy, P.K. Wright, Anisotropic material properties of fused deposition modeling ABS, *Rapid Prototyping Journal*. 8 (2002) 248-257. doi:10.1108/13552540210441166/FULL/XML.

[148] P. Zhang, J. Liu, A.C. To, Role of anisotropic properties on topology optimization of additive manufactured load bearing structures, *Scripta Materialia*. 135 (2017) 148-152. doi:10.1016/J.SCRIPTAMAT.2016.10.021.

[149] A.M. Mirzendehdel, K. Suresh, Support structure constrained topology optimization for additive manufacturing, *Computer-Aided Design*. 81 (2016) 1-13. doi:10.1016/J.CAD.2016.08.006.

[150] A.T. Gaynor, J.K. Guest, Topology optimization considering overhang constraints: Eliminating sacrificial support material in additive manufacturing through design, *Structural and Multidisciplinary Optimization*. 54 (2016) 1157-1172. doi:10.1007/S00158-016-1551-X/FIGURES/22.

[151] X. Guo, J. Zhou, W. Zhang, Z. Du, C. Liu, Y. Liu, Self-supporting structure design in additive manufacturing through explicit topology optimization, *Computer Methods in Applied Mechanics and Engineering*. 323 (2017) 27-63. doi:10.1016/J.CMA.2017.05.003.

[152] G. Allaire, C. Dapogny, R. Estevez, A. Faure, G. Michailidis, Structural optimization under overhang constraints imposed by additive manufacturing technologies, *Journal of Computational Physics*. 351 (2017) 295-328. doi:10.1016/J.JCP.2017.09.041.

[153] J. Wu, C.C.L. Wang, X. Zhang, R. Westermann, Self-supporting rhombic infill structures for additive manufacturing, *Computer-Aided Design*. 80 (2016) 32-42. doi:10.1016/J.CAD.2016.07.006.

[154] J. Wu, N. Aage, R. Westermann, O. Sigmund, Infill Optimization for Additive Manufacturing-Approaching Bone-Like Porous Structures, *IEEE Transactions on Visualization and Computer Graphics*. 24 (2018) 1127-1140. doi:10.1109/TVCG.2017.2655523.

[155] M. Muthusamy, S. Safaee, R.K. Chen, Additive Manufacturing of Overhang Structures Using Moisture-Cured Silicone with Support Material, *Journal of Manufacturing and Materials Processing 2018, Vol. 2, Page 24*. 2 (2018) 24. doi:10.3390/JMMP2020024.

[156] M. Langelaar, An additive manufacturing filter for topology optimization of print-ready designs, *Structural and Multidisciplinary Optimization*. 55 (2017) 871-883. doi:10.1007/S00158-016-1522-2/FIGURES/11.

[157] M. Langelaar, Topology optimization of 3D self-supporting structures for additive manufacturing, *Additive Manufacturing*. 12 (2016) 60-70. doi:10.1016/J.ADDMA.2016.06.010.

[158] A.T. Gaynor, Topology Optimization Algorithms for Additive Manufacturing, (2015). http://jhir.library.jhu.edu/handle/1774.2/38009 (erişim 14 Kasım 2023).

[159] X. Qian, Undercut and overhang angle control in topology optimization: A density gradient based integral approach, *International Journal for Numerical Methods in Engineering*. 111 (2017) 247-272. doi:10.1002/NME.5461.

[160] Y. Mass, O. Amir, Topology optimization for additive manufacturing: Accounting for overhang limitations using a virtual skeleton, *Additive Manufacturing*. 18 (2017) 58-73. doi:10.1016/J.ADDMA.2017.08.001.

[161] G. Allaire, C. Dapogny, A. Faure, G. Michailidis, Shape optimization of a layer by layer mechanical constraint for additive manufacturing, *Comptes Rendus Mathematique*. 355 (2017) 699-717. doi:10.1016/J.CRMA.2017.04.008.

[162] G. Allaire, C. Dapogny, A. Faure, G. Michailidis, A model of layer by layer mechanical constraint for additive manufacturing in shape and topology optimization, (2017). https://hal.science/hal-01536668 (erişim 15 Kasım 2023).

[163] J. Liu, A.C. To, Deposition path planning-integrated structural topology optimization for 3D additive manufacturing subject to self-support constraint, *Computer-Aided Design*. 91 (2017) 27-45. doi:10.1016/J.CAD.2017.05.003.

[164] W. Zhang, W. Yang, J. Zhou, D. Li, X. Guo, Structural Topology Optimization Through Explicit Boundary Evolution, *Journal of Applied Mechanics, Transactions ASME*. 84 (2017). doi:10.1115/1.4034972/422505.

[165] L.J. Gibson, M.F. Ashby, Cellular solids: Structure and properties, second edition, *Cellular Solids: Structure and Properties, Second Edition*. (2014) 1-510. doi:10.1017/CBO9781139878326.

[166] Y. Chen, 3D Texture Mapping for Rapid Manufacturing, *Computer-Aided Design and Applications*. 4 (2007) 761-771. doi:10.1080/16864360.2007.10738509.

[167] H. Wang, Y. Chen, D.W. Rosen, A Hybrid Geometric Modeling Method for Large Scale Conformal Cellular Structures, *Proceedings of the ASME International Design Engineering Technical Conferences and Computers and Information in Engineering Conference - DETC2005*. 3 A (2008) 421-427. doi:10.1115/DETC2005-85366.

[168] X. Zhang, Y. Xia, J. Wang, Z. Yang, C. Tu, W. Wang, Medial axis tree—an internal supporting structure for 3D printing, *Computer Aided Geometric Design*. 35-36 (2015) 149-162. doi:10.1016/J.CAGD.2015.03.012.

[169] W. Wang, T.Y. Wang, Z. Yang, L. Liu, X. Tong, W. Tong, J. Deng, F. Chen, X. Liu, Cost-effective printing of 3D objects with skin-frame structures, *ACM Transactions on Graphics (TOG)*. 32 (2013). doi:10.1145/2508363.2508382.

[170] K.M.M. Tam, C.T. Mueller, Additive Manufacturing Along Principal Stress Lines, *https://home.liebertpub.com/3dp*. 4 (2017) 63-81. doi:10.1089/3DP.2017.0001.

[171] C. Liu, Z. Du, W. Zhang, Y. Zhu, X. Guo, Additive Manufacturing-Oriented Design of Graded Lattice Structures Through Explicit Topology Optimization, *Journal of Applied Mechanics, Transactions ASME*. 84 (2017). doi:10.1115/1.4036941/474275.

[172] W. Wang, S. Qian, L. Lin, B. Li, B. Yin, L. Liu, X. Liu, Support-free frame structures, *Computers & Graphics*. 66 (2017) 154-161. doi:10.1016/J.CAG.2017.05.022.

[173] L. Lu, A. Sharf, H. Zhao, Y. Wei, Q. Fan, X. Chen, Y. Savoye, C. Tu, D. Cohen-Or, B. Chen, Build-to-last, *ACM Transactions on Graphics (TOG)*. 33 (2014). doi:10.1145/2601097.2601168.

[174] R.M. Gorguluarslan, S.I. Park, D.W. Rosen, S.K. Choi, A Multilevel Upscaling Method for Material Characterization of Additively Manufactured Part under Uncertainties, *Journal of Mechanical Design*. 137 (2015). doi:10.1115/1.4031012/474818.

[175] G. Reinhart, S. Teufelhart, Optimization of Mechanical Loaded Lattice Structures by Orientating their Struts Along the Flux of Force, *Procedia CIRP*. 12 (2013) 175-180. doi:10.1016/J.PROCIR.2013.09.031.

[176] G. Reinhart, S. Teufelhart, F. Riss, Investigation of the Geometry-Dependent Anisotropic Material Behavior of Filigree Struts in ALM-Produced Lattice Structures, *Physics Procedia*. 39 (2012) 471-479. doi:10.1016/J.PHPRO.2012.10.063.

[177] S. in Park, D.W. Rosen, Quantifying effects of material extrusion additive manufacturing process on mechanical properties of lattice structures using as-fabricated voxel modeling, *Additive Manufacturing*. 12 (2016) 265-273. doi:10.1016/J.ADDMA.2016.05.006.

[178] J. Lee, K. Lee, Block-based inner support structure generation algorithm for 3D printing using fused deposition modeling, *International Journal of Advanced Manufacturing Technology*. 89 (2017) 2151-2163. doi:10.1007/S00170-016-9239-3/METRICS.

[179] T. Lee, J. Lee, K. Lee, Extended block based infill generation, *International Journal of Advanced Manufacturing Technology*. 93 (2017) 1415-1430. doi:10.1007/S00170-017-0572-Y/METRICS.

[180] P. Zhang, J. Toman, Y. Yu, E. Biyikli, M. Kirca, M. Chmielus, A.C. To, Efficient design-optimization of variable-density hexagonal cellular structure by additive manufacturing: Theory and validation, *Journal of Manufacturing Science and Engineering, Transactions of the ASME*. 137 (2015). doi:10.1115/1.4028724/377466.

[181] X. Wang, S. Xu, S. Zhou, W. Xu, M. Leary, P. Choong, M. Qian, M. Brandt, Y.M. Xie, Topological design and additive manufacturing of porous metals for bone scaffolds and orthopaedic implants: A review, *Biomaterials*. 83 (2016) 127-141. doi:10.1016/J.BIOMATERIALS.2016.01.012.

[182] S. Arabnejad Khanoki, D. Pasini, Multiscale design and multiobjective optimization of orthopedic hip implants with functionally graded cellular material, *Journal of Biomechanical Engineering*. 134 (2012). doi:10.1115/1.4006115/465218.

[183] L. Cheng, P. Zhang, E. Biyikli, J. Bai, J. Robbins, A. To, Efficient design optimization of variable-density cellular structures for additive manufacturing: Theory and experimental validation, *Rapid Prototyping Journal*. 23 (2017) 660-677. doi:10.1108/RPJ-04-2016-0069/FULL/XML.

[184] J. Liu, K. Duke, Y. Ma, Computer-Aided design-computeraided engineering associative feature-based heterogeneous object modeling, *Advances in Mechanical Engineering*. 7 (2015). doi:10.1177/1687814015619767/ASSET/IMAGES/LARGE/10.1177_1687814015619767-FIG12.JPEG.

[185] A. Clausen, N. Aage, O. Sigmund, Exploiting Additive Manufacturing Infill in Topology Optimization for Improved Buckling Load, *Engineering*. 2 (2016) 250-257. doi:10.1016/J.ENG.2016.02.006.

[186] X. Wang, P. Zhang, S. Ludwick, E. Belski, A.C. To, Natural frequency optimization of 3D printed variable-density honeycomb structure via a homogenization-based approach, *Additive Manufacturing*. 20 (2018) 189-198. doi:10.1016/J.ADDMA.2017.10.001.

[187] R.M. Singari, P.K. Arora, M. Sharma, V. Sharma, K. Prateek, Optimization of process variables to improve the mechanical properties of FDM structures, *Journal of Physics: Conference Series*. 1240 (2019) 012061. doi:10.1088/1742-6596/1240/1/012061.

[188] ASTM D638: Plastiğin çekme özellikleri | ZwickRoell, (t.y.). https://www.zwickroell.com/tr/sektoerler/plastik/termoplastik-ve-kuerlenebilir-kaliplama-bilesikleri/astm-d638-cekme-oezellikleri/ (erişim 30 Kasım 2023).

[189] D. Roylance, Finite Element Analysis, (2001). http://ocw.mit.edu/courses/materials-science-and-engineering/3-11-mechanics-of-materials-fall-1999/modules/ (erişim 02 Aralık 2023).

[190] L.M. Gómez-López, V. Miguel, A. Martínez, J. Coello, A. Calatayud, Simulation and Modeling of Single Point Incremental Forming Processes within a Solidworks Environment, *Procedia Engineering*. 63 (2013) 632-641. doi:10.1016/J.PROENG.2013.08.253.

[191] L. Smith, I. M., Griffiths, D. V., Margetts, Programming the Finite Element Method - 5th Edition, 1 (2014) 664. https://books.google.com/books/about/Programming_the_Finite_Element_Method.html?hl=tr&id=ZbtiAAAAQBAJ (erişim 02 Aralık 2023).

[192] T.-M. Chu, N.P. Reddy, Stress distribution in the ankle-foot orthosis used to correct pathological gait, *Veterans Affairs Journal of Rehabilitation Research and Development*. 32 (1995) 349-360.

[193] H.K. Surmen, N.E. Akalan, M.C. Fetvaci, Y.Z. Arslan, A novel dorsal trimline approach for passive-dynamic ankle-foot orthoses, *Journal of Mechanical Engineering*. 64 (2018) 185-194. doi:10.5545/SV-JME.2017.4987.

[194] K. Polgar, M. Viceconti, J.J. O'Connor, A comparison between automatically generated linear and parabolic tetrahedra when used to mesh a human femur, *http://dx.doi.org/10.1243/0954411011533562*. 215 (2001) 85-94. doi:10.1243/0954411011533562.

[195] F. Aynali, H. Balci, E. Doganci, E. Bulus, Production and characterization of non-leaching antimicrobial and hydrophilic polycaprolactone based nanofiber mats, *European Polymer Journal*. 149 (2021) 110368. doi:10.1016/J.EURPOLYMJ.2021.110368.

[196] E. Åkerlund, A. Diez-Escudero, A. Grzeszczak, C. Persson, The Effect of PCL Addition on 3D-Printable PLA/HA Composite Filaments for the Treatment of Bone Defects, *Polymers*. 14 (2022) 3305. doi:10.3390/POLYM14163305/S1.

[197] E. Bulus, D. Ismik, D.S. Mansuroğlu, M.S. Findikoğlu, B. Bozkurt, Y.M. Şahin, E. Doğanci, M.D. Doğanci, G. Sakarya, Electrohydrodynamic atomization (EHDA) technique for the health sector of polylactic acid (PLA) nanoparticles, *2019 Scientific Meeting on Electrical-Electronics and Biomedical Engineering and Computer Science, EBBT 2019*. (2019). doi:10.1109/EBBT.2019.8742004.

[198] S.N. SAHIN, E. BULUS, D.S. MANSUROGLU, B. BOZKURT, A. KORKUT, Y.M. SAHIN, Production And Characterization of Composite Scaffolds By Electrospinning Technique From Bioceramics Synthesized From Seashells, *7 th ICNTC BOOK OF ABSTRACTS*. (2021) 43-44.

[199] B.T. Duymaz, F.B. Erdiler, T. Alan, M.O. Aydogdu, A.T. Inan, N. Ekren, M. Uzun, Y.M. Sahin, E. Bulus, F.N. Oktar, S.S. Selvi, E. ToksoyOner, O. Kilic, M.S. Bostan, M.S. Eroglu, O. Gunduz, 3D bio-printing of levan/polycaprolactone/gelatin blends for bone tissue engineering: Characterization of the cellular behavior, *European Polymer Journal*. 119 (2019) 426-437. doi:10.1016/J.EURPOLYMJ.2019.08.015.

[200] D. Wu, A. Spanou, A. Diez-Escudero, C. Persson, 3D-printed PLA/HA composite structures as synthetic trabecular bone: A feasibility study using fused deposition modeling, *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*. 103 (2020) 103608. doi:10.1016/J.JMBBM.2019.103608.

[201] M. Abedalwafa, F. Wang, L. Wang, C.L.-Rev.Adv.Mater. Sci, undefined 2013, Biodegradable poly-epsilon-caprolactone (PCL) for tissue engineering applications: A review, *academia.edu*. (t.y.). https://www.academia.edu/download/43018200/02_23413_abedalwafa.pdf (erişim 04 Aralık 2023).

[202] B.S. Roman, S. Espuelas, S. Gómez, C. Gamazo, M.L. Sanz, M. Ferrer, J.M. Irache, Intradermal immunization with ovalbumin-loaded poly-ε-caprolactone microparticles conferred protection in ovalbumin-sensitized allergic mice, *Clinical & Experimental Allergy*. 37 (2007) 287-295. doi:10.1111/J.1365-2222.2007.02654.X.

[203] S. Anand Kumar, Y. Shivraj Narayan, Tensile testing and evaluation of 3D-printed PLA specimens as per ASTM D638 type IV standard, *Lecture Notes in Mechanical Engineering*. (2019) 79-95. doi:10.1007/978-981-13-2718-6_9/TABLES/8.

[204] X. Zhou, S.J. Hsieh, C.C. Ting, Modelling and estimation of tensile behaviour of polylactic acid parts manufactured by fused deposition modelling using finite element analysis and knowledge-based library, *Virtual and Physical Prototyping*. 13 (2018) 177-190. doi:10.1080/17452759.2018.1442681.

[205] T. Kobayashi, A.K.L. Leung, S.W. Hutchins, Techniques to measure rigidity of ankle-foot orthosis: a review, *Journal of Rehabilitation Research and Development*. 48 (2011) 565-576. doi:10.1682/JRRD.2010.10.0193.

[206] H.K. SÜRMEN, Spina bifida hastalığı olan çocuklar için ayak-ayak bileği ortezi tasarımı, Doktora Tezi, İstanbul Üniversitesi, 2016.

[207] Y. Jin, Y. He, A. Shih, Process Planning for the Fuse Deposition Modeling of Ankle-Foot-Othoses, *Procedia CIRP*. 42 (2016) 760-765. doi:10.1016/J.PROCIR.2016.02.315.

[208] R. Turco, I. Corrado, D. Zannini, L. Gargiulo, M. Di Serio, C. Pezzella, G. Santagata, Upgrading cardoon biomass into Polyhydroxybutyrate based blends: A holistic approach for the synthesis of biopolymers and additives, *Bioresource Technology*. 363 (2022) 127954. doi:10.1016/J.BIORTECH.2022.127954.

[209] N.A. Masarra, J.C. Quantin, M. Batistella, R. El Hage, M.F. Pucci, J.M. Lopez-Cuesta, Influence of Polymer Processing on the Double Electrical Percolation Threshold in PLA/PCL/GNP Nanocomposites, *Sensors 2022, Vol. 22, Page 9231*. 22 (2022) 9231. doi:10.3390/S22239231.

[210] X. Ma, Y. Jiugao, N. Wang, Compatibility characterization of poly(lactic acid)/poly(propylene carbonate) blends, *Journal of Polymer Science Part B: Polymer Physics*. 44 (2006) 94-101. doi:10.1002/POLB.20669.

[211] N. Sundar, P. Keerthana, S.A. Kumar, G.A. Kumar, S. Ghosh, Dual purpose, bio-based polylactic acid (PLA)-polycaprolactone (PCL) blends for coated abrasive and packaging industrial coating applications, *Journal of Polymer Research*. 27 (2020) 1-18. doi:10.1007/S10965-020-02320-0/FIGURES/28.

[212] C. Huang, Fabricating poly(lactic acid) and poly(lactic acid)/poly(caprolactone) blend fibres via electrospinning, (2019). doi:10.26174/THESIS.LBORO.8283557.V1.

[213] C. Baptista, A. Azagury, H. Shin, C.M. Baker, E. Ly, R. Lee, E. Mathiowitz, The effect of temperature and pressure on polycaprolactone morphology, *Polymer*. 191 (2020) 122227. doi:10.1016/J.POLYMER.2020.122227.

[214] Y. Ahmadzadeh, A. Babaei, A. Goudarzi, Assessment of localization and degradation of ZnO nano-particles in the PLA/PCL biocompatible blend through a comprehensive rheological characterization, *Polymer Degradation and Stability*. 158 (2018) 136-147. doi:10.1016/J.POLYMDEGRADSTAB.2018.10.007.

[215] A.S. Luyt, S. Gasmi, Influence of blending and blend morphology on the thermal properties and crystallization behaviour of PLA and PCL in PLA/PCL blends, *Journal of Materials Science*. 51 (2016) 4670-4681. doi:10.1007/S10853-016-9784-Z/FIGURES/8.

[216] P. Steck, D. Scherb, C. Witzgall, J. Miehling, S. Wartzack, Design and Additive Manufacturing of a Passive Ankle–Foot Orthosis Incorporating Material Characterization for Fiber-Reinforced PETG-CF15, *Materials 2023, Vol. 16, Page 3503*. 16 (2023) 3503. doi:10.3390/MA16093503.

[217] A.A. Soufivand, N. Abolfathi, A. Hashemi, S.J. Lee, The effect of 3D printing on the morphological and mechanical properties of polycaprolactone filament and scaffold, *Polymers for Advanced Technologies*. 31 (2020) 1038-1046. doi:10.1002/PAT.4838.

[218] M. Fernandez-Vicente, W. Calle, S. Ferrandiz, A. Conejero, Effect of Infill Parameters on Tensile Mechanical Behavior in Desktop 3D Printing, *https://home.liebertpub.com/3dp*. 3 (2016) 183-192. doi:10.1089/3DP.2015.0036.

[219] J. Urquijo, G. Guerrica-Echevarría, J.I. Eguiazábal, Melt processed PLA/PCL blends: Effect of processing method on phase structure, morphology, and mechanical properties, *Journal of Applied Polymer Science*. 132 (2015) 42641. doi:10.1002/APP.42641.

[220] M.P. Chhaya, P.S.P. Poh, E.R. Balmayor, M. Van Griensven, J.T. Schantz, D.W. Hutmacher, Additive manufacturing in biomedical sciences and the need for definitions and norms, *Expert Review of Medical Devices*. 12 (2015) 537-543. doi:10.1586/17434440.2015.1059274.

İNTİHAL RAPORU İLK SAYFASI