



T.C.
NECMETTİN ERBAKAN NİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ



**3 Boyutlu DLP Yöntemiyle HA Katkılı Kompozit
Üretimi ve Karakterizasyonu**

Muhammed Enes DOKUZ

YÜKSEK LİSANS TEZİ

Makine Mühendisliği Anabilim Dalı

**Kasım - 2020
KONYA
Her Hakkı Saklıdır**

TEZ KABUL VE ONAYI

Muhammed Enes Dokuz tarafından hazırlanan “3 Boyutlu DLP Yöntemiyle HA Katkılı Kompozit Üretimi ve Karakterizasyonu” adlı tez çalışması 18/11/2020 tarihinde aşağıdaki jüri tarafından oy birliği ile Necmettin Erbakan Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Makine Mühendisliği Anabilim Dalı’nda YÜKSEK LİSANS TEZİ olarak kabul edilmiştir.

Jüri Üyeleri

İmza

Başkan

Doç. Dr. Necati ATABERK

.....

Danışman

Prof. Dr. Mesut UYANER

.....

İkinci Danışman

Prof. Dr. Mustafa AYDIN

.....

Üye

Prof. Dr. Mustafa TUNCER

.....

Üye

Dr. Öğr. Üyesi Hatice EVLEN

.....

Fen Bilimleri Enstitüsü Yönetim Kurulu’nun .../.../2020 gün ve sayılı kararıyla onaylanmıştır.

Prof. Dr. S. Savaş DURDURAN
FBE Müdürü

Bu tez çalışması Necmettin Erbakan Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri tarafından 191319013 nolu proje ile desteklenmiştir.

TEZ BİLDİRİMİ

Bu tezdeki bütün bilgilerin etik davranış ve akademik kurallar çerçevesinde elde edildiğini ve tez yazım kurallarına uygun olarak hazırlanan bu çalışmada bana ait olmayan her türlü ifade ve bilginin kaynağına eksiksiz atıf yapıldığını bildiririm.

DECLARATION PAGE

I hereby declare that all information in this document has been obtained and presented in accordance with academic rules and ethical conduct. I also declare that, as required by these rules and conduct, I have fully cited and referenced all material and results that are not original to this work.

İmza

Muhammed Enes Dokuz

Tarih:

ÖZET

YÜKSEK LİSANS TEZİ

3 BOYUTLU DLP YÖNTEMİYLE HA KATKILI KOMPOZİT ÜRETİMİ VE KARAKTERİZASYONU

Muhammed Enes DOKUZ

**Necmettin Erbakan Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü
Makine Mühendisliği Anabilim Dalı**

**Danışmanlar: Prof. Dr. Mesut UYANER
Prof. Dr. Mustafa AYDIN**

2020, 130 Sayfa

Jüri

**Prof. Dr. Mesut UYANER
Prof. Dr. Mustafa AYDIN
Prof. Dr. Mustafa TUNCER
Doç. Dr. Necati ATABERK
Dr. Öğr. Üyesi Hatice EVLEN**

Eklemeli imalat teknolojisi imalat yöntemleri alanında son 10 yılın en belirgin yeniliklerinden birisi haline gelmiştir. Kişiyeye özgü parça üretimi, topolojik optimizasyonlar, mikron ve nano boyutta hassasiyet ve bu boyutlarda formlar oluşturma gibi temel özellikleri ile geleneksel imalat yöntemlerinden farklılaşmaktadır. Küçük boyutlarda yüksek doğruluk sağlayan DLP 3 boyutlu yazdırma tekniği ise son dönemde alanında ciddi gelişmeler göstermektedir. Biyomalzemelerin üretiminde kompozit bileşimin hazırlanması, yüksek gözenekli yapı ve mikron seviyesindeki hassasiyet gibi özellikleri ile DLP yöntemi biyomalzeme ve doku mühendisliği uygulamalarında öne çıkan bir teknik haline gelmiştir.

Bu zamana kadar olan çalışmalarda genel olarak DLP metodu ile seramik katkı parçaların üretimi yapılmış ve üretim süreci anlatılmıştır. Literatürde kafes yapısı olarak büyük çoğunlukta basit bir kafes yapısı seçilmiş ve kapsamlı bir karşılaştırma yapılmadan tamamlanmıştır. Bu çalışmada kemik oluşumunu tetikleyen ve biyo-uyumluluk özelliği taşıyan hidroksi apatit malzemesi katkı edilerek DLP yazdırma için fotokürlenilebilir akrilik reçine karışımı hazırlanmıştır. Bu karışım ile temelde kemik protezlerinde kullanılan biyomalzeme olan yapılar üretilmiştir. Bu kafes yapıları ile kemikte yer alan gözenekli yapı benzetilerek kemik dokusundaki hücre tutunması, hücre çoğalması ve hafiflik gibi özelliklerin kazanımı hedeflenmiştir.

Kafes yapı üretiminde 4 farklı tasarım oluşturulmuştur. Bu tasarlanan kafes yapılarının hem biyoaktivite testi hem de mekanik dayanım testi yapılarak aralarındaki farklar üzerine incelemelerde bulunulmuştur. Mekanik özellikleri incelemek için, sıkıştırma olarak yarı statik (quasi-static) hızda uygulanan testin sonuçları, kırılmadan önceki maksimum yük için en yüksek değere sahip yapının yüzey merkezli kübik kafesin olduğunu göstermektedir. Biyoaktivite testi sonrasında kafes yapılarında oluşan kütle farkının çok yüksek olmadığı ve kafes yapıları arasında karşılaştırmak için yetersiz olduğu görülmüştür. SEM ve XRD sonuçlarına göre, HA katkı reçine ile üretilen parçaların, TCP katkı reçine ve kontrol grubundan açık bir şekilde daha fazla biyoaktif olduğunu göstermektedir.

Anahtar Kelimeler: Dijital Işık İşleme (DLP), Kafes yapısı, Jiroit (Gyroid), Hidroksi apatit, Trikalsiyum Fosfat, , Kemik dokusu

ABSTRACT

MS THESIS

HA DOPED COMPOSITE PRODUCTION BY 3 DIMENSIONAL DLP METHOD AND CHARACTERIZATION

Muhammed Enes DOKUZ

**THE GRADUATE SCHOOL OF NATURAL AND APPLIED SCIENCE OF
NECMETTİN ERBAKAN UNIVERSITY
THE DEGREE OF MASTER OF SCIENCE
IN MECHANICAL ENGINEERING**

**Advisors: Prof. Dr. Mesut UYANER
Prof. Dr. Mustafa AYDIN**

2020, 130 Pages

Jury

**Prof. Dr. Mesut UYANER
Prof. Dr. Mustafa AYDIN
Prof. Dr. Mustafa TUNCER
Assoc. Prof. Dr. Necati ATABERK
Asst. Prof. Dr. Hatice EVLEN**

Additive manufacturing technology has become one of the most prominent innovations of the last decade in the field of manufacturing methods. It differs from traditional manufacturing methods with its basic features such as the production of personalized parts, topological optimizations, precision in micron and nano dimensions and forming forms in these sizes. DLP 3D printing technique, which provides high accuracy in small sizes, has recently shown serious developments in its field. The DLP method has become a prominent technique in biomaterial and tissue engineering applications with its features such as the preparation of composite components in the production of biomaterials, high porosity structure and micron-level sensitivity.

Studies up to now, generally the production of ceramic-doped parts has been made with the DLP method and the production process has been described. In the literature, a simple structure was chosen as the lattice in the majority and was completed without comprehensive comparison. In this study, a special mixture was prepared for DLP printing using hydroxyapatite material, which triggers bone formation and has biocompatibility. With this mixture, structures used in bone prostheses and biomaterials were produced. By simulating the porous structure in the bone with these cage structures, it is aimed to gain features such as cell attachment, cell proliferation and lightness in the bone tissue.

4 different designs have been created in lattice production. Both the bioactivity test and the mechanical strength test of these designed lattice were examined on the differences between them. To investigate the mechanical responses, the results of the test applied at quasi-static speed as compression show that the structure with the highest value for the maximum load before fracture is the face-centered cubic lattice. After the bioactivity test, it was observed that the mass difference in the lattices was not very high and was insufficient to compare between the lattice. According to the SEM and XRD results, it shows that the parts produced with HA doped resin are clearly more bioactive than the TCP doped resin and the control group.

Keywords: Digital Light Processing (DLP), Scaffolds, Gyroid, Hydroxy Apatite, Tricalcium Phosphate, Bone tissue

ÖNSÖZ

Yüksek lisans eğitimi sebebiyle kendisiyle tanışmış olmaktan, bu süreç boyunca bana maddi ve manevi bütün desteğini esirgemeyen değerli hocam tez danışmanım sayın Prof. Dr. Mesut UYANER'e teşekkürü borç bilirim.

Yüksek Lisans Tez çalışmam boyunca gerekli çalışmaların kurgusunu oluşturmada, testlerin yapılmasında, üretim sürecinde ve laboratuvar ortamının ve diğer imkanların kullanılmasında yardım eden ve bana rehberlik eden ikinci danışman hocam sayın Prof. Dr. Mustafa AYDIN'a çok teşekkür ederim.

Üretim sürecinde ve deneysel çalışmalarda laboratuvar ortamını ve deney cihazlarının kullanımını Kütahya İleri Teknolojiler Merkezinin kapılarını sonuna kadar açıp bize imkan sağlayan değerli hocam sayın Doç. Dr. Mustafa TUNCER'e çok teşekkür ederim.

Hayatım boyunca varlıklarıyla bana maddi ve manevi desteklerini esirgemeyen, beni bu günlere getiren annem Gülsüm ve babam Kemal'e, ağabeyim Ahmet'e ve kardeşim Zeynep'e şükranlarımı sunarım.

Yüksek lisans çalışmamın yapılmasında 191319013 nolu proje ile yaptıkları maddi destekten ötürü Necmettin Erbakan Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinatörlüğüne de teşekkürlerimi sunarım.

Muhammed Enes DOKUZ

KONYA-2020

İÇİNDEKİLER

ÖZET	iv
ABSTRACT.....	v
ÖNSÖZ	vi
İÇİNDEKİLER	vii
SİMGELER VE KISALTMALAR.....	ix
ŞEKİLLER DİZİNİ	xi
ÇİZELGELER DİZİNİ.....	xiii
1. GİRİŞ	1
1.1. Eklemeli İmalat ve Yöntemleri	4
1.1.1. Eriyik Yığıma Modelleme (Fused Deposition Modeling)	4
1.1.2. Siterolitografi (Stereolithography)	5
1.1.3. Dijital Işık İşleme (Digital Light Processing – DLP)	6
1.1.4. Seçici Lazer Ergitme / Sinterleme (Selective Laser Melting / Sintering – SLM/SLS)	8
1.1.5. Bağlayıcı Püskürtme (Binder Jetting)	9
1.1.6. Malzeme Püskürtme (Material Jetting)	10
1.1.7. Laminatlı Obje Üretimi (Laminated Object Manufacturing - LOM)	11
1.2. Foto-Polimer ve Foto-Polimerleşme Reaksiyonu	12
1.3. Biyoaktivite	13
1.4. Kalsiyum Fosfat.....	15
1.5. Kemiğin Özellikleri ve Mekanik Yapısı	18
1.5.1. Kortikal Kemik	20
1.5.2. Süngerimsi (Cancellous) Kemik	21
1.5.3. Kemik İliği.....	21
1.5.4. Kemiğin Hücresel Yapısı	21
1.6. Süngerimsi Kemik Dokusu İçin Uygun Kafes Yapı Çeşitleri.....	22
1.6.1. Jiroit (Gyroid)	23
1.6.2. Kübik Kristal Sistemi Kafes Yapıları	24
2. KAYNAK ARAŞTIRMASI.....	26
3. MATERYAL VE YÖNTEM	34
3.1. Süngerimsi Kemik Dokusu İçin Kafes Yapı Tasarımı	35
3.2. 3B DLP Yazıcı ile Üretim Aşamaları	37
3.3. Üretilen Parçaların Kodlanması	43
3.4. Kafes Yapılarının Sonlu Elemanlar Analizi.....	44
3.5. Biyoaktivite Testi	45

3.5.1. Yapay Vücut Sıvısı (YVS)	45
3.5.2. Yapay Vücut Sıvısında Üretilen Parçaların Bekletilmesi	49
3.6. Basma Testi ve Mekanik Analiz.....	50
3.7. SEM ve XRD Cihazlarının Kullanımı ve Hazırlanması	51
4. ARAŞTIRMA SONUÇLARI VE TARTIŞMA	54
4.1. Kafes Yapılarının Sonlu Elemanlar Yöntemiyle Mekanik Analizi	54
4.2. Üretim Sonrası Kafes Yapılarının Kütlelerinin Ölçümü	61
4.3. Biyoaktivite Sonrası Kafes Yapılarının Kütle Ölçümü	63
4.4. XRD Ölçümleri	64
4.5. Biyoaktivite Testi Sonrası SEM ve EDX Sonuçları	67
4.5.1. Katkı Türüne Göre SEM Görüntülerinin İncelenmesi.....	67
4.5.2. Kafes Yapısına Göre SEM Görüntülerinin İncelenmesi.....	72
4.5.3. Katkı Türü ve Kafes Yapısına Göre Toplu SEM Görüntülerinin İncelenmesi	74
4.5.4. Katkı Türüne Göre EDS Analizi.....	75
5. SONUÇLAR VE ÖNERİLER.....	79
5.1 Sonuçlar	79
5.1.1. Sonlu Elemanlar Yöntemi Mekanik Analiz Sonuçları.....	79
5.1.2. Basma Testi ve Mekanik Analiz Sonuçları	82
5.1.3. Biyoaktivite Testi Sonuçları	89
5.2 Öneriler	90
KAYNAKLAR	92
EKLER	98
ÖZGEÇMİŞ.....	130

SİMGELER VE KISALTMALAR

Simgeler

A_0	: Başlangıç Kesit Alanı
ε	: Yüzdece Uzama
F_{maks}	: Maksimum Yük
l_0	: Başlangıç Boy Uzunluğu
η	: Süspansiyon Viskozitesi
η_s	: Ortam Viskozitesi
φ	: Süspansiyon İçindeki Katı Parçacıkların Dolgulama Oranı
φ_{max}	: Maksimum Dolgulama Oranı
σ	: Mukavemet
S_a	: Parça Yüzey Alanı
U_R	: Rezilyans
V_s	: Yeterli Yapay Vücut Sıvısı Miktarı

Kısaltmalar

AW	: Apatit Volastanit
BCP	: Bifazik Kalsiyum Fosfat
C	: Karbon
Ca	: Kalsiyum
CaCl ₂	: Kalsiyum Klorür
CaP	: Kalsiyum Fosfat
CCP	: Kolloidal Kalsiyum Fosfat
DEF	: Di Etil Fumarat
DLP	: Digital Light Processing
DSC	: Differential Scanning Calorimetry
E	: Elastisite Modülü
EBM	: Electron Beam Melting
FDM	: Fused Deposition Modeling
FFF	: Fused Filament Fabrication
HA	: Hidroksi Apatit
HCl	: Hidroklorik Asit
HCO ₃ ⁻	: Bikarbonat
HDDA	: 1,6-Hexanediol Diacrylate
KCL	: Potasyum Klorür
K ₂ HPO ₄ ·3H ₂ O	: Dipotasyum hidrojen fosfat trihidrat
MgCl ₂ ·6H ₂ O	: Magnezyum klorür heksahidrat
MgO	: Magnezyum Oksit
MWCNT	: Multi Walled Carbon Nanotubes
NaCl	: Sodyum Klorür
NaHCO ₃	: Sodyum Bikarbonat
Na ₂ SO ₄	: Sodyum Sülfat
LOM	: Laminated Object Manufacturing
O	: Oksijen
OH ⁻	: Hidroksit

P	: Fosfor
PAA-NH ₄	: Poly Ammonium Acrylate - Ammonium
PDLLA	: Poli D,L Laktik Asit
PET	: Polietilen tereftalat
PLGA	: Poli Laktik ko glikolik asit)
PO ₄	: Fosfat
PPF	: Poli Propilen Fumarat
PTMC	: Poly tri methylene carbonate
PVA	: Polivinil asetat
PSA	: Particle Size Analyzer
SEM	: Scanning Electron Microscope
SLA	: Stereo Lithography
SLM	: Selective Laser Melting
SLS	: Selective Laser Sintering
SrO	: Stronsiyum Oksit
TCP	: Tri Calcium Phosphate
TGA	: Thermal Gravimetric Analysis
TMPTA	: Tri Metilol Propan Tri Akrilat
TEGDMA	: Tri Etilen Glikol Dimetakrilat
TPO	: Diphenyl (2, 4, 6 - tri methyl benzoyl) Phosphine Oxide
UV	: Ultra Viyole
ÜPMY	: Üçlü Periyodik Minimal Yüzey
XRD	: X-Ray Diffraction
YVS	: Yapay Vücut Sıvısı

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 1.1 FDM Tekniğinin Gösterimi [15]	5
Şekil 1.2 SLA Çalışma Prensibinin Gösterimi [17]	6
Şekil 1.3 DLP Çalışma Prensibinin Gösterimi [19]	7
Şekil 1.4 SLM/SLS Çalışma Prensibinin Gösterimi [23]	9
Şekil 1.5 Bağlayıcı Püskürtme Çalışma Prensibinin Gösterimi [26]	10
Şekil 1.6 Malzeme Püskürtme Çalışma Prensibi [29]	11
Şekil 1.7 LOM Çalışma Prensibi Gösterimi [31]	12
Şekil 1.8 Foto-polimerleşme Reaksiyonu Şematik Gösterimi	13
Şekil 1.9 YVS İçinde Bekleme Sürecinde Yüzeyde Meydana Gelen Değişimler [40] ..	15
Şekil 1.10 Kalsiyum Fosfat Ailesinden Mono Kalsiyum Fosfatın Kimyasal Gösterimi	16
Şekil 1.11 Kemikteki farklı yüklem modlarının şematik gösterimi [54]	20
Şekil 1.12 Hacimsiz Jiroit Yüzey İzometrik Görünüşü	23
Şekil 1.13 Temel Kübik Kafes Yapıları; a) Basit Kübik Kafes b) Hacim Merkezli Kübik Kafes ve	25
Şekil 3.1. Biyopolimer Kompozit Parçaların Üretimi ve İncelenmesi Süreci Akış Şeması	34
Şekil 3.2 Kafes Yapı Tasarımı İçin Kullanılan Programlar; a)SpaceClaim, b) nTop Platform, c)Autodesk Meshmixer, d)MeshLab	36
Şekil 3.3 NovaFab Slicer Üzerinden Destek Malzeme Atama ve Konumlandırma İşlemi	37
Şekil 3.4 Tri Kalsiyum Fosfat (TCP) Tozunun Tane Boyutu Dağılım Grafiği	38
Şekil 3.5 Hassas Terazide Karışımın Tartılması	39
Şekil 3.6 Reçine ve Toz maddenin Mekanik Karıştırıcı ile Karıştırılması	39
Şekil 3.7 DLP Yazıcının Baskı Esnasında Ekranından Görüntü	40
Şekil 3.8 Baskı Sonucunda Üretilen Parçaların Üst Tablaya Tutunmuş Hali	41
Şekil 3.9 Parçaların Etil Alkolle Yıkanması ve Basınçlı Hava ile Arındırılması	41
Şekil 3.10 Parçaların UV ışık altında bekletilmesi	42
Şekil 3.11 Parçaların üretim sonrası boyutsal kontrolü	42
Şekil 3.12 Hassas Terazi ile Parçaların Tartılması	43
Şekil 3.13 Parça Kodlarının Örnek Olarak Açıklanması	44
Şekil 3.14 Sonlu Elemanlar Analizi İçin Parçaya Tanımlanan Sınır Şartları	45
Şekil 3.15 YVS Yapımında Kullanılan Malzemeler	46
Şekil 3.16 YVS Hazırlanmasında Kullanılan Araç ve Gereçler	48
Şekil 3.17 Numaralandırılmış Parçalar ve Kapları	49
Şekil 3.18 Parçaların Sıvıda beklediği İnkübatör Fırın	50
Şekil 3.19 Parçaların Basma Yüküne Tabi Tutulduğu Test Cihazı	51
Şekil 3.20 SEM Cihazı ve Görüntü Kontrol Ünitesi	52
Şekil 3.21 Vakum Ortamı Metal Kaplama Makinesi	52
Şekil 3.22 XRD Cihazı Numune Alımı Yapmadan Önceki Görüntüsü	53
Şekil 4.1 1 Numaralı Jiroit Kafes Yapısı Örgüsü	54
Şekil 4.2. 2 Numaralı Düz Kübik (Simple Cubic) Kafes Yapısı Örgüsü	55
Şekil 4.3 3 Numaralı Cisim Merkezli Kübik (Body Centered Cube) Kafes Yapısı Örgüsü	55
Şekil 4.4 4 Numaralı Yüzey Merkezli Kübik (Face Centered Cube) Kafes Yapısı Örgüsü	56
Şekil 4.5 1 Numaralı Kafes Yapısı Kesit Alındığında Toplam Şekil Değiştirme Miktarları	57

Şekil 4.6 2 Numaralı Kafes Yapısı Kesit Alındığında Toplam Şekil Değişirme Miktarları	57
Şekil 4.7 3 Numaralı Kafes Yapısı Kesit Alındığında Toplam Şekil Değişirme Miktarları	58
Şekil 4.8. 4 Numaralı Kafes Yapısı Kesit Alındığında Toplam Şekil Değişirme Miktarları	58
Şekil 4.9 1 Numaralı Kafes Yapısı Kesit Alındığında Von-Mises Gerilme Değerleri ...	59
Şekil 4.10 2 Numaralı Kafes Yapısı Kesit Alındığında Von-Mises Gerilme Değerleri .	60
Şekil 4.11 3 Numaralı Kafes Yapısı Kesit Alındığında Von-Mises Gerilme Değerleri .	60
Şekil 4.12 4 Numaralı Kafes Yapısı Kesit Alındığında Von-Mises Gerilme Değerleri .	61
Şekil 4.13 Farklı Bölgelerden Alınan Biyolojik Apatitlerin XRD Eğrileri [76].....	65
Şekil 4.14 0. Hafta Üç Karışım Türüne Göre XRD Analizi Grafiği	66
Şekil 4.15 2. Hafta Üç Karışım Türüne Göre XRD Analizi Grafiği	66
Şekil 4.16 S2a numaralı parçanın haftalara göre SEM görüntüsü; a) 0. Hafta, b) 1. Hafta, c) 2. Hafta, d) 4. Hafta	68
Şekil 4.17 S2b numaralı parçanın haftalara göre SEM görüntüsü; a)0. Hafta, b) 1. Hafta, c) 2. Hafta, d) 4. Hafta	70
Şekil 4.18 S2c numaralı parçanın haftalara göre SEM görüntüsü; a) 0. Hafta, b) 1. Hafta, c) 2. Hafta, d) 4. Hafta	71
Şekil 4.19 Kafes Yapısına Göre SEM Görüntüleri; 1)Jiroit, 2)Düz Kübik, 3)Cisim Merkezli Kübik,	73
Şekil 4.20 Numunelerin SEM Görüntüleri: a), b), c), d) 0, 1, 2, 4. haftalara ait katkısız numuneler; e),f),g),h) 0, 1, 2, 4. haftalara ait HA katkılı numuneler; j), k), l), m) 0, 1, 2, 4. haftalara ait TCP katkılı numuneler	74
Şekil 4.21 s2a4 numaralı parçanın 4. Hafta sonundaki EDX Grafikleri	75
Şekil 4.22 s2b4 numaralı parçanın 4. Hafta sonundaki EDX Grafikleri	76
Şekil 4.23 s2c4 numaralı parçanın 4. Hafta sonundaki EDX Grafikleri	78
Şekil 5.1 Kafes Yapısı Tipine Göre Şekil Değişirme Miktarları	80
Şekil 5.2. Kafes Yapısı Tipine Göre Gerilme Miktarları	81
Şekil 5.3 Kafes Yapısı Tipine Göre Yüzey Alanı Oranları	82
Şekil 5.4 Parçaların Basma Etkisi Altında Kırılma Öncesi Gösterdikleri Son Kuvvet...	83
Şekil 5.5. Tekrarlanan Parçaların Basma Etkisi Altında Ortalama Gösterdikleri Kuvvet	84
Şekil 5.6 Basma Yüğü Karşısında Dış Duvarı Kırılan Numunenin Görüntüsü.....	85
Şekil 5.7 Düz Kübik Kafes Yapılı Numunenin Basma Yüğü Altında Deformasyonu ...	86
Şekil 5.8 Basma Testinde Deplasman Olarak Fazla İlerleyen Bir Numunenin Görünüşü	87
Şekil 5.9 T4a2 numaralı parçanın Gerilme Gerinim Grafiği	88
Şekil 5.10 Düz Kübik Kafes Yapılı Parçanın 4. Hafta Sonunda Karışım Türlerine Göre SEM Görüntüsü; a) Katkısız Reçine, b) HA Katkılı Reçine, c) TCP katkılı reçine	90

ÇİZELGELER DİZİNİ

Çizelge 1.1 Kalsiyum Fosfatların Çeşitleri ve Kalsiyum/Fosfor Oranları [43].....	17
Çizelge 1.2 Kortikal kemik dokunun mukavemet, elastik modülü ve poisson oranı ortalama anizotropik (yöne bağımlı) değerleri [54]	19
Çizelge 3.1 DLP 3B ile Baskılanan Parçaların Üretim ve Test Parametreleri	35
Çizelge 3.2 Parça Kodlarının Hanelere Göre Açıklaması	43
Çizelge 3.3 YVS Hazırlamak (1000ml) İçin Gerekli Maddeler, Miktarları ve Özellikleri	47
Çizelge 4.1 Sıvıda Bekletilmeden Önceki Kuru Parçaların Kütle Değerleri (10^{-4} gram)	62
Çizelge 4.2 Parçaların 2 Hafta Sıvıda Bekletildikten Sonra Kütle Değişimleri	63
Çizelge 4.3 Parçaların 4 Hafta Bekletildikten Sonraki Kütle Değişimleri	64



1. GİRİŞ

İmalat teknolojisi tarihine genel olarak baktığımızda hızlı gelişen ve kendini yenileyen bir yapısı olduğunu görmekteyiz. Bu konuda keşfedilme tarihi olarak henüz 20 - 30 yıllık geçmişe sahip olan ve son 10 yıldır adını sıklıkla duyduğumuz 3 boyutlu yazıcılar, eklemeli veya katmanlı üretim olarak literatürde yerini almıştır [1]. Düşük kurulum ve satın alma maliyeti, istenilen parça geometrisini ek işlem gerektirmeden üretme, makine öğrenmesi, yapay zekaya ve karanlık fabrikalar kavramlarına yakınlığı sayesinde eklemeli imalatın önemi gün geçtikçe artmaktadır [2].

Katmanlı üretimde birçok farklı teknik uygulanmaktadır. Her firma kendi tekniğini isimleştirip markalaştırmayı düşünerek cihazlarını ticari bir ürün haline getirmektedir. Bu isimlendirmelerden bazıları farklı olmasının yanı sıra aynı tekniğe sahip olduğu bilinmektedir [3][4]. Sıvı yatak temelli 3 boyutlu yazıcılardan olan Dijital Işık İşleme (Digital Light Processing) metodu basit kullanımı, kolay katkı maddesi ilavesi, üretim hassasiyeti ve çoklu parça basımı gibi avantajları ile ön plana çıkmaktadır. Bu nedenle medikal ürünlerin, biyomekanik parçaların ve hatta yapay dokuların üretilmesiyle ilgili araştırmalarda Dijital Işık İşleme (DLP) konusu sıkça çalışılmaktadır [5].

Araştırmacılar üretilen parçalardaki biyoyumluluk üzerine yürüttüğü çalışmalarda; bir tarafta DLP için hazırlanan sıvı karışıma katkı maddelerinin eklenmesi, bunların oranlarının değiştirilmesi ve katkı maddelerinin fiziksel özelliklerinin karakterizasyonu diğer bir tarafta kafes yapısının, parça iskelesinin, kafes ağ yapısının tasarlanması, mekanik özelliklerin optimize edilmesi gibi konularla ilgilenmişlerdir [1].

DLP tekniği ile araştırmacılar farklı geometriler üretmişlerdir ve bunları mekanik olarak sınavarak test etmişlerdir. Örneğin, Maurath ve ark. altıgen balpeteği (hexagonal honeycomb) geometriye sahip doku iskelelerini DLP tekniği ile üretilen ardından yüksek basma dayanımına sahip olduğunu göstermiştir. Altıgen bal peteği (hexagonal honeycomb) geometrisi, yoğunluğa bağlı mukavemette çok düşüş olmadığı için düz geometriye sahip döküm numunelere göre basma dayanımı faktörü 2 ile 3 kat daha yüksek sonuçlar vermiştir [6].

Başka bir çalışmada ise TCP tozu kullanılarak oluşturulan yapılarda gözeneklilik oranı %27, %35, %41 olan ve toz tane boyutu 500 µm, 750 µm ve 1000 µm olan yapı iskeleleri üretilmiştir. Fare mesenkimal kemik kök hücresi (mBMSC), hücre kültürü deney merkezinden temin edilmiştir. Baskı sonrası kütleme işlemi için numuneler 45W

ultraviyole ışık kaynağı altında 3 saat bekletilmiştir. Sinterlenmemiş saf seramik tozun kristallik ve morfolojik bilgisi mekanik özelliklerini etkilemektedir. Bu yüzden seramiğin kendisine ait kristallik ve morfolojik özellikleri XRD ve SEM cihazlarından alınan görüntü ile bilgi edinebilmektedir [7].

Kemik dokuları süngerimsi kemik dokusu ve kabuksal kemik dokusu olmak üzere ikiye ayrılır. Süngerimsi kemik dokusu doğada %50 ile %90 hacimsel gözenekliliğe sahiptir. Kabuksal kemik dokusu ise kemiğin dışını yoğun bir katman olarak sararak %10'dan daha az hacimsel gözenekliliğe sahiptir. Bir kemik dokusundaki gözeneklerin boyutu en az 100-150 μm olması gerekmektedir. Ancak kemik oluşumunda artış ve damarlaşmanın gözlemlenmesi 300 μm ' dan daha büyük gözenekli dokularda olmuştur. PDLA (Poli DL Laktik asit) ile üretilen 325 ve 420 μm gözenek boyutlu yapı iskeleleri iyi düzenlenmiş bir ağ oluşturmuştur [8].

Gaz/kimyasal köpükleştirme (Chemical/gas foaming), solvent döküm, parçacık özütme (particle leaching), dondurarak kurutma, ısıl güdümlü evre ayırma (thermally-induced phase separation) ve köpük jel (foam gel) gibi teknikler gözenekli kemik yapı iskelesi yapımında yaygın olarak kullanılmaktadır [8]. Ancak bu uygulamalarda gözenek boyutu, gözenek şekli ve aralarındaki bağlantı yapısı tam anlamıyla kontrol edilememektedir. Ayrıca belirli kusurlu bölgeler için özel tasarlanmış bir kemik yapı iskelesi oluşturmak oldukça zordur [8].

Yaygın olarak kullanımda olan eklemeli imalat arasında; Filaman Sargı Ergitme (Fused Deposition Modeling / Fused Filament Fabrication, FDM/FFF), Seçici Lazer Sinterleme (Selective Laser Sintering, SLS), Seçici Lazer Ergitme (Selective Laser Melting, SLM), Stereo litografi (SLA), Dijital ışık işleme (Digital Light Processing, DLP), Elektron Demetli Ergitme (Electron Beam Melting, EBM), Biyobaskı (3D Bioprinting, 3DP) gibi teknikler sıklıkla kullanılmaktadır [8][1][9].

Kalsiyum fosfat (CaP) seramik bileşimi; iyi biyoaktivitesi, osteo-kondaktif olması ve kemik bileşimindeki benzerlik nedeniyle kemik doku mühendisliğinde yaygın olarak kullanılmaktadır [10].

İnsan cenin osteoblast hücresi (hFOB) kullanılarak 3B yazdırılmış Tri kalsiyum fosfat(TCP)'lı yapı iskelelerinde gözenek boyutunun etkisi üzerine yapılan bir çalışmaya göre; gözenek boyutunun 1000 μm 'den 750 μm ve 500 μm 'ye düşürülmesi çoğalmış hücre yoğunluğunda artış ile sonuçlanmıştır [7]. Farklı gözenek boyutlarındaki TCP'li yapı iskelelerinde SiO_2 -ZnO takviye edilmesi hücre canlılığını artırırken polimerik bağlayıcılar yerine fosforik asit kullanımı çözünürlük ve basma mukavemetini artırmıştır.

Yüksek yüzey alanlı hidroksi apatit (HA) katkılı yapı iskeleleri yapılan hücre deneyi sonucuna göre sitotoksisite özelliği göstermemiştir. Ayrıca bu HA katkısı sayesinde MC3T3-E1 hücresi fibroblast hücre tutunmasında madde çevre bağı uygun ve elverişli bir hale gelmiştir [7].

Düşük mekanik dayanım özellikleri gözenekli yapı iskelelerinin en büyük dezavantajları arasındadır ve bu zorluk öncelikle gözenek boyutunun değişimi ile kontrol edilmektedir. Baskı sonrası proseslerle seramik katkılı yapı iskelelerinin mekanik özellikleri geliştirilebilmektedir [7]. Sinterleme sonrası parçada oluşan büzülme ile birlikte yoğunluk artışı ve sonucunda daha yüksek basma dayanımı gözlemlenir. Ayrıca yapı iskelesinde gözenek boyutu veya hacmi azaldıkça mekanik özelliklerde artış olmaktadır. 500 µm gözenek boyutu ve %42 toplam gözenekliliğe sahip bir yapı iskelesi mikrodalga fırında 1250 °C de 1 saat sinterlenmesi sonucu maksimum dayanımı $10,95 \pm 1,28$ MPa olarak gözlemlenmektedir [7].

3B baskı ile sıvı fazdaki HA/AW (Apatit Volastanit) cam seramik ilavesi ile üretilen numune 1300 °C'de 3 saat boyunca sıvı faz sinterlenme işlemi yardımı ile dayanımını 1,27 MPa'dan 76,82 MPa 'a kadar ciddi oranda yükseliş göstermiştir [8]. Monomer veya polimer sızdırma yöntemi ile de biyolojik özellikler bozulmadan yapı iskelelerinin dayanımı artırılabilir. Kafes yapılarının hem sinterlemeden önceki mukavemet hem de sinterlemeden sonraki mukavemet değerlerini arttırmak için ağırlıkça %10 2-hidroksietil metakrilat içeren bir bismetakrilatlı oligolaktit makromer (DLM-1) karışımı kullanılmıştır [8].

HA yapı iskelelerinin trietilen glikol dimetakrilat (TEGDMA), 2,2-bis [4 (2-hidroksi-3 -takriloyloksipropiloksi) -henil] propan (bis-GMA) sıvı içinde daldırılarak tutulma uygulaması, büzülme mukavemetinde en az 20 kat artış ile sonuçlanmıştır [8]. Kemik doku mühendisliğinde en önemli büyüme faktörlerinden olan; vasküler endotelial (VEGF), fibroblast (FGFs), kemik morfojenik protein (BMPs) gibi birçok büyüme faktörü uygulanmaktadır [8]. Yeniden soğurucu polimer (resorbable polymer) ve yeniden soğurucu cam (resorbable glass) malzemelerin eklenmesi yapı iskelelerindeki düşük olan mukavemet ve sertliği artırmada yardımcı olacak işlemler arasındadır [8].

Bu alanda düz kafes tipleri ağ örgüsü olarak kullanılsa dahi farklı tipte yeni keşfedilen ağ örgüsü yapıları da kullanılmaktadır. Örneğin 6 mm çapında ve 3,5 mm yüksekliğinde silindir formunda jiroit (gyroid) benzeri bir yapı iskelesi biyomalzeme olarak 3B yazıcılarda üretilmesi ile kullanılmıştır [11].

1.1. Eklemeli İmalat ve Yöntemleri

İmal usulleri gelişen teknoloji ile birlikte her geçen yıl yeni bir boyut kazanmaktadır. Ortak mühendislik alanları çalışmaları, yeni malzemelerin kullanımı, sektördeki karmaşık geometrilerin ihtiyacı, ürünlerde aranan daha yüksek mekanik özelliklerin sürekli bir talep halinde olmasıyla birlikte yeni imalat teknikleri gelişmektedir. 20. Yüzyılın sonları ile birlikte eklemeli imalat yöntemi teknolojik gelişmeler yaşamış ve bu yöntemin kullanımı giderek artmıştır. Firmalar bazen aynı tekniği geliştirmiş olsalar bile her bir firma ticari olarak farklı farklı isimler çıkartarak tekniğini dünyaya duyurmaya çalışmıştır. Bunlardan çoğu yöntem olarak ortak bir isim kabul görüyorken bazıları da farklı isimlendirme yoluna gitmişlerdir. Eklemeli imalat günlük yaşamda genel olarak 3 boyutlu yazdırma teknolojisi olarak da bilinmektedir [12].

Eklemeli imalat yani 3 boyutlu yazdırmanın en belirgin farkı katman katman eklenerek ana parçanın bütüne ulaşmasıdır. Bu yüzden eklemeli veya katmanlı imalat ismi kullanılmıştır. Tasarımı tamamlanmış katı modelin bilgisayarda bir yazılım yardımıyla katmanlara dilimlenip ardından bu katmanları kontrolör yardımcı hareket sistemleri ile teker teker baskılanmasıyla imalat gerçekleştirilir. Genelde üretimi hedeflenen parçaların hızlı prototipleme amacıyla tercih edilen katmanlı üretim gün geçtikçe direk kullanıma uygun son ürün üretiminde de kullanımı artmaktadır.

3 boyutlu yazdırma metotları genel olarak 4 ana kategoride gruplandırılabilir.

Bunlar;

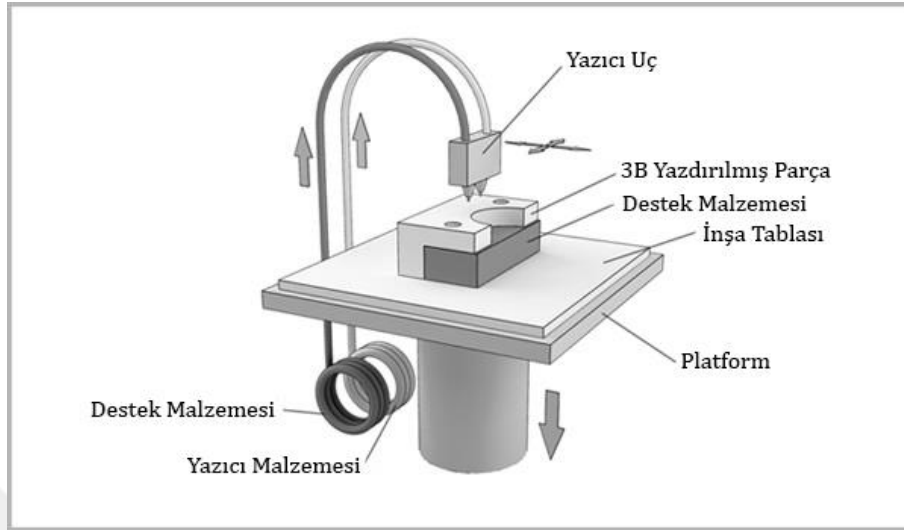
- 1- Tank içinde sıvı foto-polimerizasyon
- 2- Toz yataklı ergitme
- 3- Katı filaman sargıyı ergitme
- 4- Sıvı reçine enjektəsi

olarak gösterilebilir. Her bir grupta yer alan 3 boyutlu yazdırma teknikleri başlıklar halinde uluslararası isimleri belirtilerek açıklanmıştır.

1.1.1. Eriyik Yığıma Modelleme (Fused Deposition Modeling)

Katı sargı halindeki termoplastiğin ısıtılıp sıvı hale getirilince ince bir uç üzerinden akıtılması esasına dayanan bir baskı yöntemidir. Şekil 1.1'de gözüktüğü üzere sarf malzeme olan filament sargı halinde bulunmaktadır ve bittiği anda değişimi yapılabilmektedir. Filament sargıları cihaza göre destek ve yazıcı malzeme olarak ikiye ayrılabilirken, bazı gelişmiş cihazlarda renklere göre filament sargı ve buna bağlı

yazıcı uç bulunabilmektedir. Bazı kaynaklarda eriyik filamanlı üretim (Fused Filament Fabrication – FFF) olarak da isimlendirilmektedir [13].

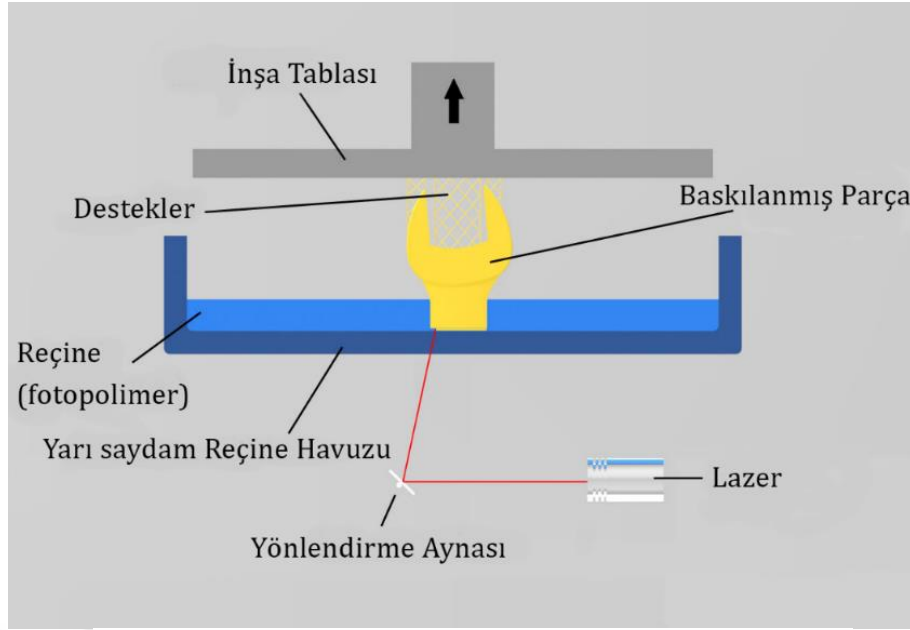


Şekil 1.1 FDM Tekniğinin Gösterimi [14]

Eriyik filamanlı üretimde katman sayısı, parça içinin doluluk oranı, çok sayıda parça basmanın artması baskı süresini uzatır. Eriyik yığıma modelleme diğer teknikler arasında %46'lık kullanım oranına sahiptir [15]. SLA ve DLP tekniklerine göre çalışma prensibinin keşfedilmesi bakımından daha sonra geliştirilmiş olmasına rağmen satış ve üretim maliyeti oldukça düşük olduğu için günümüzde en yaygın olarak kullanılan yöntemdir.

1.1.2. Siterolitografi (Stereolithography)

Sıvı tankı içinde bulunan foto-polimer reçinenin içinden yoğunlaştırılmış ışık, ultraviyole ışık ya da lazer ışını geçirilip sıvının katılaşması mantığı üzerine kuruludur. Oluşturulan model dosyası program veya yazıcı arayüzü üstünden katmanlara ayrılıp noktasal ışık kaynağının gideceği yol belirlenir. Rotası belirlenen ışık kaynağı üst tablanın sıvı tankı içine batırılıp yolunu takip etmesiyle katman katman parça bütüne tamamlanır. Şekil 1.2'de görüldüğü gibi ışığa maruz kalmayan parça dışı bölgeler sıvı halde kalıp parça üstünden tank üzerine geri süzülür. Baskıda, parça genellikle üst tablada ters şekilde yukarıdan aşağıya doğru basıldığı gibi düz şekilde aşağıdan yukarı doğru da baskı yapan cihazlar bulunmaktadır [1].



Şekil 1.2 SLA Çalışma Prensiplerinin Gösterimi [16]

SLA tekniğinde karmaşık geometri modeller daha başarılı basılır. Yüksek hassasiyet ve çok küçük detayları olan modeller için tercih edilmektedir. Mikron seviyesinde gözenek ve dokuları oluşturma yeteneği sayesinde biyo-mühendislik çalışmalarında kullanılmaktadır.

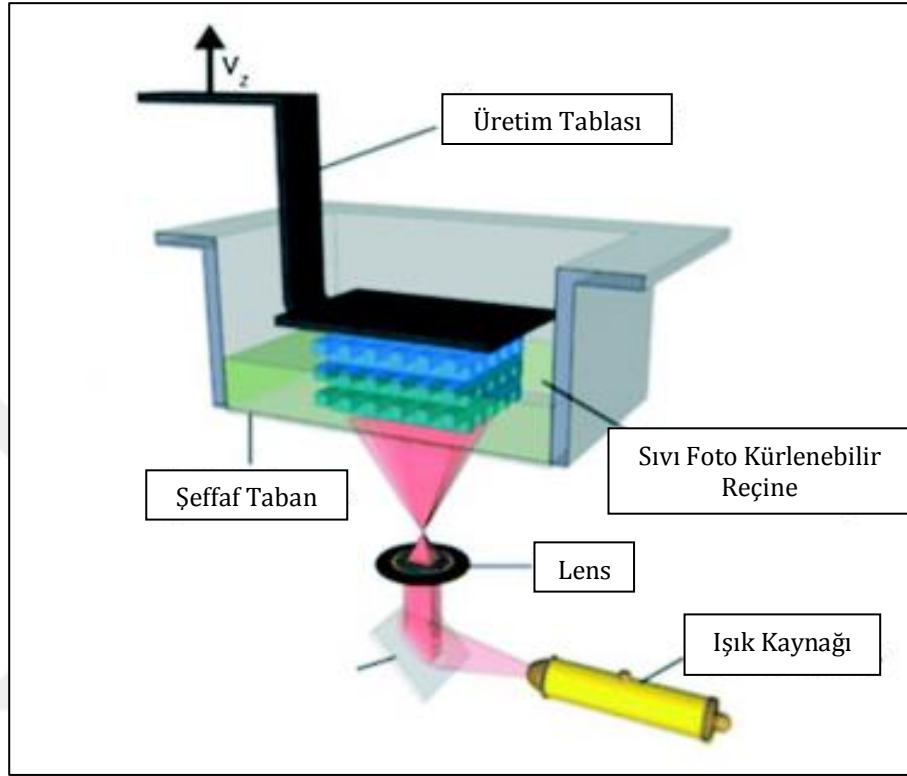
SLA tekniğinin avantajları arasında; iç ve dış karmaşık geometri parçalar oluşturabilme, polimerleşmemiş reçinenin kolaylıkla uzaklaştırılması ve yüksek çözünürlük sayılabilir. SLA tekniğinin ana dezavantajı olarak SLA'ya uygun biyo uyumlu reçine çeşidindeki azlık gösterilebilir. Yüksek mukavemet gerektiren parçalarda göreceli olarak düşük mekanik özellikler göstermesi ayrı bir dezavantaj sayılabilir [17].

1.1.3. Dijital Işık İşleme (Digital Light Processing – DLP)

Sıvı tankı içinde bulunan foto-polimer reçinenin üstüne yoğunlaştırılmış veya ultraviyole ışık geçirilip sıvının katılaşması mantığı ile çalışma tekniği olarak SLA tekniğiyle benzerlik taşımaktadır [12]. Şekil 1.3'de gözüktüğü gibi ışık kaynağı bir projeksiyon makinesi gibi çalışır ve tablanın tümüne ışık tutabilen yansıtma açısına sahiptir. Önceden tasarımı hazırlanmış bir model için yazıcı öncelikle bu parçanın katman katman dilimlemesini yapar. Ardından her bir katman için katılaşması gereken bölgelerin ışık profili belirlenir [1].

Baskılama işlemi tablanın sıvı reçine tankına batırılmasıyla başlar. Üst taraftaki tabla belirlenen katman kalınlığı (min. 50 μm) kadar bir boşluk kalana dek alt şeffaf

zemine yaklaşır. Alt şeffaf zeminden geçen ışık profili, zemin ile tabla arasında boşluk kalacak kadar bir kalınlıktaki reçineyi foto-polimerleşme reaksiyonu ile katılaştırır. Diğer bir ifade ile zemin ile tabla arasındaki boşluk parçanın katman kalınlığını ve z eksenindeki hassasiyetini temsil etmiş olur [5].



Şekil 1.3 DLP Çalışma Prensibinin Gösterimi [18]

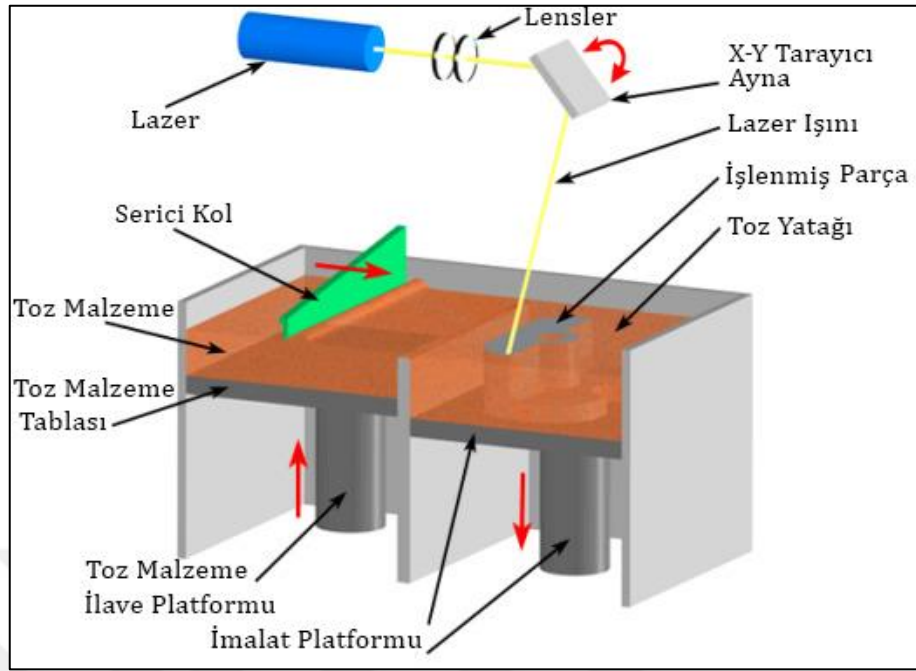
Dijital Işık İşleme yöntemi Stereolitografi yöntemi gibi hassas parçaları yüksek doğrulukta işleyebilir. Geometrik olarak karmaşık ve eğimli yüzeyleri, modeli oluşturulan parçadaki istenilen hassasiyete ulaşmak mümkündür. Bu hassasiyet 50 μm seviyesine kadar inebilir. Bir katmanı işleme için parça profilinin üstünden geçmesi gerekmez [12]. Katmandaki her bir bölgeye aynı anda ışık gider ve böylece bir katmanda geçen süre oldukça kısadır. Bir katman için verilen ışık süresi ortalama 5 ile 10 saniyedir. Çoklu parça basımına oldukça uygundur. Çünkü katmanda oluşturulacak parça sayısının artması baskı süresini etkilemez [12].

DLP yöntemi sahip olduğu yüksek çözünürlük ile modeldeki mikron seviyesindeki detay, unsur ve boşlukları işleyebilir. Biyo-uyumlu reçine kullanımıyla biyomedikal ürün ve dişçilik sektöründe kullanımı deneysel çalışmalarda ve ticari ürün geliştirmede yer almaktadır [19].

3B jel baskı, SLS, SLA gibi diğer eklemeli imalat yöntemleri ile karşılaştırıldığında DLP tekniği çok daha basittir. Boşluk doldurma işleminde parçanın kesit alanının büyüklük ve karmaşıklığına bakmaksızın rahatlıkla üretilir. Kesit alanındaki şeklin içini oluşturmak için takım yolu planı oluşturmaya ihtiyaç duymaz [1]. Işığın maruz kaldığı yüzey doğrudan etkilendiği için kesit boyutunun büyüklüğünden etkilenmez. Böylece baskı hızı ve baskı verimliliği artar. Sıvı reçinedeki katı içeriğin belli bir orana kadar sınırlandırılması nedeniyle baskı sonrası sinterleme ve bağlayıcı giderme işlemleri sonrası büzülme meydana gelir [20]. Bu yüzden sinterleme ve bağlayıcı giderme işlemleri sırasında çatlak oluşumu gibi hataların önlenmesi için kontrollü şekilde gerçekleştirilmelidir. Reçineden baskılama esnasında ışığın saçılması ve nüfuzu şekillendirme doğruluğunu azaltır. Ayrıca z eksenindeki şekillendirme doğruluğunun yüksek olması nedeniyle DLP tekniği için ön işlemler gerekmektedir [21].

1.1.4. Seçici Lazer Ergitme / Sinterleme (Selective Laser Melting / Sintering – SLM/SLS)

Katı toz tane halinde malzemesi bulunan, tabanındaki aşağı yukarı hareket sayesinde derinliği değişebilen bir tankın üstüne yoğunlaştırılmış lazer ışını geçirilmesi prensibi ile toz taneciklerinin eriyip birbirine bağlanmasıyla baskı yapılan tekniğe Seçici Lazer Ergitme veya Seçici Lazer Sinterleme denir. Katmanlara ayrılmış modelin üzerinden geçecek lazerin rotası bilgisayar tarafından veya yazıcı üzerinde gömülü bir sistem üzerinden hesaplanır. SLA'daki gibi her bir katman için belirlenen profil ve buna bağlı yol değişiklik göstermektedir [12]. Şekil 1.4'de SLM/SLS tipi yazdırmanın çalışma prensibi gösterilmiştir.



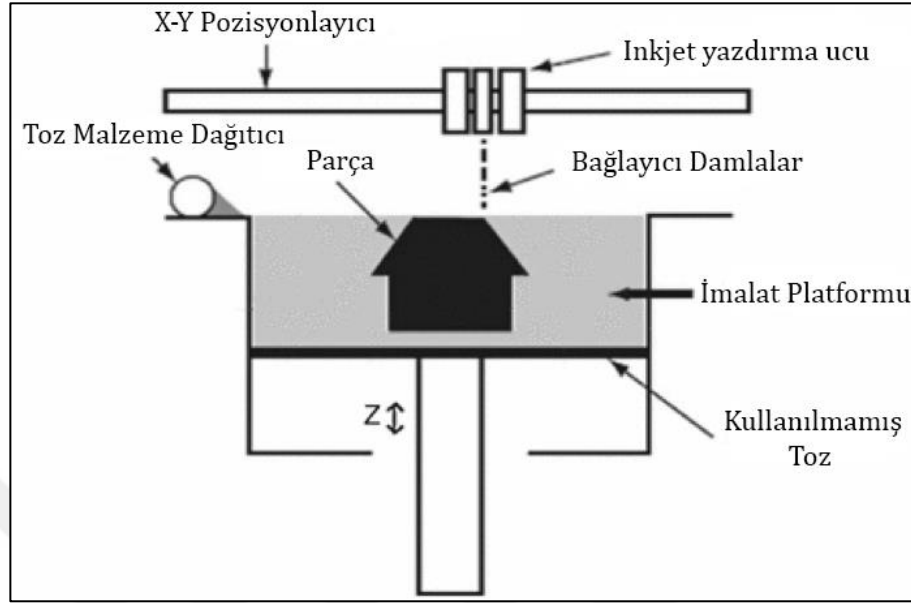
Şekil 1.4 SLM/SLS Çalışma Prensiplerinin Gösterimi [22]

Parçanın üstüne basılacağı alt tabla katmandaki baskı bitince katman kalınlığı kadar aşağı iner. Toz parçacıkları, aşağı inen tablanın son seviyesine kadar bir silindir yardımıyla yığılır. Lazer kaynağı bu yığılmış ince toz katmanı üzerinden geçerek tozları profil alanına göre birleştirir [1]. Bir sonraki katmanda kullanılacak ilave toz tanecikleri yan taraftaki tablanın belirli bir miktar yukarı kalkmasıyla silindir ile sürüklenecek seviyeye gelir. Bir önceki katmanda toz yığılma ve lazer ile ergitme işlemleri tekrarlanarak adım adım üretim tamamlanmış olur [23].

1.1.5. Bağlayıcı Püskürtme (Binder Jetting)

Bu yöntem farklı kaynaklarda toz yatağında yazdırma (powder bed printing), yazıcı püskürtme ile yazdırma (inkjet 3D printing), toz üstüne düşürme (drop-on-powder) gibi isimlendirmeler kullanılmaktadır [24]. Bu üretim metodunda toz bazlı bir malzeme ve bir bağlayıcı maddesi kullanılır. Bağlayıcı madde toz haldeki malzeme tanelerini birbirine bağlamak için güçlü bir yapıştırıcı görevi görür. Bağlayıcı bir 2B yazıcıdaki gibi sıvı halde katmana püskürtme işlemi uygular. Her bir katman için bu işlem Şekil 1.5'deki gibi uygulanır. Platformdaki alt tabla katman kalınlığı kadar aşağı iner ve sürükleyici merdane aşağı inen platforma toz malzeme sererek yüzeye doldurur. Ardından bir sonraki

katmana geçiş yapılmış olur. Bu işlem parça katmanlarının tamamı bitinceye kadar tekrar eder [12].

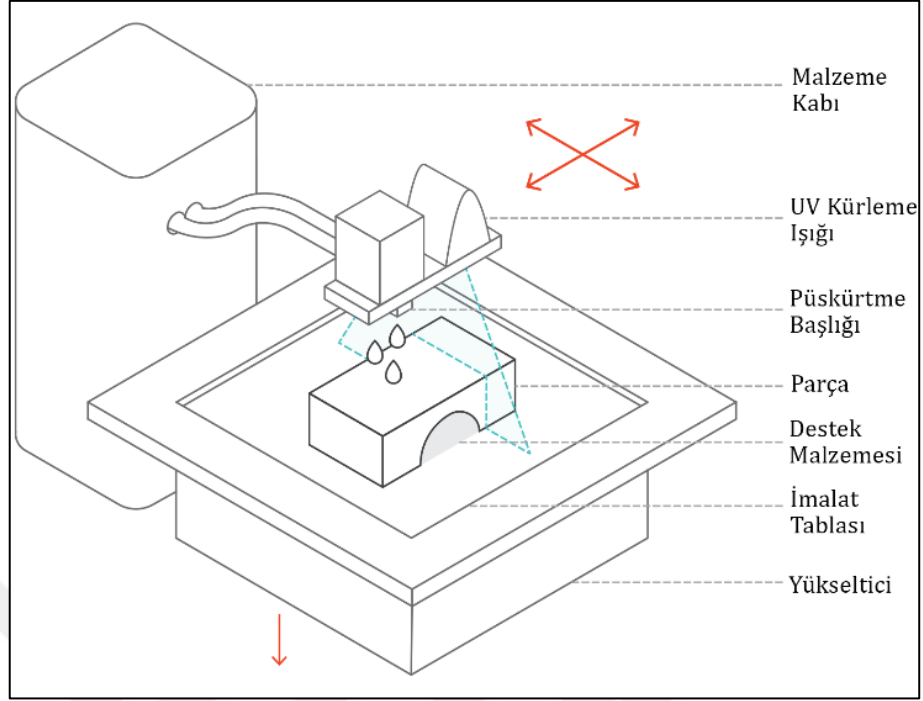


Şekil 1.5 Bağlayıcı Püskürtme Çalışma Prensibinin Gösterimi [25]

Bağlayıcı püskürtme yönteminde toz seramik, metal veya polimer olmak üzere geniş malzeme kullanımına sahiptir. Bağlayıcı püskürtme metodunda çok yüksek çözünürlük ve hassasiyetlere ulaşmak diğer metotlara göre daha zordur. Ancak bu metotla ana toz malzemesi renkli olmasa bile baskı yapılan parçalarda renkli baskı sonuçları alınabilir. Böylece parçaların prototipini oluşturmada görsellik anlamında daha tercih edilebilir bir metot haline gelmiştir [26].

1.1.6. Malzeme Püskürtme (Material Jetting)

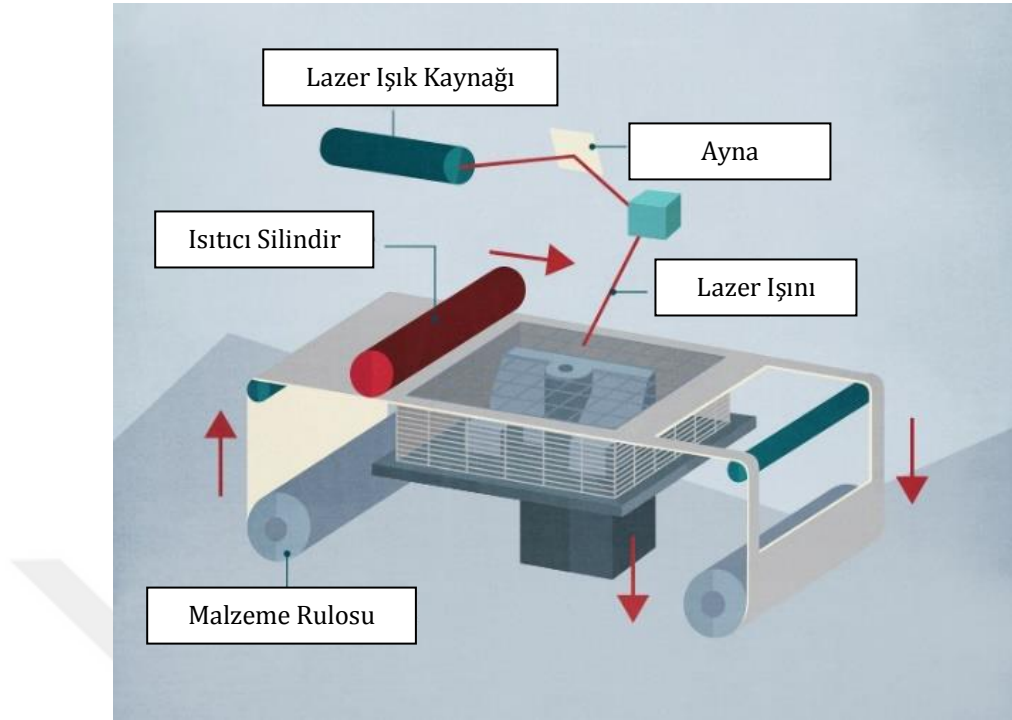
Fotokürlenabilir reçinenin nozuldan geçirilmesi ya da damlatılması yolu ile katmanı belirlenen bölgeye bağlayıcı püskürtme tekniğindeki gibi ham malzemenin başlıklar ile akıtılıp katılması prensibine dayanır. Püskürtülen malzeme katman geometrisine göre yol alır. Aynı zamanda nozul yanında yer alan ultraviyole ışık katmanın katılmasında önemli rol alır. Yazdırma ucundaki malzeme püskürtme ve UV ışık başlıkları Şekil 1.6'daki gibi yan yana durur ve birbirleriyle uyumlu şekilde çalışır. Karmaşık geometrili parçalar için diğer yöntemlerdeki gibi destek malzemesi olarak jel benzeri bir malzeme kullanılır. Baskı sonrası destek malzemesi olarak kullanılan parça rahatlıkla ayrılır ve malzeme bir bütün haline gelir [27].



Şekil 1.6 Malzeme Püskürtme Çalışma Prensibi [28]

1.1.7. Laminatlı Obje Üretimi (Laminated Object Manufacturing - LOM)

Alt tarafı yapıştırıcı, sac levha halinde ve bir rulo sarılmış şekildeki ana malzeme alt tabla üzerine serilir. Katmanın üzerinden sıcak silindir geçer ve alt tarafı ısıya bağlı olarak yapışkanlığı artar. Ardından katmanın profil şekline göre lazer ışını sac levha halindeki malzemenin üzerinden geçerek katmanı şerit levha halinden ayırır. Şekil 1.7’ de gözüktüğü üzere katman parça geometrisine göre katılaştırılması tamamlandıktan sonra alt tabla aşağı doğru iner malzeme rulosu dönerek yeni katmanı oluşturur. Her katmanda bu işlem tekrarlanarak parça eklemeli olarak üretilmiş olur [29].

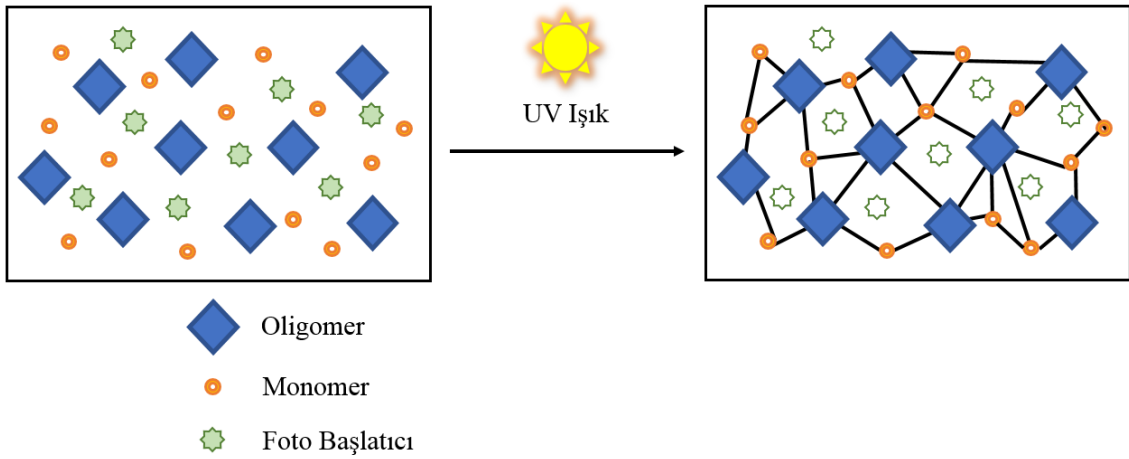


Şekil 1.7 LOM Çalışma Prensipli Gösterimi [30]

1.2. Foto-Polimer ve Foto-Polimerleşme Reaksiyonu

Sıvı haldeki bir polimerin, ultraviyole veya elektromanyetik spektrumda görünür bölgedeki bir ışığa maruz kalıp ardından katılaşması ve kimyasal özelliklerinin değişmesi olayına foto-polimerleşme tepkimesi ve bu tepkime ile oluşan malzemeye foto-polimer denir. Foto-polimer bir reçine monomer, oligomer ve foto-başlatıcı olmak üzere 3 temel bileşenden oluşur [31]. Tepkime esnasında bu bileşenler kendi aralarında çapraz bağlar yaparak malzemede sertleşme meydana gelir. Malzemedeki bu sertleşme olayına foto-kürleme (photo-curing) olarak adlandırılır [32]. Vernik kaplama, emaye boya, oje vb. gibi birçok uygulama foto-polimerleşme reaksiyonu temeline dayanır [33].

Foto-polimer madde içindeki monomer ve oligomerler, ışığa bağlı olarak Şekil 1.8'de gözüktüğü gibi çapraz bağlanır ve ağı polimer olarak bilinen yapıya dönüşür. Foto-başlatıcılar, oligomer üzerindeki polimerleşmeyi aktive eden bileşenlerini foton ışınımı ile çözünen yapılardır. Foto-polimer karışımlar genellikle monomer olarak stiren ve oligomer olarak akrilatlardan oluşur [34].



Şekil 1.8 Foto-polimerleşme Reaksiyonu Şematik Gösterimi

3 boyutlu yazıcı teknolojisinde kalsiyum polifosfat, PVA, HA, TCP, SrO ve MgO katkılı TCP, apatit-volastanit cam-seramik, PLGA, gibi biyo malzemeler katkı malzemesi olarak kullanılmaktadır [8]. Foto-çapraz bağlanabilir poli propilen fumarat (PPF) doku mühendisliği uygulamalarında SLA baskı tekniğinde yaygın olarak kullanılmaktadır. SLA tekniğinde kullanılan reçinelerden PLLA (poli D, L laktid) ve PPF-DEF son yıllarda sıklıkla kullanılmaktadır [8].

1.3. Biyoaktivite

Yapay olarak üretilen bir parçanın vücut ortamındaki bir kemiğe bağlanması için aranan temel gereksinim, canlı vücuda implantı yapıldığında kemik benzeri apatit oluşumu gözlemlenmesidir [35]. Üretilen parça yapay vücut sıvısı içinde belli bir süre bekledikten sonra yüzeyinde apatit tabakası oluşması gerçekleşir. Genel anlamda biyoaktivite bir malzemenin doğal kemik dokusu ile doğrudan, yapışık ve güçlü bir bağ geliştirmesi özelliği olarak tanımlanır. Yapay vücut sıvısı (YVS) içinde bir malzemenin yüzeyinde apatit oluşma seviyesi, malzemenin in vivo kemik biyoaktivite seviyesini belirlemede yardımcı olur. Bu yüzden bir parçada in vivo kemik biyoaktivite davranışı gözlemek için YVS içinde yüzeyde oluşan apatitin görülmesi ile öngörülebilir [35].

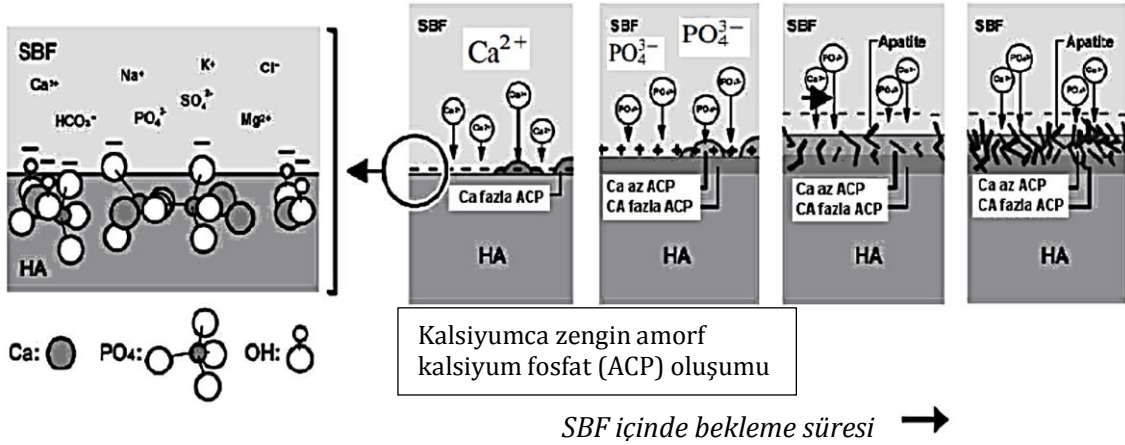
Biyoaktivite kemik ve dental implantların bağlanması ve daha iyi bir kararlılık için kemik entegrasyonunu destekleyen önemli bir özelliktir. Biyouyumlulukta kullanılan kaplamalar yüksek yüzey alanını ve reaktifliği temsil ederek kaplama malzemesi ve çevresindeki kemik dokuları arasında güçlü bir etkileşime yol açar. Biyolojik ortamda,

karbonatlı hidroksiapatit (CHA) tabakasının oluşumu kemik dokularına bağlanmayı başlatır [36].

Daha kısa bir deyiş ile biyoaktivite bir implantın tıpkı canlı bir sistemdeki doğal ortamdaki yanıtını taklit etme yeteneğidir. Biyoaktif maddeler ile vücut arasında güçlü bir bağ oluşturabilmek için arayüzde biyolojik bir yanıt ortaya çıkmalıdır. Bu sebeple implant olarak kullanılacak parçanın biyoaktivitesinin rolü biyomedikal uygulamalar için kaçınılmazdır [37].

Osseointegrasyon ile biyoaktivite birbirleriyle yakın anlamda kullanılsa bile aynı anlama gelmez. Biyoaktivite, kimyasal bir bakış açısıyla biyolojik çevreye yerleştirildiğinde malzemenin nasıl tepki vereceğine dair ipuçları verebilir ancak osseointegrasyon daha karmaşık bir süreçtir. Osseointegrasyon, kemik başlatımına(osteoinduktivite) ve kemik iletimine(osteokondaktivite) bağlıdır. Ancak osseointegrasyonun tanımı implantın zaman içindeki fonksiyonel tepkisine dayanır ve in vitro çalışmalar ile değerlendirilmesi doğru sonuçlar vermez [38]. Osteokondaktivite ise genç osteoblast hücrelerinin uyarılmasıyla kemiğin büyümesi veya iyileşmesi özelliğini belirten bir terimdir.

Bir parçanın YVS içerisinde pH seviyesi, sıcaklık ve diğer ortam şartlarının sağlandıktan sonra belirli sürelerde bekletilmesiyle apatit oluştuğu kaynaklarda yer almaktadır. Şekil 1.9' da YVS içinde çeşitli bileşiklerin bir arada bulunup etkileşime girmesiyle apatit oluşumu süreci gösterilmektedir. Apatit minerali vücut içinde sadece kemik dokusunda oluşurken yapılan biyoaktivite testlerinde implant malzeme üzerinde oluşması beklenir [39]. Apatit çekirdeklenmesi olduktan sonra vücut sıvısı içinde kalsiyum ve fosfat iyonlarının tüketilmesi apatit tanelerinin büyümesine yardımcı olur. Kontrollü bir apatit oluşumu yapabilmek için HCO_3^- iyonunun yoğunluğunu daha kesin oranlarda kullanımıyla mümkün olabilir. YVS içinde HCO_3^- iyonunun artması daha yoğun bir apatit tabakası oluşturmasını tetiklerken azalması ise daha seyrek bir apatit tabakası oluşumuna sebep vermektedir [39].



Şekil 1.9 YVS içinde Bekleme Sürecinde Yüzeyle Meydana Gelen Değişimler [39]

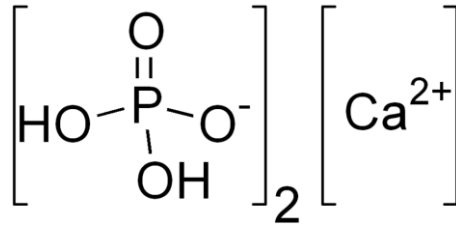
Parça yüzeyinde apatitin kendiliğinden büyümesi YVS içindeki OH^- , Ca^{+2} ve PO_4^- iyonlarının tüketilmesiyle meydana gelmektedir. Kalsiyum fosfat bileşiğinin yüzeyde çökmesiyle ilk olarak amorf kalsiyum fosfat fazı oluşur [39]. Bu fazda tanecikler üzüm salkımına benzer yumrulu bir biçim oluşturur. Ardından bu taneler büyük salkımlar haline gelir. Daha sonra bu yapıların içi su dolmaya başlar. Oluşan bu karbonatlı apatit yapıları kalsiyum eksik apatit olarak da isimlendirilmektedir [39].

Biyoaktivite testlerine ait bu çalışmaların yanında insan ve canlı ortamlarda parçaların yaşayabilirlik ve uyumluluğunun ölçülmesi için birçok daha ileri çalışmalarda yapılmaktadır. Örneğin in vitro (vücut içi) hücre kültürü testleri için; oAEC (ovine amniotic epithelial cells) koyun hücresi, insan umbilikal (göbeğe ait) damar endotelial hücresi, fare kemik iliği hücresi, MC3T3-E1 fare pre-osteoblast hücresi, insan mezankimal kök hücresi gibi hücreler kullanılarak parçaların biyoyumluluk yetenekleri test edilmektedir [8][40][41].

1.4. Kalsiyum Fosfat

Kalsiyum fosfatlar yapısında kalsiyum iyon minerali (Ca^{+2}) ile inorganik fosfat anyonunun birlikte bulunmasıyla oluşan bir kimyasal bileşik ailedir. Bu ailenin tek kalsiyum şeklinde bulunan mono kalsiyum fosfat şekil 1.10'da gösterilmiştir. Bazı kalsiyum fosfatlar yapısında buna ek olarak oksit veya hidroksit yapısı bulundurabilir. Kalsiyum fosfatlar kemik minerali ve diş minesini gibi birçok yaşayan organizmada bulunur [42]. Sütte, koloidal kalsiyum fosfat (CCP) olarak adlandırılan magnezyum,

çinko ve sitrat ile kazein proteinine bağlı misellerde koloidal formda bulunur. Fosforik asit ve gübrelerin üretiminde de çeşitli kalsiyum fosfat mineralleri kullanılır [43].



Şekil 1.10 Kalsiyum Fosfat Ailesinden Mono Kalsiyum Fosfatın Kimyasal Gösterimi

Kalsiyum fosfatlar yapay kemik naklinde kullanılan en yaygın yapılardan birisidir. Bunun başlıca nedeni kemiğin mineral bileşenlerindeki yakın benzerlikten gelmektedir. Çok sayıda form, bileşim ve uygulama yöntemi mevcuttur. Ticari olarak satışı bulunan ürünlerin sayısı oldukça geniştir ve bu giderek artmaktadır [10]. Belirli, özel bir kalsiyum fosfat türünün seçimi kombinasyon halinde istenilen özelliklerin göstermesine bağlı olmalıdır. Bu özelliklerden önemlilerinden bir tanesi de emilim oranıdır [42].

Kalsiyum fosfat seramiklerinin geometrik özellikleri esas olarak gözeneklilik ve boşluklar arası bağlantı ile ilişkilidir. Çeşitli çalışmalara göre yeni dokuların gelişmesi için en uygun (optimum) gözenek boyutu 100 ile 700 µm'dur [44]. Bu gözenek boyutu aralığı; lifli dokunun büyümesini, damarların oluşumunu ve ayrıca malzemenin emiliminde yer alan hücrelerin istilasını kolaylaştırır [45].

Kalsiyum fosfatlar memeli canlılar için kemik dokusunun mineral bölümünü oluşturur. Hidroksi apatit, kloro apatit, floro apatit, trikalsiyum fosfat olmak üzere birden fazla kalsiyum fosfat türü vardır. Kalsiyum fosfatların kimyasal özellikleri su içindeki davranışları da dahil olmak üzere doğrudan bileşimi yani Ca/P molar oranı ile alkalıdır [42].

En yaygın şekilde kullanılan kalsiyum fosfatlar hidroksi apatit ve trikalsiyum fosfat'dır. Hidroksi apatit hazırlanması için bileşimin Ca/P molar oranı 1,67 iken, trikalsiyum fosfat hazırlanması için bu oran 1,5'tir. Diğer kalsiyum fosfatlara ait kalsiyum / fosfor oranı, kısaltması ve kimyasal formülü Çizelge 1.1'de gösterildiği gibidir. Hidroksiapatit kalsiyum fosfat bazlı bir biyo-malzemedir. Kemik nakli ve kemik yerine geçecek parçalar için önemli uygulama potansiyeline sahiptir [42].

Çizelge 1.1 Kalsiyum Fosfatların Çeşitleri ve Kalsiyum/Fosfor Oranları [42]

İsim	Kısaltma	Formül	Ca/P oranı
Monokalsiyum fosfat monohidrat	MCPM	$\text{Ca}(\text{H}_2\text{PO}_4)_2 \cdot \text{H}_2\text{O}$	0,5
Dikalsiyum fosfat anhidrat (monetit)	DCPA	CaHPO_4	1,0
Dikalsiyum fosfat dihidrat (bruşit)	DCPD	$\text{CaHPO}_4 \cdot 2\text{H}_2\text{O}$	1,0
Octakalsiyum fosfat	OCP	$\text{Ca}_8\text{H}_2(\text{PO}_4)_6 \cdot 5\text{H}_2\text{O}$	1,33
β -Trikalsiyum fosfat	β -TCP	$\text{Ca}_3(\text{PO}_4)_2$	1,5
Amorf kalsiyum fosfat	ACP	$\text{Ca}_3(\text{PO}_4)_2 \cdot n\text{H}_2\text{O}$	1,5
α -Trikalsiyum fosfat	α -TCP	$\text{A-Ca}_3(\text{PO}_4)_2$	1,5
Hidroksiapatit	HA	$\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$	1,67
Tetrakalsiyum fosfat	TetCP	$\text{Ca}_4(\text{PO}_4)_2\text{O}$	2,0

HA ve TCP her ikisi de biyo uyumlu malzeme olarak kullanılır. HA az çözünür ve emilebilir özelliği vardır. Ancak TCP ise osteokondaktif özelliği ile kemik onarımına destek olduktan sonra yavaş yavaş emilebilir. Kemikte kontrollü şekilde tekrar emilme ve yenilenme özellikli yapılar üretmek için HA/TCP iki fazlı (biphasic calcium phosphates – BCP) malzemeler kullanılmaktadır. HA ve TCP her ikisi de ayrı olarak biyomedikal sektörde kullanılmaktadır [46].

Kalsiyum fosfatların mekanik mukavemeti, kompozisyonlarına ve geometrik özelliklerine bağlıdır. Kemiğin mekanik özellikleri kalsiyum fosfatlardan farklıdır, çünkü kollajen proteinin varlığına bağlı olarak kemik bir miktar esneklik gösterir. Ayrıca, farklı kemiklerin tipleri ve farklı kemik dokuları farklı özelliklere sahiptir. Örneğin femoral kortikal kemiğin boyuna basma mukavemeti 205 MPa iken, insan trabeküler kemiğinin mukavemeti ise bölgeye ve hastanın yaşına bağlı olarak 0.1 ila 30 MPa arasında değişir [47]. Genel olarak, HA yüksek bir basma dayanımına sahipken TCP daha düşük bir basma dayanımına sahiptir. Sıkıştırılmış yapılar da gözenekli yapılara göre daha yüksek basma dayanımına sahiptir. Mineral veya kolajen içeren kemik dokusunun aksine, kalsiyum fosfatlar kesme kuvvetlerine maruz kaldıklarında daha düşük dayanım gösterirler. Bu nedenle vücutta kullanılacak yapay nakil kemiğin sabitlenmesi ve mekanik olarak doğrultusunun ayarlanması büyük öneme sahiptir [47].

Farklı tane boyutlarına sahip (0.1 μm , 5 μm , 20 μm , 100 μm) 4 küresel ve iğne şekilli 2 farklı tanecik şeklinin vücutta iltihap göstermesi üzerine bir çalışma yapılmıştır

[48]. Küçük olan iğne şekilli HA parçacıkları, küresel şekilli daha büyük boyutlu küresel HA parçacıklarına kıyasla daha uzun süreli bir iltihaplanma tepkisi gösterir. Buna göre, küçük iğne şekilli parçacıkların başarılı doku oluşturmasını teşvik etmede zararlı olabileceğini düşündürmektedir. Bu bulgular, farklı HA parçacıkları seçilerek, doku mühendisliği yapılarının, bağışıklık hücresi tepkisini ayarlanabileceğini göstermektedir [48].

Kalsiyum fosfatlar osteoindüktif olması nedeniyle sentetik sert dokular olarak üst sıradaki seçenekler arasındadır. Osteoindüktif özelliğiyle kemiğin büyümesini kolaylaştırır. Bu nedenle metal temelli protezlere kalsiyum fosfatlar kaplama uygulaması olarak da kullanılır [49].

Osteoindüksiyon, osteogenezi tetikleyen ve uyaran bir süreci anlatan terimdir. Her türden kemik iyileşme sürecinde sıklıkla görülen bir olgudur. Osteoindüksiyon, olgunlaşmamış hücrelerin gelişmesini ve bu hücrelerin preosteoblastlara dönüşmesi için uyarılmasını belirtir. Kırık ya da çatlak bir kemiğin iyileşmesi süreci osteoindüksiyona bağlıdır [50]. Osteokondüksiyon ise kemiğin bir yüzeyde büyüdüğü anlamına gelir. Bu olay kemik implantı operasyonlarında sıklıkla gözlemlenir. Bakır, gümüş ve kemik çimentosu (polimetil metakrilat) gibi düşük biyouyumlu implant malzemeleri çok az osteokondüksiyon özelliği gösterir veya hiç göstermez [51]. İmmünojenisite ise bağışıklık sistemini uyandırıcı ve harekete geçirici olmasını belirten bir terimdir [52].

1.5. Kemiğin Özellikleri ve Mekanik Yapısı

Kemik yapısal olarak çeşitli düzenlemelerin ve biyolojik katmanların bulunduğu, birçok yönden gereksinimlere ihtiyaç duyan kompleks ve hiyerarşik bir tasarıma sahiptir. Kemiğin malzemesi ve geometrik yapısı mekanik yük altındaki davranışını belirler. Kemiğin gerilme ve gerinim anındaki performansı iskeletin mekanik rijitliğini ve yapısal mukavemetini belirler [53].

Anizotrop ve viskoelastik tasarımı sayesinde kemikler farklı büyüklük, yön, oran ve frekanslarda kendine özgü tepki ve davranış gösterir. Kemikler sahip oldukları farklı yoğunluk ve lif yönlenmesine bağlı olarak enine ve boyuna eksenlerdeki yüklemelerde farklı mekanik davranış gösterirler [54].

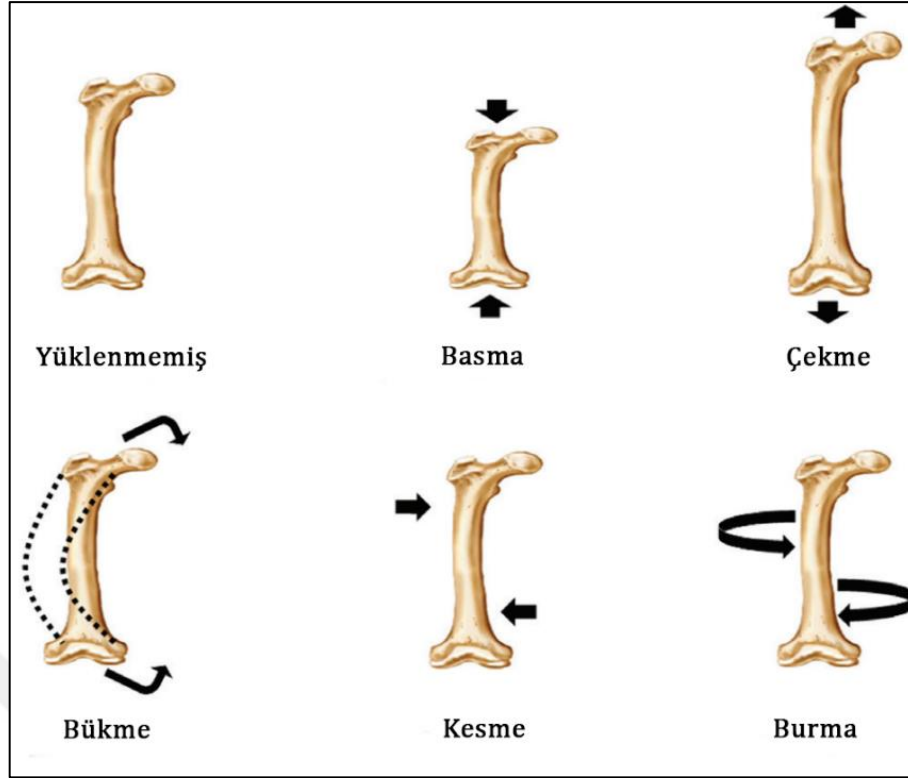
Kortikal kemik; basma basıncında çekme basıncına göre, boyuna yüklerde enine yüklere göre, daha mukavemetli ve daha rijit duruş sergiler. Trabeküler kemiğin mekanik davranışı kortikal kemiğe kıyasla sahip olduğu düzensiz boşluklu değişken bağlantılı yapısından dolayı tahmini daha zor ve değeri daha değişkendir [54].

Kemik rutin olarak çekme, basma ve kesme gerilmelerine karşı koyar. Gerinimi (uzamayı) oluşturan kuvvetler tek eksenli, iki eksenli ya da üç eksenli biçiminde oluşsa bile, bazı zamanlarda kemik çeşitli konum ve büyüklüklerde her üç formda da oluşacaktır. Kortikal kemik dokusu için oluşan gerilim ve katsayı değerleri Çizelge 1.2.'deki gibi iken trabeküler kemik dokusu için ise bu değerler boylamasına mukavemet için basma 50 MPa, çekme 8 MPa ve elastisite katsayısı 400 MPa'dır [54].

Çizelge 1.2 Kortikal kemik dokunun mukavemet, elastik modülü ve poisson oranı ortalama anizotropik (yöne bağımlı) değerleri [54]

Boylamasına Eksen	Basma Mukavemeti (MPa)	193
	Çekme Mukavemeti (MPa)	133
	Elastisite Modülü (MPa)	17,0
	Poisson Oranı	0,40
Enlemesine Eksen	Basma Mukavemeti (MPa)	133
	Çekme Mukavemeti (MPa)	51
	Elastisite Modülü (MPa)	11,5
	Poisson Oranı	0,62
Kesme	Kesme Mukavemeti (MPa)	68
	Kesme Modülü	3,3

Kemik organik ve inorganik olmak üzere iki fazlı kompozit malzemeden oluşmaktadır. Kemiğin geometrisinden bağımsız olarak bu malzemelerin kendi arasında oluşturduğu ilişki sonucu kemik Şekil 1.11'deki gibi farklı modlarda mekanik davranış ve dayanım gösterir [54].



Şekil 1.11 Kemikteki farklı yüklenme modlarının şematik gösterimi [53]

Gözeneklilik (porozite), kemiğin içindeki gözenek (pore) ve boşlukların büyüklük, yaygınlık ve dağılımını temsil eder ve dokuya göre karakteristik olarak değişmektedir. Gözeneklilik normal şartlar altında trabeküler kemik için %50-90 ile en belirgin ve amaca yönelik bir özellik iken, kortikal kemik için ise %5 ile %10 ile minimal seviye ve boyutta bir özelliktir. Kortikal ve trabeküler kemiğin her ikisi için de gözenekliliğin fonksiyonel önemi, kütlede ve yoğunlukta düşüş buna bağlı olarak dayanımda düşüş pahasına sağlanmalıdır. Gözenekliliğin artması trabeküler kemikte doku içindeki bağları zayıflatır iken ve kopmalar meydana gelir iken kortikal kemikte ise sert yapının rijitliğini kaybetmesine ve buna bağlı olarak taşıyabileceği eşik yük değerinin azalmasına sebep olur [54].

1.5.1. Kortikal Kemik

Kemiğin genellikle dış yüzeyini çevreleyen ve diğer katmanlara göre daha sert, rijit ve mukavemetli olan katmanına kortikal kemik dokusu denilir. Kortikal kemik yoğun ve sıkı yapısı ile sert kemik olarak da isimlendirilir. Boşluklar çok dar olmasından dolayı kılcal damarlar ve ince sinirler geçer. Yetişkin bir insanın kemik ağırlığının büyük bir kısmı kortikal kemikten oluşur [55]. Dokusunda bulunan her bir küçük birime osteon

denir. Osteonlar silindirik olarak kemik boyunca paralel olarak uzanır. Bu küçük osteon kanalların merkezinde damarlar ve çevresinde temel kemik hücreleri olan osteoblast ve osteositler bulunur. Hücreler arası madde ortamında fosfatça zengin hidroksiapatit ve esneklik özelliği olan kolajen lifler bulunur [56].

1.5.2. Süngerimsi (Cancellous) Kemik

Cancellous ya da trabeküler kemik olarak da anılan süngerimsi kemik dokusu kemiğin kesit alanına göre orta kısımda yer alan yüksek boşluklu ve çok gözenekli yapıya denir. Gözenekler kendi aralarında bağlantılara sahiptir. Yoğunluğu düşüktür ve yüzey alanı/hacim oranı oldukça yüksektir. Bu yüzden kortikal kemiğe göre daha zayıf ve daha esneklik özelliği vardır [56]. Yüksek yüzey alanı/hacim oranı kalsiyum iyon değişimi gibi metabolik olayların gerçekleşmesinde kolaylık sağlar. Süngerimsi kemik doku genellikle uzun kemiklerin sonlarında, eklemlerin yanında ve omurganın iç kısımlarında bulunur. Trabükler kemiğin yapısında yüksek damarlanma ve kırmızı kemik iliği gözlemlenir [56].

Süngerimsi kemik yapısı femur gibi uzun kemiklerde mekanik yük dağılımına göre hizalanıp şekillenir. Omur (vertebra) gibi kısa kemiklerde hizalanma yapısı ise halen çalışılmaktadır. Yetişkin bir bireyde trabeküler kemik toplam kemik kütlelerinin yaklaşık %20'sini oluşturur. Ancak sert kemik dokusuna göre yaklaşık 20 kat daha fazla yüzey alanına sahiptir [57].

1.5.3. Kemik İliği

Kemik iliği, kemik yapısının orta iç bölümünde, süngerimsi kemik dokusu tarafından tutulan yarı katı haldeki yapılardır. Kemik iliğinde vücut için özel olan; kan hücreleri, alyuvar hücreleri, erken kemik hücreleri üretilir. Sağlıklı bir insan vücudunun kütlelerinin yaklaşık olarak %5'i kemik iliğinin külesinden oluşmaktadır [58].

Kan kök hücresi, kemik kök hücresi gibi kök hücre uygulamalarında kemik iliğinden faydalanılmaktadır. Ayrıca kemik iliği nakli, kanser gibi bazı ağır hastalıkların tedavisinde kullanılmaktadır [59].

1.5.4. Kemiğin Hücresel Yapısı

Kemikte osteoblast, osteosit ve osteoclast olmak üzere 3 farklı hücre türü bulunmaktadır [60]. Temel olarak osteoblast hücreleri kemikteki hidroksiapatit gibi minerallerin ve kemik dokusunun oluşumundan sorumludur. Osteoblastlar kemikte kolajen ve protein sentezi yapar. Osteosit hücreleri osteoblast hücrelerinin olgunlaşmış

halidir ve yıldız şeklinde kollara sahiptir. Bu kolları sayesinde diğer osteoblast ve osteosit hücreleri arasında kemiğin onarılmasıyla ilgili sinyaller içeren iletişimi sağlar [61]. Osteositler Lakuna adı verilen hücreler arası boşluğu doldurur. Osteoklastlar ise yapısında bulunan özel enzimler sayesinde kemiğin yıkımından ve geri emiliminden sorumlu hücrelerdir [61]. Hücrelerin adının başındaki osteo ön eki tahmin edileceği üzere kemik veya kemik ile ilgili anlamına gelen Latince bir kelimedir.

Kemik içinde esnekliği ve kopma mukavemeti artıran protein, kolajen gibi organik maddeler, kemiğin rijit, sert ve gevrek olmasını sağlayan hidroksiapatit gibi birçok mineral ve tuz bulunur. İnsan vücudunda yaşa bağlı olarak bu inorganik maddelerin kemikte birikimi gerçekleşir. Buna bağlı olarak kemikte genç insanlardakine kıyasla kemik elastikiyeti azalır, sertlik ve kırılabilirlik artar [61].

1.6. Süngerimsi Kemik Dokusu İçin Uygun Kafes Yapı Çeşitleri

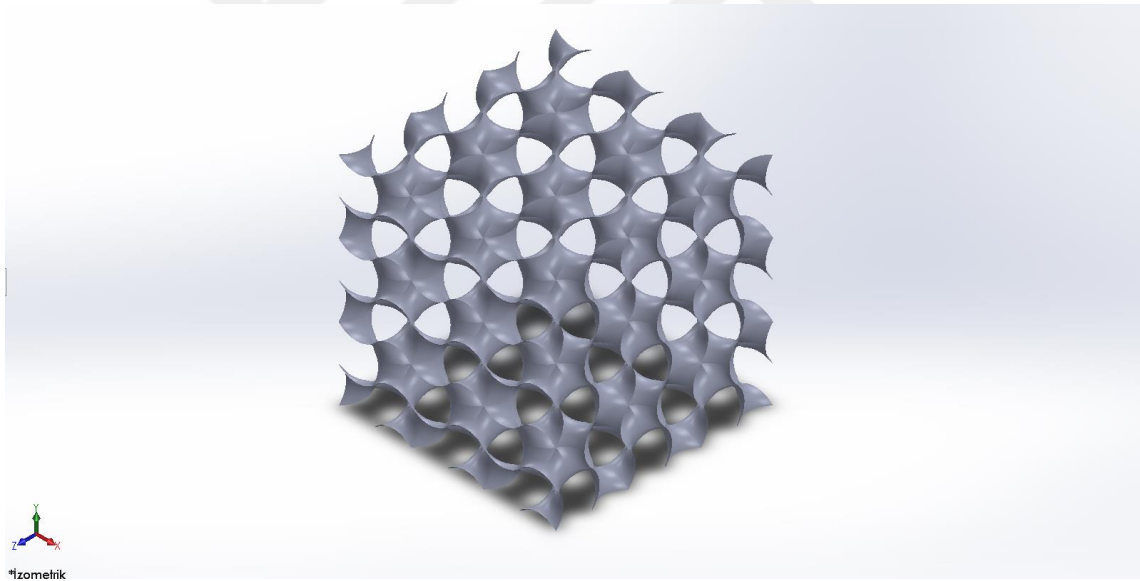
Kafes yapıları dikme çubuk desteklerin birleşmesi ile oluşan birim hücrelerin en az 2 veya daha fazla birbirini tekrar etmesiyle oluşturulan, topolojik olarak düzenlenmiş küçük iskeletlerdir. Hücresel boyutta bakıldığında nitelik ve özellik olarak başlı başına bir yapı olarak kabul edilir ancak bütün yapısal boyutta düşünüldüğünde bir metalmalzeme olarak davranış gösterir [62]. Kafes yapılarında hücre topolojisi, geometri gibi özellikler değiştirilerek akustik, dielektrik ve mekanik gibi fiziksel davranışlarında erişilemeyecek seviyelere ulaşılabilir [62].

Kemiğin içindeki süngerimsi kemik dokunun modellenmesi için birçok farklı kafes yapısı çalışma konusu olmuştur. Ele alınan kafes yapıları; mukavemet, elastisite katsayısı, Poisson oranı, gözeneklilik oranı, toplam yüzey alanı vb. gibi birçok değişken tarafından incelenmektedir. Genel anlamda bir kafes yapısından kemikteki gibi güçlü ve direngen olması, gerekli kimyasal tepkimeler ve maddeler arası etkileşim için de yüksek yüzey alanı değerlerine sahip olması, kafes yapıları arası birbirleriyle etkileşim istenir. Çeşitli alanlarda kullanılan farklı kafes yapıları içinden, kemik dokusu tasarımı için uygun olanlarından bazıları seçilmiştir ve konu başlığı olarak açıklanmıştır.

Hücresel kafes yapıları değişik geometri içine mekanik özellikler bakımından bir sorun oluşturmadan tasarım gereksinimlerine uygun bir şekilde tıraşlanarak konumlanabilmektedir. Bu da kişiye özgü ve lineer olmayan tasarımlar için etkin bir çözüm haline gelmektedir.

1.6.1. Jiroit (Gyroid)

Jiroit ilk olarak NASA'da çalışan bilim insanı Alan Schoen tarafından 1970'de tanımlanmıştır ve bu yüzden Schoen G yüzeyi olarak da anılmaktadır. Difarensiyel 3 boyutlu geometride üçlü periyodik minimal yüzey - ÜPMY (TPMS) ailesinin bir üyesidir ve yüzeyleri sonsuz bir biçimde belli bir trigonometrik fonksiyon kullanılarak tanımlanabilir [63]. Üçlü periyodik minimal yüzey yapıları doğada sabun köpükleri, kelebek kanatları ve böcek kabukları vb. birçok örnekte karşılaşılmaktadır [64]. ÜPMY (TPMS), benzersiz özelliklere sahip periyodik kompozitler ve hücreli yapılar oluşturmak için kullanılabilir. ÜPMY (TPMS), alanı sürekli bölgelere ayıran, sürekli ve birbirine bağlı takviyelerle kompozit malzemeler oluşturmayı mümkün kılan yüzeylerdir. Bu tür kompozitler bölgelerin etkili bir şekilde kullanılmasına izin verir. Matematiksel olarak incelendiğinde jiroitler sıfır ortalama eğriliğe sahiptir [63]. Kalınlık verilmemiş sac şekilde bir Jiroit yapısı Şekil 1.12 de gösterilmiştir.



Şekil 1.12 Hacimsiz Jiroit Yüzey İzometrik Görünüşü

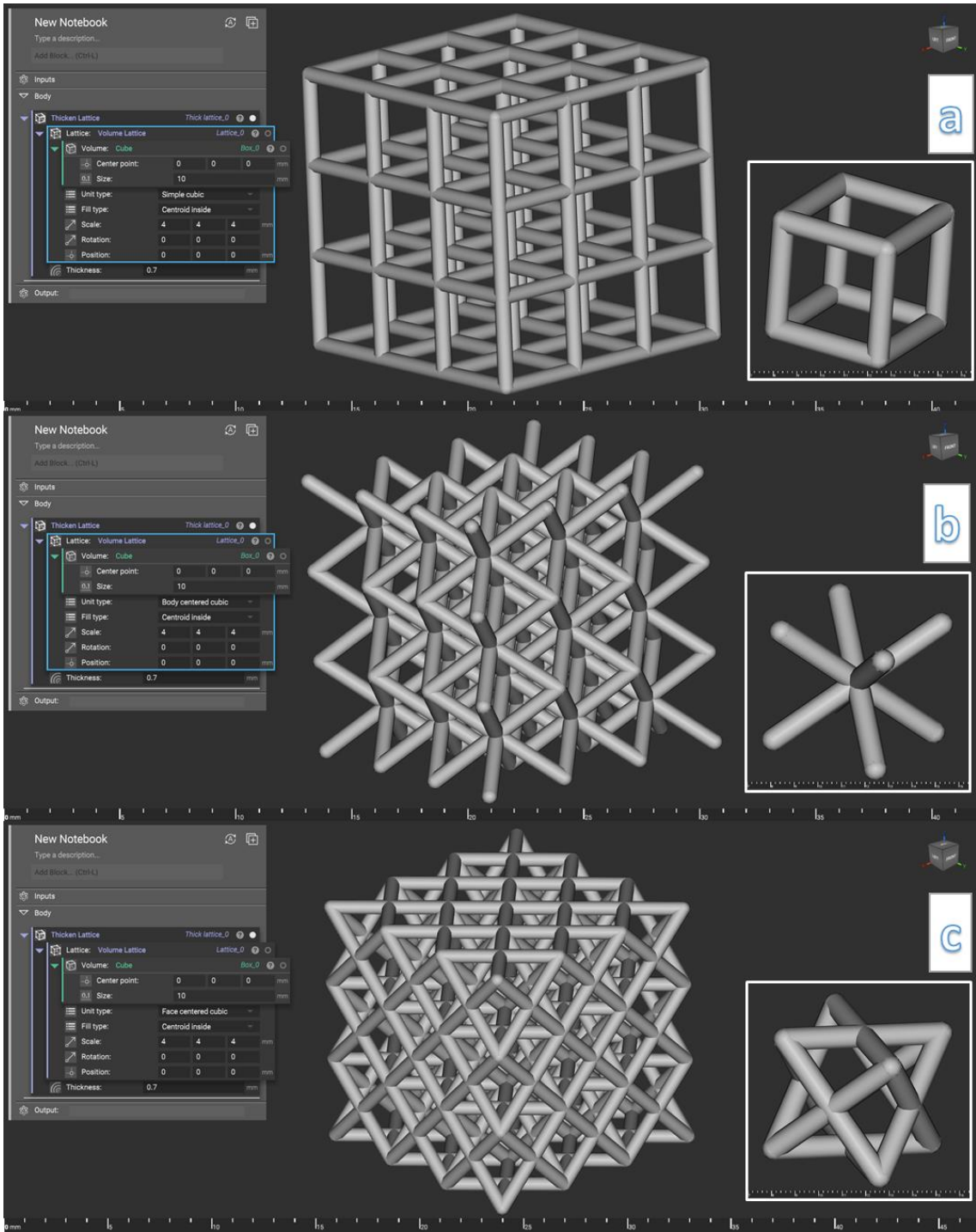
Mekanik performansı yüksek yapılar oluşturmak için kullanılan en popüler ÜPMY (TPMS)'lerden biri jiroit'dir. Jiroit üzerine yapılan birçok farklı çalışmada enerji emilimi ve hata modları incelenmiştir. Yüksek mekanik özelliklere ve düşük ve yoğunluk duyarsız termal özelliklere sahip hafif yapılara ulaşmak için 3B gözenekli grafenden yapılmış jiroit kullanılması önerilmiştir [65].

ÜPMY (TPMS), yüzey alanı/hacim oranı bakımından dikme kollardan oluşan (strut based) yapılara göre daha üstün hücresel yapılardır.

1.6.2. Kübik Kristal Sistemi Kafes Yapıları

Teorik olarak bir küp şekli üzerinde konumlanan kristal birim kafes yapılarıdır. Bu yapılar doğada kristal ve minerallerin atomik dizilişinde ve dış yapısında sıklıkla karşılaşılır. Basit kübik kafes, hacim merkezli kübik kafes ve yüzey merkezli kübik kafes olmak üzere 3 farklı temel formda bulunur. Kimyada elementlerin atomik yapılarının sınıflandırılmasında kullanıldığı gibi mekanik olarak kafes yapı birimi olarak da sıklıkla kullanılmaktadır. Bu 3 temel kafes yapısı kalınlık verilmiş halinde Şekil 1.13'de gösterilmiştir.

Dikme kol temelli bu kübik kafes yapıları tasarımdaki basitlikleri nedeniyle sıklıkla tercih edilir. Ayrıca bu kafes yapıları eklemeli imalatın vermiş olduğu avantajlar sayesinde düzgün ve verimli bir malzeme dağılımı ile topolojik optimizasyon uygulamalarında da kullanılmaktadır [62].



Şekil 1.13 Temel Kübik Kafes Yapıları; a) Basit Kübik Kafes b) Hacim Merkezli Kübik Kafes ve c) Yüzey Merkezli Kübik Kafes

2. KAYNAK ARAŞTIRMASI

Son zamanlarda birçok ülkeden birçok araştırmacı vücut içinde kullanılan protezlerin yüksek hassasiyet ve doğrulukta üretimi için fotopolimerleşme tekniğiyle çalışan 3B yazıcılara yöneldiği görülmüştür. Bu protez parçaların tasarımı için bazen standart tasarımlar bazen de kişiye bazlı özel tasarımlar bunun yanında ayrıyeten özel kafes örgülü tasarımlarda tercih edilmiştir. Bu üretim metodunun kullanılmasında temel hammadde olan fotopolimer reçine farklı katkı maddeleriyle farklı oranlarda karışımı denenmiştir. Bu karışımın homojen olarak hazırlanmasında bazen ek kimyasallar kullanılmıştır. Karışımın hazırlanma prosedürü ve parametreleri açıklanmıştır.

Vücut içinde kullanılması planlanan üretilen parçalar bazı araştırmacılar için malzeme hazırlanışı ve biyo-uyumluluk üzerine yoğunlaşmışken, bazı araştırmacılar için ise parçaların kafes yapısının tasarımı, tasarımların karşılaştırılması ve mekanik analiz çalışmaları gerçekleştirilmiştir.

Ülkemize ait yerli üretim bir yazıcı kullanılarak ilk DLP çalışmalarını farklı katkı maddelerinin kullanımı ile yeni reçine ve kompozit malzeme üretimi Aydın ve ark. tarafından gerçekleştirilmiştir. Yeni kompozit malzeme üretimine ait bu çalışmada MWCNT, SiO₂ (kolloidal silika) ve 40 mikron boyutlu B₂O₃ bileşenleri kullanılmıştır. Bazı maddelerde yüzeye yapışmama, bazı maddelerde reçinede çökeltme gibi problemler gözükmesine karşın yeni kompozit malzeme üretiminde DLP yazıcının başarılı bir sonuç verdiği ve bu alanda kullanabileceği gösterilmiştir [66].

Farklı mikro parçacıkların ana malzemeye katılarak 3 boyutlu yazdırma alanında yeni kompozit malzemelerin keşfedilmesi son dönemde sıklıkla çalışılan konular arasındadır. ABS filament malzemenin mekanik özelliklerinin güçlendirilmesi hedeflenmiştir. Çift vidalı ekstrüder kullanılarak ZrB₂ ve Al katkı maddeleri eklenip yeni kompozit malzeme üretimi yapılmıştır. Yeni malzemede uzanım (strain) değeri ve yükleme – ağırlık oranında az miktarda artış gözlemlenmiştir [67].

Farklı kompozit üretimlerinin olduğu kadar bu kompozitlerin mekanik özelliklerinin belirlenmesi için yapılan çalışmalarda literatürde genişçe yer almaktadır. Mekanik özelliklerin belirlenmesinde önemli bir yer tutan darbe (impact) testi üretilen yeni tip kompozitlerin karakterizasyonunda kullanılmaktadır. Uyaner ve ark. farklı açı ve geometriye sahip çarpıcılar (impactor) kullanarak katmanlı E-glass/epoksi kompozit numuneler üzerinde test etmiştir. Sönümlenen enerji üzerinden araştırma

gerçekleştirilirken, ortalama hasar alanı ve hesaplanan hasar olarak en yüksek değerin piramidal çarpıcı üzerinde gerçekleştiği gözlemlenmiştir [68].

H. Evlen, öğrencisi G. Erel'in yönettiği tez çalışmasında PLA anamaddesine farklı oranlarda HA ve TiO₂ nano parçacıklarını karıştırarak tuz infiltrasyonu yöntemi ile gözenekli kompozit yapılar üretmiştir. Üretilen numuneler 4 hafta bekletme süreli biyoaktivite testine tabi tutulmuştur. Numunelerin biyoaktivite etkisini gözlemleyebilmek için SEM mikroskobundan mikroyapısına, EDS ile element analizine ve XRD cihazı ile kimyasal yapısına ve fazlarına bakılmıştır. Çalışma sonucunda üretilen parçaların biyomedikal ve tıp alanındaki çalışmalarda yapay doku iskelesi olarak kullanılabileceğini belirtmişlerdir [69].

Chen ve ark. kordierit adındaki bir tür alümina magnezyum silikat olan bir seramiği reçine karışımında katkı maddesi olarak kullanmışlardır. Düşük termal genleşme katsayısı ve termal iletkenlik, yüksek termal şok direnci ve kimyasal kararlık gibi özellikler sunan bir malzeme kullanılmıştır. Reçine karışımında katkı maddesi ilavesi hacimce %40, %50 ve %60 oranları denenmiştir. Partikül boyutu 7,41 µm, 3 µm ve 0,35 µm olarak üç farklı büyüklük kullanılmıştır [9]. Dağıtıcı madde olarak BYK Chemical firmasına ait asidik grup kopolimer olan Disperbyk-111 ürünü kullanılmıştır. Reçine karışımına dağıtıcı (dispersion) madde ilavesi ağırlıkça %2,5, %5, %7,5 oranları denenmiştir. Bilyeli değirmende öğütme esnasında bulamaç içinde hava boşlukları kalabileceği için köpük giderme (vacuum defoaming) işlemi için vakum karıştırma cihazı kullanılmıştır. Bu bilgiler bize hem katılan madde miktarları ve oranları hakkında bilgi verirken hem de üretim aşamasında yapılması gereken işlemleri göstermektedir [9].

Aynı çalışmada serbest radikal foto-duyarlı reçine kullanmışlardır. Kürleme (katılaşma) kalınlığı ile foto-başlatıcı derişimi arasındaki ilişki araştırılmış. Araştırmada ışık maruz kalma süresi olarak 1, 2, 4, 8 saniye değerleri kullanılmıştır. Araştırmaya göre ışık maruz kalma süresi arttıkça kürleme (katılaşma) kalınlığı da artmıştır. Foto-başlatıcı oranının artması ise kürleme kalınlığını baştan artırmış ardından azaltmıştır . Kürleme kalınlığının en yüksek olduğu foto-başlatıcı oranının optimum değeri ise kütlece %2'dir. Kullanılan 3 farklı tane boyutuna göre de kordierit katı içeriğinin artması ışık nüfuz derinliğini (penetration depth) ve kritik ışık maruz kalma değerlerinin azalmasına sebep olmuştur. Buna göre 3D DLP üç boyutlu yazıcının ışıkla ilgili bazı parametreleri değiştirmeye olanak vermesi optimum parça kalitesine ulaşmada önemli bir özellik olarak karşımıza çıkmaktadır [9].

Foto-polimer sıvı reçinenin yapımı için hacimce oranı %20 HDDA ve %80 TMPTA karışımına kütlece oranı %2 foto-başlatıcı olarak TPO ekleyerek ön karışım oluşturulması temel bir fotopolimer reçinenin içindekileri hakkında bilgi vermektedir. Oluşan karışıma hacimce oranı %40 seramik tozu, kütlece oranı %2 yüzey aktifleştirici ve %5 dağıtıcı kimyasal kullanılmışlardır [9]. Ayrıca DLP teknolojisinde kullanılacak reçine karışımının viskozitesinin düşük olması çalışma koşulları açısından istenen bir özelliktir. Kayma hızı (shear rate) $10-100 \text{ s}^{-1}$ iken viskozite 20 Pa.s^{-1} den küçük olması gerekir [9].

Ürün imalatı ve kalite gelişiminde kullanılan Taguchi metodu bulamaç parametrelerinin eniyilemesinde (optimizasyon) istatistiksel bir yöntem olarak kullanılmıştır. Bu parametrelere bağlı olarak reçine karışımını 100 gün bekletmek suretiyle çökme (sedimentasyon) testi yapılmıştır. Bekleme sonucunda karışımdaki partikül boyutu arttıkça çökme oranında artış meydana gelmiştir [9]. En düşük çökme oranlarını için partikül boyutu olarak en düşük boyut olan $0,35 \mu\text{m}$, katkı maddesi hacimsel oranı olarak %60 seramik tozu, dağıtıcı madde ağırlık oranı olarak %7,5 oranı belirlenmiştir. Ancak reçine karışımlarının akışkanlıkları da söz konusu olduğu için katkı maddesi hacimsel oranı %50 ve dağıtıcı madde ağırlık oranı %5 olması uygun görülmüştür [9].

DLP teknolojisinde sağlıklı bir baskı için dilimli katman kalınlığı (sliced layer thickness) yazıcının sahip olduğu nüfuz derinliğinden (penetration depth) daha küçük olması gerekir. Reçine karışımında katı içeriğin ve katılaştırma kalınlığının artması nüfuz etme derinliği ve kritik maruz kalma enerjisi yoğunluğu gibi iki önemli parametreyi düşürerek baskı işlemini olumsuz yönde etkiler [9]. Polimerleşme tepkimesi başlangıcı için ışık maruz kalma enerjisi, kritik ışık maruz kalma enerjisinden daha büyük değerde olmalıdır. Hazırlanan foto-duyarlı reçinenin kritik ışık kalma yoğunluğu içindeki katı içerik oranına göre $0,73$ ile $2,73 \text{ mJ/cm}^2$ arasında değişmektedir. Bu değer ticari olarak mevcut olan DSM Somos Imagine 8000 foto-polimer reçinesinin değerine yani 13 mJ/cm^2 'ye göre düşüktür. Düşük kritik ışık kalma yoğunluğu ile hazırlanan reçinelerin foto-polimerize edilmesi daha kolay gerçekleştirilir [9].

Reçine karışımının viskozitesi dağıtıcı madde kütle oranı %5' de iken minimum olduğu gözlemlenmiştir. Yaklaşık olarak maksimum katı içerik oranı; $7,41 \mu\text{m}$, $3 \mu\text{m}$ ve $0,35 \mu\text{m}$ partikül boyutlarına göre sırasıyla hacimsel yüzdeleri %65, %60 ve %50 olarak belirtilmiştir. Stereolitografi tipi baskıda ultraviyole ışık ile sertleşen sıvı reçine karışımında monomer, çözücü-sulandırıcı, foto-başlatıcı, bunun yanında dağıtıcı,

ışık sönümleyici, köpük giderici gibi kimyasallar yer alır. Ayrıca reçine-toz karışımı özelliği de eklemek için seramik tozu ilavesi yapılır [9].

Wang ve ark. HA tozunu karıştırarak SLA tipi 3 boyutlu yazıcıda boşluklu bir yapı üretmiştir. HA tozunu 0,3 µm, 1 µm ve 5 µm olmak üzere 3 farklı tanecik boyutu denenmiştir. HA tanecik boyutunun ölçülmesi için dinamik laser ışık saçılım (dynamic light scattering – DLS) cihazı kullanılmıştır. Yaptıkları denemeler sonucunda mekanik özellikler ve büzülme oranı hesaba katılınca 1 µm tane boyutu uygun görülmüştür [70].

HA tozunu reçine içinde karışımını sağlamak için ultrasonik homojenizatör kullanılmıştır. Ultrasonik karıştırıcı cihazını 15 dakika boyunca 1500W ve 20kHz' e ayarlayarak karıştırma işlemi gerçekleştirilmiştir. Seramik asıtlılarda viskoziteyi düşürdüğünden dolayı yüzey aktifleştirici madde olarak PAA-NH₄ (amonyum polikralit) maddesi kullanılmıştır. Bu kimyasal aynı zamanda karışım içinde dağıtıcı madde olarak da görev yapmaktadır. 1, 5 ve 10 günlük çökelti oluşumu için bekletme sonrasında yüzey aktifleştirici madde yoğunluğu için en uygun değer 0,3 mg/m² olarak belirlenmiştir [70]. PAA-NH₄ (amonyum polikralit), HA tanelerini kaplaması bakımından bir sınır değere sahiptir. Daha fazla PAA-NH₄ (amonyum polikralit) sıvı içinde dağılarak akışkanlığı engelleyerek viskoziteyi artırır. Bunun dışında viskozite ve katılaşma işlemi için reçine karışımının %52'lik HA katı içerik oranının en son değer olduğu saptanmıştır. Sinterlenmiş HA katılı yapı iskelelerinin basma mukavemeti kemik gereksinimini karşılayan 37 MPa' a ulaşmıştır [70]. Sinterlenmiş parça yaklaşık olarak %14 büzülme göstermiştir. Ancak yine de üretilmesi planlanan parçanın telafi edilebilir oranla üretilmesiyle bu sorun geçici olarak giderilebilmektedir [70].

SLA yöntemi ile üretilen HA katılı parçaların mukavemet ve sinterleme sonrası büzülme oluşması yönünden mükemmel sonuçlar vermemiştir. Sulu çözeltinin formülasyonunda değişimler yapılarak bu durum optimize edilebilmektedir. Bunun dışında bağlayıcı giderme ve sinterleme işlemlerinden sonra yoğun ve sık bir parça sağlayabilmek için süspansiyon içindeki katı içerik hacimsel oranı en az %50 olmalıdır [70]. Ancak aynı zamanda yüksek katı içerik oranı yüksek viskoziteye ve düşük katılaşma kalınlığına sebep olur. Bu yüzden viskozite ve katılaşma etkeni açısından düşünüldüğünde; katı içeriğin hacimsel olarak bir oranın belirtilmesi bu alandaki çalışmalardan referans almak açısından önem taşımaktadır [70].

Sıvı süspansiyonun viskozitesi Krieger-Dougherty denklemi ile hesaplanabilir. Bu denklem aşağıdaki gibidir:

$$\eta = \eta_s \cdot \left(1 - \frac{\varphi}{\varphi_{max}}\right)^{-[\eta]\varphi_{max}}$$

Denkleme göre η süspansiyonun viskozitesini, η_s ortamın viskozitesini, φ_{max} süspansiyon içindeki katı parçacıkların maksimum dolgulama oranı, φ süspansiyon içindeki katı parçacıkların dolgulama oranını temsil eder [70].

Az bir miktarda yüzey aktif madde (surfactant) eklenmesi yolu ile reçine karışımının viskozitesini azaltılmıştır. Bunun yanında oluşturulan karışımda toz maddenin ve eklenen maddelerin oranı çeşitli etkilere yol açmaktadır. Yapılan çalışmada seramik tozlu reçine karışımlarında katı oranının artırılması sinterleme sonrası büzülmeyi azaltırken viskoziteyi artırmaktadır [70]. Reçineye eklenen tozların tanecik boyutu arttıkça üretilen numunenin basma mukavemeti ve sinterleme sonrası büzülme oranı azalır. HA tozlarında tanecik boyutunun artması reçine karışımında viskozitede düşüşe yol açar [70]. Tane boyutunun önemini farklı bir yöndeki etkisini incelemek için yapılan bir çalışmada 11nm ile 177nm arasındaki hidroksi apatit seramik tozu kullanılarak tane boyutunun insan kolon kanser hücresinin (HCT116) çoğalmasına olan etkisi incelenmiş. HA tane boyutu azaldıkça hücre çoğalmasında artış gözlemlenmiştir [71].

Liu ve ark. HA tozunu gerekli tane boyutuna getirmek için foto-polimer ve dağıtıcı ile birlikte bilyalı değirmen öğütücüde 12 saat boyunca hem karıştırıp hem öğütmüşlerdir. HA tozunun tane boyutu 12 μ m olarak belirlenmiştir. DLP tipi yazıcı ile üretilen yapı iskelesi 10×10×20mm boyutlarına 1 mm delik çapına %54,6 gözenekliliğe sahiptir [20]. DLP yazıcıda kullanılacak sıvı reçine karışımında katı içeriği %45'dir. Sıvı reçine viskozitesinin DLP şartlarında uygunluğu için karışım 50 °C getirilmiştir. Buna göre tane boyutunun diğer çalışmalardaki değere yakınlığı, parça boyutunun ölçüleri, gözenek boyutu, oransal gözeneklilik, karışımdaki katkı oranı ve reçinenin ulaşabileceği en yüksek sıcaklık değeri gibi ön bilgilere ulaşılmaktadır [20].

Oluşturulacak yapay kemik dokusu gerçek vücut ortamındaki gibi hücre infiltrasyonu, anjiyogenez (kan damarlarının oluşumu), besin taşıma ve metabolik atık giderme gibi gerekli biyolojik özellikleri gösterebilmesi için gözenek boyutunun en az 100 μ m olması gerekmektedir. Yapılan birçok çalışmaya göre kemik yapılarındaki ideal gözeneklilik (porozite) oranı %30 ile %60 arasında olduğu bulunmuştur [20]. Sinterleme sonrası gözenekli iskele yapısı gözenekliliği %49,8 civarında olduğu görülmüştür. Yapı iskelesi için 300 μ m ve 600 μ m gözenek boyutunun kemik hücrelerinin tutunma ve çoğalması için uygun olduğu görülmüştür. Bunun dışında baskı sonrası parçanın

sinterleme parametrelerini belirlemek için TGA ve DSC analizleri uygulanmıştır. DSC cihazını 20 K/dk ısıtma değerinde sıcak hava akışı kullanılarak yapılmıştır [20].

Katı içerik artması ile birlikte viskozitede artış, sıcaklığın artırılmasıyla viskozitede düşüş olduğu gözlemlenmiştir. Karışım viskozitesinin yüksek olması ise üretilen parçanın gözeneklerini temizlemeyi zorlaştırır ve gözeneklerde tıkanmayı artırır [20].

Üretilen kemik dokusunda hücre çoğalmasını gözlemek için mus musculus türündeki farenin kafatasında bulunan MC3T3-E1 hücrelerine CCK-8 deneyi yapılmıştır. Deney sonucunda DLP yazıcıda üretilen HA katkılı gözenekli kemik doku yapısı hücrelerin dokudaki yapışma ve çoğalma davranışlarına faydalı olduğu açıkça gözlemlenmiştir [20]. Üretilen dokuda kalsiyum fosfat birikintilerinin gözlemlenmesi kemik oluşumuna ve kemik yenilenmesine işaret eder. Kontrol grubu ile karşılaştırıldığında HA katkılı gözenekli yapıda önemli bir miktarda kalsiyum birikintisi artışı olduğu görülmüştür [20]. Ca^{+2} ve hücre kültürü ortamında çözünen fosfat, kalsiyum fosfat çökmesine sebep olmakta ve bu durum kemik hücrelerinde osteogenez (kemik oluşumu) için kristal çekirdek olarak görev almaktadır. Ayrıca parçanın gözenekli olması bu gerçekleşen kimyasal tepkimeleri ve hücre çoğalmasını mekanik olarak tetikleyerek olumlu yönde etkiler [20].

Hazırlanan örnek yapının yoğunluğu %94,9, mikrosertlik değeri 160 HV ile 280HC arasında, bükülme dayanımı 41,3 MPa değerindedir. İnsan kortikal süngerimsi kemiğinin Young modülü 0,1 ile 4,5 GPa, kopma mukavemeti 1,5 ile 38 MPa arasındadır [20]. Oluşturdukları HA katkılı gözenekli kemik dokusunun basma (sıkıştırma) mukavemeti 15,25 MPa ve basma (sıkıştırma) modülü 0,97 GPa'dır. DLP ile basılan parçanın mekanik özelliklerinin belirlenmesi kadar fotopolimer reçinenin foto polimerleşme ile ilgili özelliklerinin belirlenmesi de son derece önem arz etmektedir [20]. HA seramik katkılı reçine karışımının yüzey ışık maruz kalma parametreleri; ışık maruz kalma yoğunluğu 10000 $\mu W/cm^2$, ışık maruz kalma süresi 4 saniye, delaminasyon kalınlığı 100 μm olarak karakterize edilmiştir [20].

Doku mühendisliğinde üretilen yapı iskeleleri yüksek gözeneklilik, gözenekler arası iyi bağlantı ve hücre yer değiştirimi ve hücre nüfuziyeti için uygun gözenek boyutu gibi özelliklere sahip olmalıdır. Doğal kemik dokularında ağ yapısı genellikle gradyan (aşamalı değişim) geçişe sahiptir [20]. Bu yüzden üretilen yapı iskelesinin doğal kemik dokularındaki mekanik özellikleri karşılaması önemlidir. Uzun kemiklerde radyal gradyan, kısa ve düzensiz kemiklerde lineer gradyan olmak üzere 2 tip rijitlik gradyan

tipi görülür. Yapı iskelesi tasarımında merkezden çevreye doğru artan gradyan gözeneklilik oluşturulması hedeflenir [20].

Bunun yanında vaskülarizasyonu (damar oluşumunu) artırmak için yapılan araştırmaya göre kemik yapı iskelesindeki gözenek boyutunun 250 µm den fazla olması daha iyi sonuçlar verdiğini göstermiştir. Ayrıca çok gözenekli yapı olması mutlaka daha fazla damarlaşmaya yol açması anlamına gelmez. Çünkü gözenekler arasında çok az bağlantı olması durumunda hücre yer değişimi ve damarlanma kısıtlanmış olur [72].

Guillaume ve ark. geliştirdikleri PTMC/HA (Poli trimetilen karbonat/ Hidroksi apatit) kompozit yapısını SLA tipi 3B yazıcıda baskıladıktan sonra kemik iyileşme süreçlerini in vivo ve in vitro deneyler sonucunda gözlemlemişlerdir. Reçine içindeki HA oranları %0, %20 ve %40 olmak üzere üç farklı karışım hazırlamışlardır [11]. %20 ve %40 HA/PTMC karışımlı numuneler Ca^{+2} bırakılması gözlemlenmiştir. HA oranına bağlı olarak %40 HA/PTMC'nin Ca^{+2} salınım oranı %20 HA/PTMC'den daha fazla olduğu görülmüştür [11]. Biyouyumluluk çalışmalarında sıklıkla kullanılan HA (hidroksi apatit) 'nın dışında yeni biyo bozunur ve biyouyumlu bir malzeme olan polikarbonat polimer (PTMC-politrimetilen karbonat) biyomedikal alanı uygulamalarında kullanılmak üzere ortaya çıkmıştır [11]. Araştırmalar, PTMC bazlı biyomalzemelerin biyolojik olarak parçalanabilen alifatik poliesterler gibi genel alternatiflerle karşılaştırıldığında kinetik ve emilim mekanizması, mekanik özellikler, kimyasal işlevselleştirmeler gibi birçok parametreye ilişkin benzersiz ve çok yönlü özellikler sergilediğini ortaya koymuşlardır [11].

Baskı yapılacak doku iskele yapısının kemik büyümesine, şekillenmesine ve damar oluşumuna müsaade etmesi için uygun gözenek boyutu en az 600 µm ve porozite %70 olarak belirlenmiştir. İskele yapısının tasarımında yüksek birbirine bağlı ve gözenekli jiroit (gyroid) geometrisi kullanılmıştır. Parça 3,5 mm yükseklik ve 6 mm çap ölçülerine sahiptir [11].

Germain ve ark. 3B FDM tekniği ile PLA malzemedeki farklı çözünürlüklerde jiroit örgülü yapılar üretmiş ve düz çubuklu yapılara göre karşılaştırmasını yapmıştır. Parçaları biyo-bozunurluk testi ve sıkıştırma testine tabi tutmuştur. Mikrotomografik görüntülerdeki katmanlar ile model görüntülerdeki katmanlara bakıp geometrik doğruluğu karşılaştırmıştır [73]. Jiroit kafes yapısını yüksek gözeneklilik, büyük gözenek boyutu ve mekanik sağlamlık olarak uygunluğunu göstermiştir. Daha ince katman kalınlığı ile baskılanan parçalar daha hızlı bozunmaya uğradığı gözlemlenmiştir [73]. Jiroit yapısının bozunma esnasında parçaların birbirinden ayrılmadığını ve tavlama

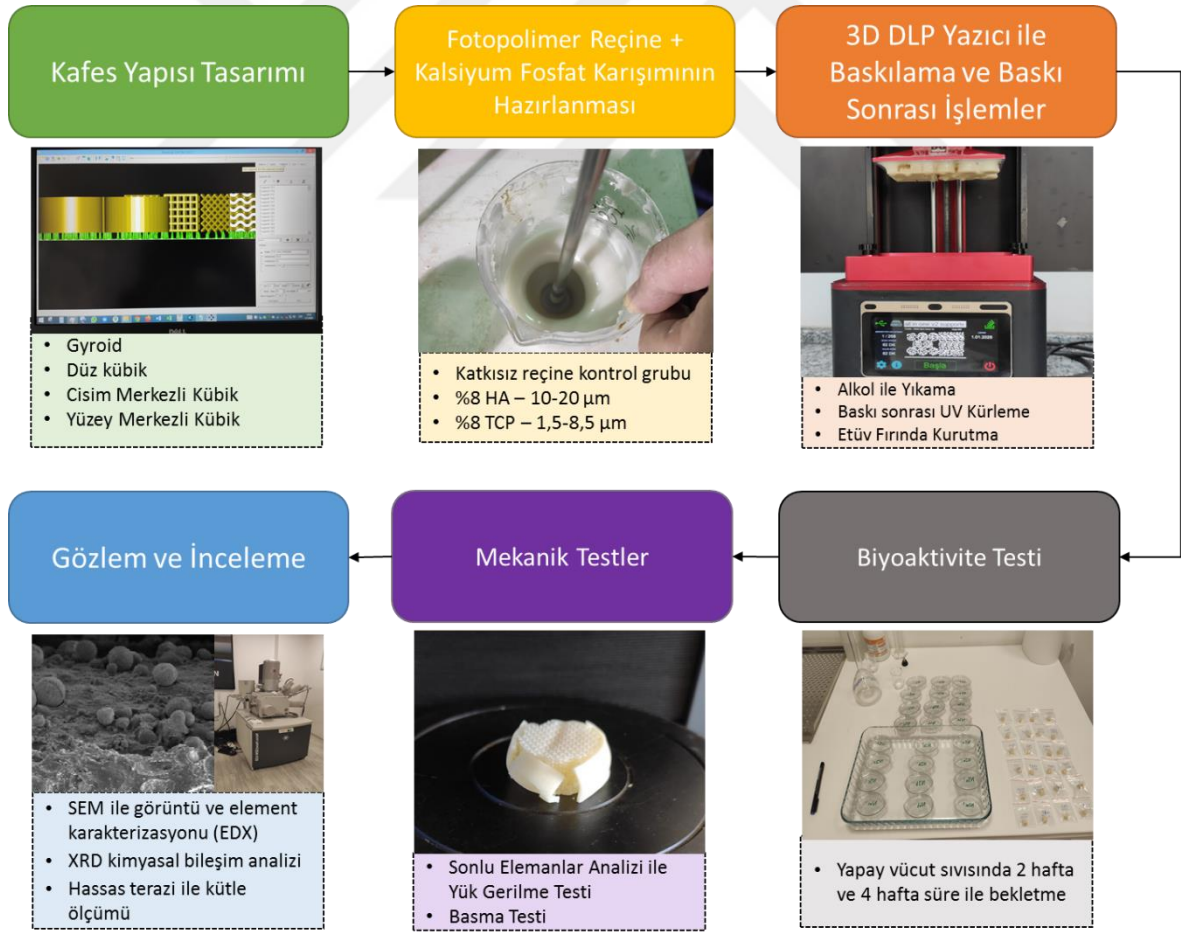
işleminin parçalardaki katmanların bağlanmasını güçlendirdiği sonucuna varmışlardır. Jiroit yapısının kişiye özgü implantlarda uygun özellikleri sayesinde kullanılabilir olduğunu vurgulamışlardır [73].

Kim ve ark. HA ve TCP tozları kullanarak DLP tipi 3B yazıcıda numuneler üretmiş ve kemiğin iyileşme, yenilenme kabiliyetini değerlendirmişlerdir [74]. Çalışmada 12 sağlıklı beagle cinsi köpek kullanılarak çene kemiğinde ikişer tane sağ ve sol tarafta olmak üzere toplamda 48 tane kusur oluşturulmuştur. Bu kusurlu bölgelere ürettikleri numuneleri yerleştirip 4 ve 8 haftalık iyileşme periyodunu beklemişlerdir [74]. DLP 3B yazıcı ile üretilen bu ek polimersiz HA/TCP katkılı parçaların kemik yenilenme ve kişiye özgü kemik dokusu ikamesi uygulamalarında kullanabileceğini göstermişlerdir [74].



3. MATERYAL VE YÖNTEM

Biyopolimer kompozit parçaların üretilmesi için yapılacak işlemleri genel olarak; öncelikle parçaların ve kafes yapısının tasarlanması ve ardından 3B DLP yazıcının ve karışımın hazırlanması olarak 2 ana gruba ayrılabilir. Bu işlemlerin ardından biyoaktivite testinin gerçekleşmesi için yapay vücut sıvısının hazırlanması ve test sonrası parçada oluşan farklılıkların gözlemleri için birkaç adım izlenmiştir. Son olarak üretilen farklı kafes yapılarının mekanik dayanımlarının belirlenmesi için yazılım ile sonlu elemanlar analizi ve basma testi gerçekleştirilmiştir. Gerçekleştirilen bu adımlar Şekil 3.1’de şematik olarak gösterilmiştir. Üretilen numunelerin bütün parametrelerini kapsamlı bir şekilde anlaşılır olarak göstermek için Çizelge 3.1.’deki tablo oluşturulmuştur. Bahsedilen her bir adıma ait kullanılan materyaller ve takip edilen yöntemler aşağıdaki başlıklar altında açıklanmıştır.



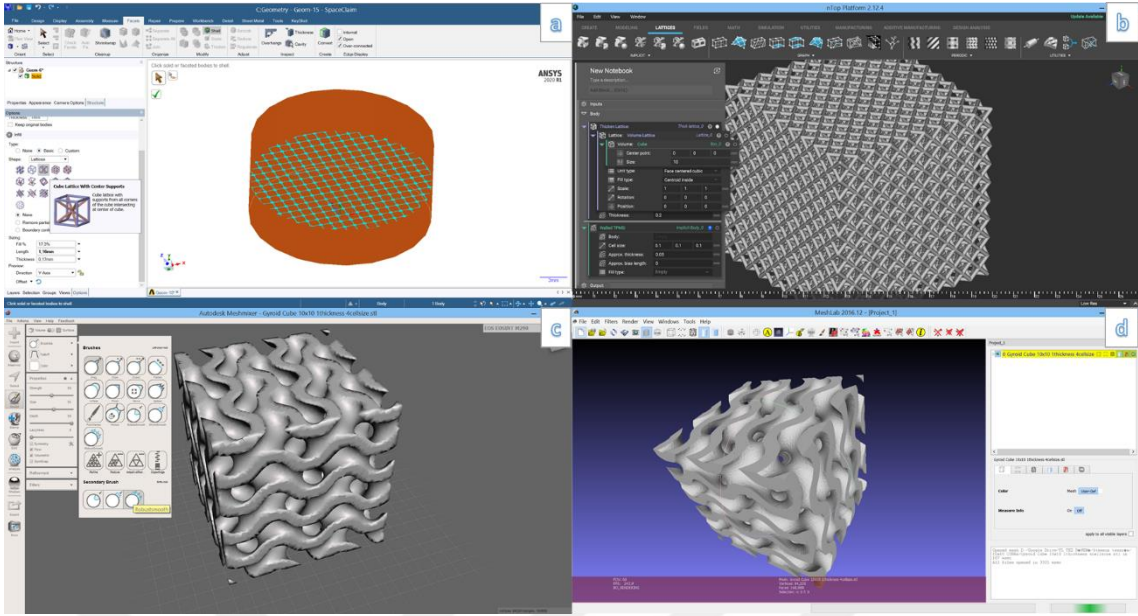
Şekil 3.1. Biyopolimer Kompozit Parçaların Üretimi ve İncelenmesi Süreci Akış Şeması

Çizelge 3.1 DLP 3B ile Baskılanan Parçaların Üretim ve Test Parametreleri

Ana Malzeme	Katkı Maddesi	Katkı Oranı	Gövde Tasarımı	Katkı Tanecik Boyutu	Kafes Yapısı Türü	Tasarım Yöntemi	Biyoaktivite Testi Hafta Süresi	Basma Testi Tekrar Sayısı		
Biyouyumlu Reçine (PowerDent Temp)	Yok	-	Küp	-	Jiroit	nTopology	0	-		
					Düz Kübik		1	-		
					Cisim Merkezli Kübik		2	-		
					Yüzey Merkezli Kübik		4	-		
	HA	8%		10-20 µm	Jiroit		0	-		
					Düz Kübik		1	-		
					Cisim Merkezli Kübik		2	-		
					Yüzey Merkezli Kübik		4	-		
	TCP	8%	1,5-8,5 µm	Jiroit	0	-				
				Düz Kübik	1	-				
				Cisim Merkezli Kübik	2	-				
				Yüzey Merkezli Kübik	4	-				
	Yok	-	Silindir	-	Jiroit	SpaceClaim	-	5		
					Düz Kübik		-	5		
					Cisim Merkezli Kübik		-	3		
					Yüzey Merkezli Kübik		-	3		
				HA	8%		10-20 µm	Jiroit	-	2
								Düz Kübik	-	2
								Cisim Merkezli Kübik	-	2
								Yüzey Merkezli Kübik	-	2
TCP	8%	1,5-8,5 µm	Jiroit	-	2					
			Düz Kübik	-	2					
			Cisim Merkezli Kübik	-	2					
			Yüzey Merkezli Kübik	-	2					

3.1. Süngerimsi Kemik Dokusu İçin Kafes Yapı Tasarımı

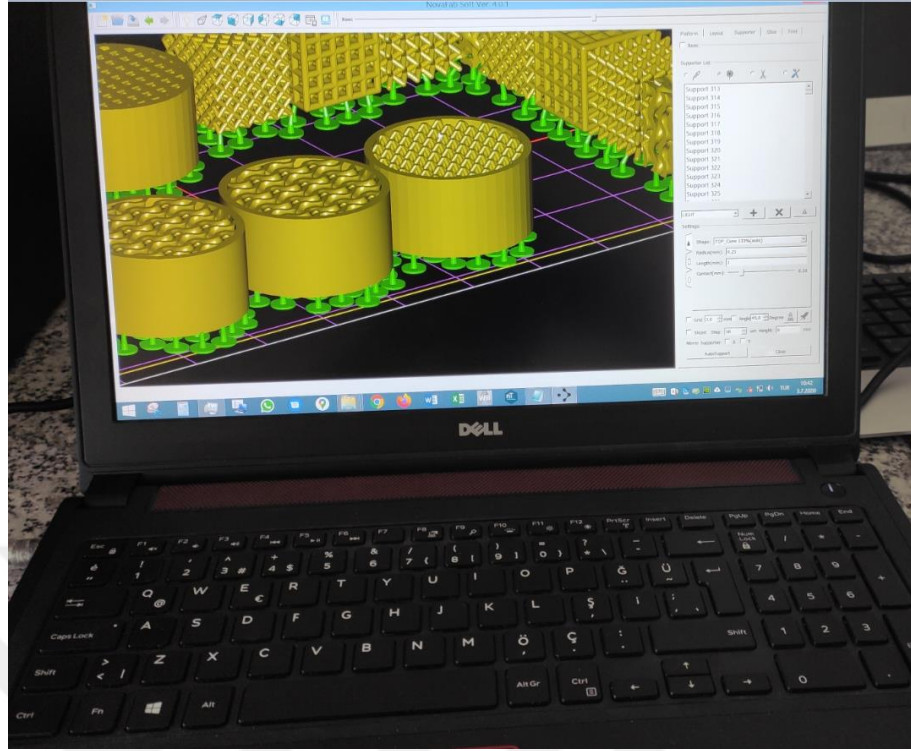
Kemik dokusunda yer alan boşluklu yapıyı taklit etmek için farklı ağ örgü yapıları ve farklı boşluk boyutları denenmiştir. Bu tür özel tasarımlar için farklı türden yazılımlar kullanılmıştır. Parçanın kaba temel şeklinin tasarımı için Solidworks, kafes örgüsünün yapılması için SpaceClaim, nTop Platform, baskı öncesi ağ (mesh) düzenlemeleri, yüzey alanının hesaplanması ve hazırlık için Autodesk MeshMixer ve MeshLab programları kullanılmıştır. Bu programların her birinin ekran görüntüsü Şekil 3.2' de gösterilmiştir. DLP 3B yazıcının basma hassaslığının ölçümü için öncelikle katkısız reçine ile baskı yapılmıştır.



Şekil 3.2 Kafes Yapı Tasarımı İçin Kullanılan Programlar; a)SpaceClaim, b) nTop Platform, c)Autodesk Meshmixer, d)MeshLab

Kemik dokusunun daha yakın bir benzeşim halini alması için geometri olarak silindir tercih edilmiştir. İçine kafes yapısının oluşturulacağı bu silindir geometrisinin çapı 10 mm ve yüksekliği 5 mm değerleri ortak olarak belirlenmiştir. Bu ölçülerdeki silindiri temel alan 4 farklı kafes yapısı tercih edilmiştir. Farklı geometri örüntüsüne sahip kafes yapılarının kenar uzunluğu, kalınlık, yüzde doluluk, hacim vb. özellikleri karşılaştırma esnasında doğru sonuçlara ulaşabilmek için birbirine eş veya mümkün olan en yakın değerler seçilmiştir. Geometri görüntüleme ve analiz işlemlerinin çok zorlanması halinde modeldeki detayların çözünürlüğünü düşürme işlemi gerçekleştirilmiştir. Geometri ağ yapısında (mesh) bu çözünürlük düşürme işlemi sonrası olası hataların taranması ve düzeltilmesi işlemi uygulanmıştır.

Tasarımı tamamlanan parçalar en son NovaFab Slicer programıyla tablada konumlandırma, ölçeklendirme vb. ayarları ve destek (support) eklentileri oluşturma işlemleri uygulanmıştır. Baskı öncesi son kontrollerin yapıldığı Novafab Slicer programının dizüstü bilgisayar üstünden görüntüsü Şekil 3.3' de verilmiştir.

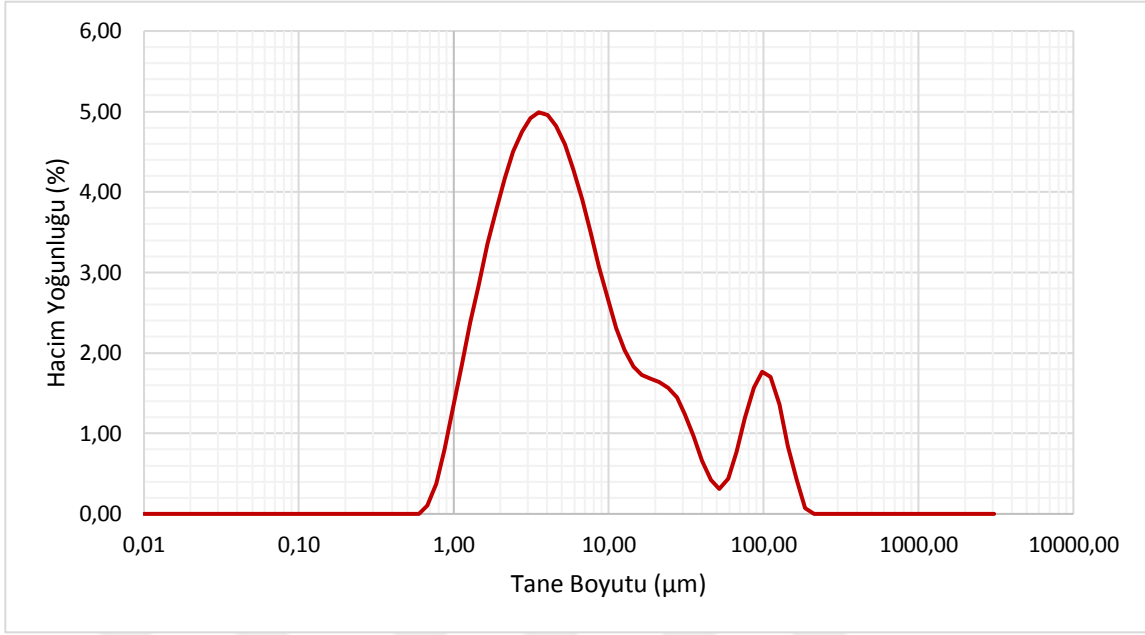


Şekil 3.3 NovaFab Slicer Üzerinden Destek Malzeme Atama ve Konumlandırma İşlemi

3.2. 3B DLP Yazıcı ile Üretim Aşamaları

Dijital Işık İşleme metodunda kullanılacak foto-polimer reçinenin hazırlanması için 2 farklı kalsiyum fosfat seramik tozu tercih edilmiştir. İlk olarak Tri kalsiyum fosfat (TCP) seramik tozu kullanılmıştır. Marmara Üniversitesi Metalürji ve Malzeme Mühendisliği Bölümü Öğretim Üyesi Doç. Dr. Oğuzhan GÜNDÜZ' ün laboratuvar ortamında üretimini gerçekleştirdiği toz temin edilmiştir. Bu seramik tozunun tane boyutunun tespiti için Kütahya Dumlupınar Üniversitesi İLTEM (İleri Teknolojiler Merkezi) 'de bulunan Tane Boyut Dağılım Cihazı (Particle Size Analyzer – PSA) kullanılmıştır. Test cihazı ışığın ortam içerisinde tane boyu etrafındaki kırılması ve geçirgenliği temeline dayanan Mie Teorisi ile ölçüm yapmaktadır.

Şekil 3.4' de verilen toz tane dağılımı analizi sonucuna göre TCP toz tanelerinin genel olarak büyüklüğü 1,5 – 8,5 μm aralığında olduğu gözlemlenmiştir. Toz tanelerinin; %10'nun 1,67 μm 'den daha büyük olmadığını gösteren Dv10, %50'sinin 5,21 μm 'den daha büyük olmadığını gösteren Dv50, %90'nın 61,4 μm 'den daha büyük olmadığını gösteren Dv90 değerleri ölçülmüştür. Analize alınan bu toz tanelerinin özgül yüzey alanı 1554 m^2/kg olarak sonuçlanmıştır.



Şekil 3.4 Tri Kalsiyum Fosfat (TCP) Tozunun Tane Boyutu Dağılım Grafiği

Diğer bir tür toz olan hidroksi apatit için ise BAP projesinde yer alan ödenek ile sarf malzeme olarak 3 farklı tane boyutunda toz halinde satın alınmıştır. Bunlar 50 nm, 3 µm, 10-20 µm olmak üzere %99,5 saflığa sahiptir.

Kütle oran kullanılarak hazırlanan reçine karışımında kütlece %8 TCP ve %8 HA oranı olmak üzere 2 farklı karışım denenmiştir. Karışımların karşılaştırılması için saf reçineden oluşan kontrol grubu oluşturulmuştur. Tozların kütleleri hassas terazi ve tahmini hacimleri beher üzerinden okunan değerlere göre belirlenmiştir. Reçine karışım öncesi ve sonrası olmak üzere 2 kez hassas terazide ölçüm Şekil 3.5'de gözüktüğü gibi alınmıştır.



Şekil 3.5 Hassas Terazide Karışımın Tartılması

Yoğunluğu ve viskozitesi yüksek olan foto-polimer reçineye katkı maddenin konulması yoğunluğu ve viskoziteyi daha da artırıp karıştırma işlemini güçleştirmiştir. Bu nedenle ilk adımda ısıtıcı tablalı manyetik (hot-plate magnetic) karıştırıcı ile başarısız olunmasından dolayı mekanik karıştırıcı tercih edilmiştir. MTOPS marka MS 3040 mekanik karıştırıcı modelinde 15 dakika 3. Kademede ardından 30 saniye 6. Kademede karıştırılarak 3B DLP yazıcının reçine havuzuna dökülmüştür. Karıştırma öncesi ve karıştırma esnasına ait görüntüler Şekil 3.6’da verilmiştir.



Şekil 3.6 Reçine ve Toz maddenin Mekanik Karıştırıcı ile Karıştırılması

3 boyutlu katı cisim yazdırma cihazı olarak dijital ışık işleme (DLP) tipinde NovaFab (Türkiye) firmasına ait Vega modeli kullanılmıştır. Işık projektörünün dalga boyu 405nm ve ışık yoğunluğu 2,3 mW/cm²'dir. Her bir dilimlenmiş katman için ışık maruz kalma süresi 5 saniye olarak seçilmiştir. Yazıcı baskı esnasında ekrandaki görüntü Şekil 3.7' deki gibi baskıya ait anlık bilgileri göstermektedir.

DLP tekniğinde kullanılan foto-polimer reçineler geçici dış dolgusunda kullanılan reçine Powerdent Temp (NovaFab) ve diş modellerinde kullanılan Powerdent Model (Novafab) ürünü tercih edilmiştir. Baskıda kullanılan geçici dış reçinesinin kimyasal ve mekanik özellikleri bozulmaması için sınır sıcaklık değeri 60 °C'dir.



Şekil 3.7 DLP Yazıcının Baskı Esnasında Ekranından Görüntü

Cihazda çalışma adımlarının anlaşılması, geometrinin ve hassasiyetin doğrulanması için öncelikle deneme parçasının basılması gerçekleştirilmiştir. Cihazın baskı süresi tablada üretilecek parça sayısına bakılmaksızın geometrinin z ekseninde sahip olduğu kalınlığa bağlı olarak değişmektedir. Ayrıca katkı maddesi eklenmiş ve karıştırılması tamamlanmış reçinenin çökme durumu olmaması için çok bekletilmeden kullanılmıştır. 1. baskıdan sonra aynı baskının tekrarlanması durumunda 2. baskıda reçine havuzunda çökme ve tablaya katmanların tam yapışmaması durumları oluşmaktadır. Başarılı bir baskıya ait bir görüntü Şekil 3.8'de gösterilmiştir.



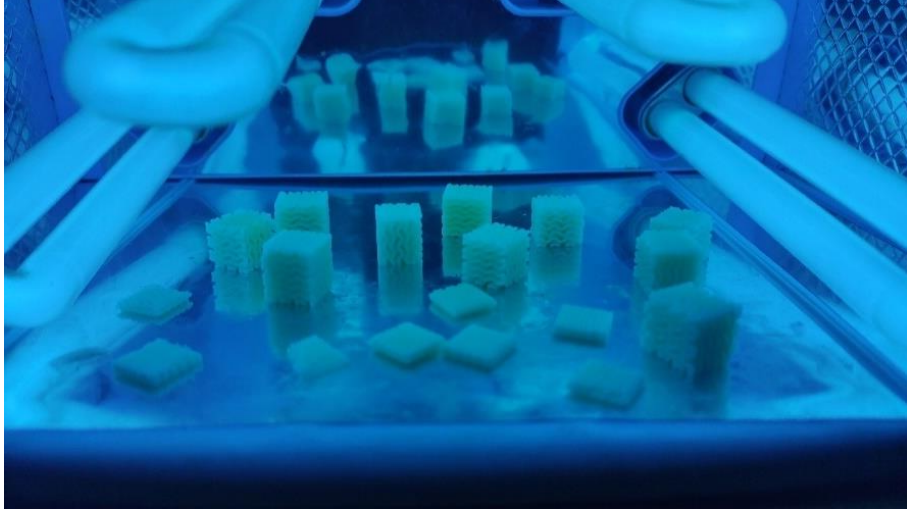
Şekil 3.8 Baskı Sonucunda Üretilen Parçaların Üst Tablaya Tutunmuş Hali

Baskı bitişinden sonra üst tablaya yapışan parçaların ayrılması gerçekleştirilmiştir. Çıkan her bir parça farklı etil alkol kapları içinde çalkalanıp bekletilip yıkanması sağlanmıştır. Her kap değişimi sırasında parçalar hava tabancası ile iç kısımlarda kalan artık madde ve katılaşmamış reçinenin basınçlı havanın etkisiyle atılması sağlanmıştır. Şekil 3.9’da parçaların alkol içinde bekletilmesi ve basınçlı hava ile kurutulması adımları gösterilmiştir.



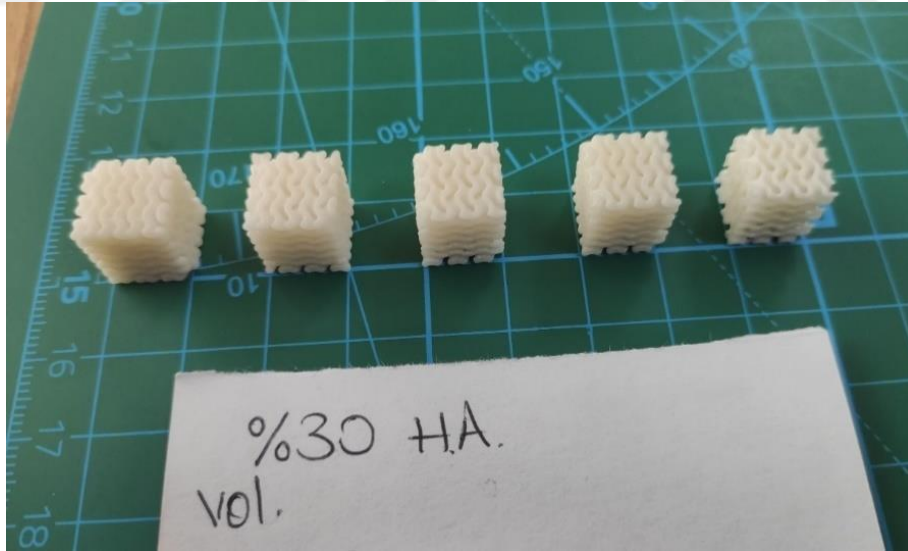
Şekil 3.9 Parçaların Etil Alkolle Yıkanması ve Basınçlı Hava ile Arındırılması

Etil alkolü süzülen ve kurulan parçalar baskı sonrası UV kürlenme prosesinin uygulanması için UV ışık altında 15dk bekletilmiştir. Böylece parçalarda baskı sonrası gerekli olan sertleşme sağlanmış olur. Bu işlem için Şekil 3.10’ da gözüken 4 adet 12W 365nm ampule sahip ultraviyole ışık fırını kullanılmıştır.



Şekil 3.10 Parçaların UV ışık altında bekletilmesi

En sonunda tasarımda belirlenen boyutlar ile üretim sonrasındaki ölçümler arasındaki fark Şekil 3.11’deki görüldüğü gibi karşılaştırılmıştır. Parçanın sahip olduğu boşluklar ve formların boyutları hem yazılım olarak hem de üretim sonrası mikroskopta fiziksel olarak ölçüm yapılmasıyla üretim süreci tamamlanmıştır.



Şekil 3.11 Parçaların üretim sonrası boyutsal kontrolü

Üretilen parçaların kütlelerinin ölçümü Ohaus marka AV313C Adventurer Pro modeli hassas terazi ile ölçülmüştür. 3B DLP yazıcıdan başarılı baskıya göre 2, 3, 4 veya 5 kez kopyası üretilmiş olup her bir kopya ayrıca tartılmıştır. Örnek bir parçanın tartılması Şekil 3.12’de gözüktüğü gibidir.



Şekil 3.12 Hassas Terazi ile Parçaların Tartılması

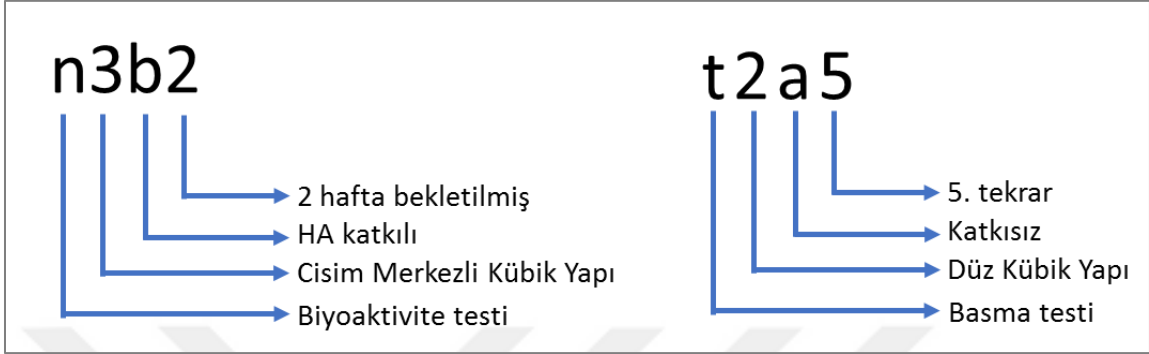
3.3. Üretilen Parçaların Kodlanması

Parçaların birbirleri arasında karışmaması ve elde edilen sonuçların karşılaştırılması için kodlama sistemi geliştirilmiştir. Buna göre her parçanın 2 harf ve 2 rakamdan oluşan 4 hanelik bir kodu olması düşünülmüştür. 4 Hanelik bu kod Çizelge 3.1’de her bir harf ve rakamın temsil ettiği açıklama verilmiştir. Sonlu elemanlar analizi için verilen harf karışım türü ve tekrar sayısı önemli olmadığı için sadece kafes yapısı türünü belirtmek yeterli olmuştur ve kodlama kullanılmaya gerek kalmamıştır.

Çizelge 3.2 Parça Kodlarının Hanelere Göre Açıklaması

1. hane	2. hane	3. hane	4. hane
Test Türü	Kafes yapısı türü	Reçine karışım türü	Bekletilme süresi / Tekrar sayısı
n: Biyoaktivite testi	1: Jiroit	a: Katkısız karışım	1
t: basma testi	2: Düz Kübik	b: HA katkılı Karışım	2
f: sonlu elemanlar analizi	3: Cisim Merkezli Kübik	c: TCP katkılı Karışım	3
	4: Yüzey Merkezli Kübik		4

Şekil 3.13’de parçalara verilen kodların neyi belirttiği örnek olarak gösterilmiştir. Buna göre biyoaktivite testi için kullanılan kodun son rakamı bekletilme süresini gösteriyorken, basma testinde kullanılan kodun son rakamı ise kaçınıcı tekrar olduğunu belirtmektedir.

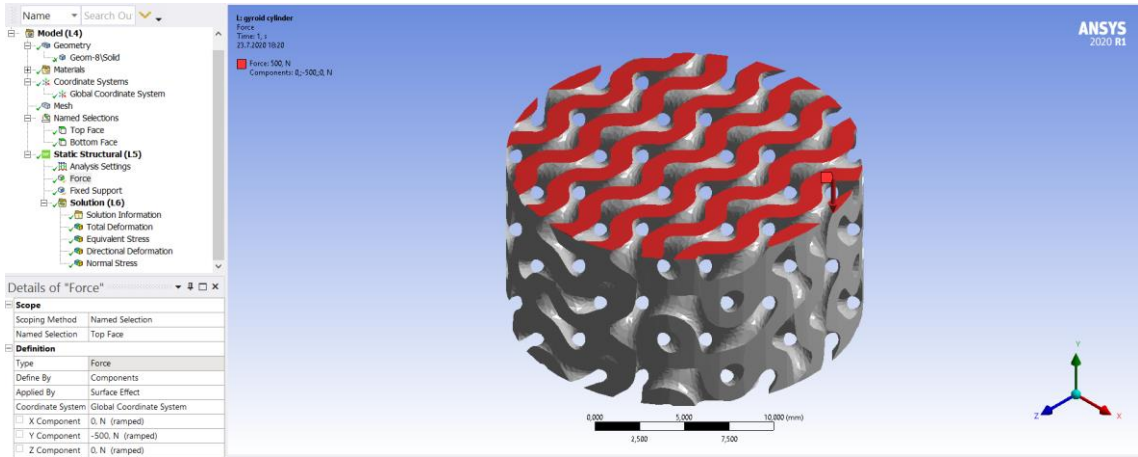


Şekil 3.13 Parça Kodlarının Örnek Olarak Açıklanması

3.4. Kafes Yapılarının Sonlu Elemanlar Analizi

Sonlu Elemanlar Analizi (Finite Element Analysis) mekanik sistemlerde birbir simülasyon testlerinden önce veya sonra sonuçları doğrulama amacıyla sıklıkla kullanılmaktadır. Üretim öncesi aşamada parçaların sadece statik dayanımının değil aynı zamanda akışkanlar, ısı (termal) ve dinamik vb. gibi analizlerin yapılması buna bağlı özelliklerinin teyidi ve saptanması açısından büyük önem taşımaktadır. Genel imalat sektöründe yaygın bir biçimde kullanılan bu analiz tekniği kemik dokusu tasarımlarının mekanik olarak uygunluğunun değerlendirilmesi için de birçok deneysel çalışmada kullanılmaktadır.

Analiz için silindir şeklinde tasarlanan yapıların hepsine aynı şartlar altında olacak şekilde, Şekil 3.14’de ekran görüntüsündeki gibi alt yüzeye sabit mesnet üst yüzeye 500N kuvvet tanımlanarak sınır şartları belirlenmiştir. Parça geometrisine mekanik özelliklerinin belirli olduğu epoksi reçine (resin epoxy) malzemesi tanımlanmıştır.



Şekil 3.14 Sonlu Elemanlar Analizi İçin Parçaya Tanımlanan Sınır Şartları

Sonlu elemanlar yönteminde gerekli olan ağ yapısının örülmesi (meshing) için farklı örgü metotları denenmiştir. Ağ yapısında (mesh) bulunan her bir düğüm noktasındaki mesafe 0,3 mm değeri uygun görülmüştür. Bu değer 4 farklı geometri yapısı için de ortaktır. Analiz hesaplaması toplam ve aksenal (y eksenini) şekil değişimi, Von-mises (eş değer) ve normal gerilme (y eksenini) sonuçlarına göre oluşturulmuştur.

3.5. Biyoaktivite Testi

Yapay olarak üretilen bir parçanın implant olarak vücutta bir kemiğe eklenmesinin ardından ona bağlanması ve herhangi bir toksik ve antikor reaksiyonu göstermemesi beklenir. Parçanın bu özelliği göstermesinin tahmini olarak tespiti için malzeme biyoaktivite testine tabi tutulur.

3.5.1. Yapay Vücut Sıvısı (YVS)

Biyoaktivite testinde literatürde Kokubo'nun solüsyonu olarak geçen ve yapay vücut sıvısı (simulated body fluid – SBF) adıyla bilinen bir kimyasal çözelti kullanılır. Yapay vücut sıvısı içeriğinde birçok mineral ve tuz kullanılarak gerçek vücut ortamındaki çevre şartları taklit edilmiş olur. Şekil 3.15'de bileşiklerin laboratuvar ortamında kullanılmadan önceki görüntüsü gösterilmiştir.

Yapay vücut sıvısı içinde bulunan bileşikler:

- 1- Sodyum klorür NaCl
- 2- Sodyum bikarbonat NaHCO₃
- 3- Potasyum klorür KCl

- 4- Dipotasyum hidrojen fosfat trihidrat $K_2 HPO_4 \cdot 3H_2O$
- 5- Magnezyum klorür heksahidrat $MgCl_2 \cdot 6H_2O$
- 6- Kalsiyum klorür $CaCl_2$
- 7- Sodyum sülfat Na_2SO_4
- 8- Tris - hidroksimetil aminometan
- 9- 1M Hidroklorik asit
- 10- pH standart solüsyonu



Şekil 3.15 YVS Yapımında Kullanılan Malzemeler

Yukarıda belirtilen toz reaktif sınıfı kimyasalların bir desikatör içinde stoklanması önerilmektedir. SBF'nin hazırlanmasında iyon değiştirilmiş ve damıtılmış su kullanılır.

3.5.1.1. Yapay Vücut Sıvısı Hazırlama Prosedürü

YVS apatitçe aşırı doymuş olduğu için yanlış bir hazırlama metodu solüsyonda apatit çökeltisi oluşturmaya neden olabilir. Hazırlanan solüsyonun renksiz ve saydam olması ve şişenin yüzeyinde birikinti olmamasından emin olunmalıdır. Herhangi bir çökeltme meydana gelmesi durumunda YVS hazırlamayı bırakıp tekrardan başlanmalıdır. Çizelge 3.3'de YVS'nin hazırlanmasında gerekli bileşikler ve miktarları verilmiştir. YVS Çanakkale Onsekiz Mart Üniversitesi Biyomühendislik Bölümü öğretim üyesi Doç. Dr. Özgür ÖZAY ve doktora öğrencisi Alper beyin yardımlarıyla Kimya Laboratuvarında hazırlanmıştır.

Çizelge 3.3 YVS Hazırlamak (1000ml) İçin Gerekli Maddeler, Miktarları ve Özellikleri

Sıra	Reaktif Madde	Miktar	Kap tipi	Safılık (%)	Formül Ağırlığı
1	NaCl	8035 g	Tartım Kağıdı	99,5	58,4430
2	NaHCO ₃	0,355 g	Tartım Kağıdı	99,5	84,0068
3	KCl	0,225 g	Tartım Şişesi	99,5	74,5515
4	K ₂ HPO ₄ 3H ₂ O	0,231 g	Tartım Şişesi	99,0	228,222
5	MgCl ₂ 6H ₂ O	0,311 g	Tartım Şişesi	98,0	203,3034
6	1,0 M HCl	39 ml	Mezür	–	–
7	CaCl ₂	0,292 g	Tartım Şişesi	95,0	110,9848
8	Na ₂ SO ₄	0,072 g	Tartım Şişesi	99,0	142,0428
9	Tris	6,118 g	Tartım Kağıdı	99,0	121,1356
10	1,0 M HCl	0 - 5 ml	Enjektör	–	–

YVS hazırlamadaki gerekli adımlar için Kokubo ve ark.'nın hazırladığı solüsyonun prosedürü takip edilmiştir. 1000 ml'lik bir YVS hazırlamak için 700ml iyon değişmiş ve damıtık su 1000ml'lik beherin içine koyulmuştur. Beher manyetik karıştırıcı içine konulup ardından $36,5 \pm 1,5^{\circ}\text{C}$ 'de karıştırılmıştır. Tabloda verilen bileşikler kütlelerine göre sırasıyla tek tek eklenmiştir. 9. sıradaki tris ve 10. sıradaki HCl aşağıdaki adımlara göre pH ayarlanması için yapılmıştır:

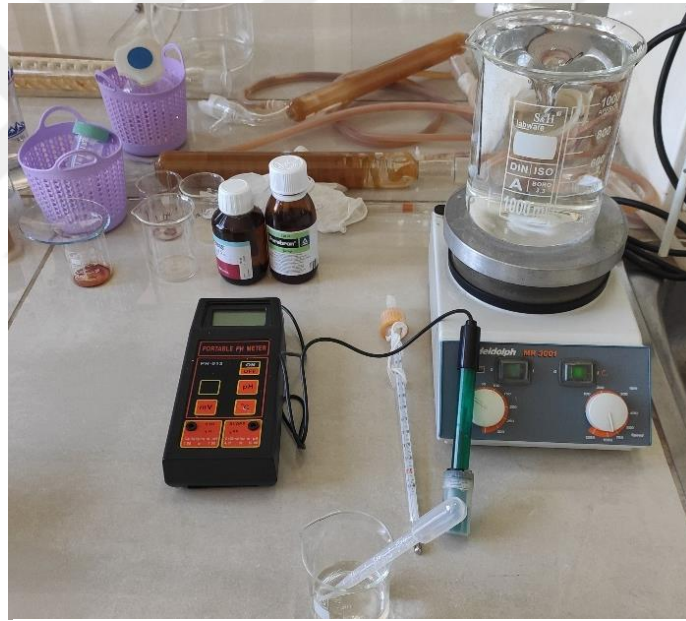
- Cam apatit çekirdeklenmesini uyardığı için plastik kap kullanılması gerekmektedir.
- Bir bileşen su içinde çözünmeden diğer bileşene geçilmemelidir. Her bir bileşen tamamen çözüldükten sonra diğer bileşene geçilebilir.
- Apatitin çökeltmesi üzerinde büyük etkisi olan CaCl₂ bileşiği genellikle granül formda olduğundan ve granül üzerinde bir anda çözünmesi için çok zaman aldığından, bir sonrakinin çözülmesine başlamadan önce tamamen çözdürülmesi gerekmektedir.
- 1M HCl yi 1M HCl ile yıkadıktan sonra mezür ile hacim ölçümü yapılmalıdır.
- Nem kapalı KCl, K₂HPO₄3H₂O, MgCl₂6H₂O, CaCl₂, Na₂SO₄ gibi bileşiklerini mümkün olduğunca kısa sürede ölçümü yapılması gerekir.

Solüsyonun sıcaklığı $36,5 \pm 1,5^{\circ}\text{C}$ ayarlanmalıdır. Solüsyon 900ml ulaşmadıysa iyon değiştirilmiş ve damıtılmış su eklenerek 900ml'ye ulaştırılmalıdır.

Tris' i çözdürmeden önce pH metre ile ölçüm yapıp $2,0 \pm 1,0$ pH değerinde olması gerekmektedir.

Şekil 3.16’da gözükten laboratuvar araçları solüsyon hazırlamada kullanılmıştır. Solüsyon sıcaklığı 35 ile 38 °C arasında iken Tris azar azar eklenip pH değişimi notu alınmalıdır. Az bir miktar tris dökülüp ardından iyice çözüldüğünden ve pH değişimi durduğundan emin olunduktan sonra tekrar eklenmelidir. Böylece azar azar pH artışı kontrollü bir biçimde gerçekleştirilecektir. pH $7,3\pm 0,05$ geldiğinde sıcaklığın $36,5\pm 0,5$ °C olduğu kontrol edilmelidir. Sıcaklık bu seviyede korunurken az bir miktar daha tris eklenip pH 7,45’in altında tutulmalıdır. Tris yüksek miktarlarda eklenmemelidir çünkü yüksek miktarda tris eklenmesi solüsyonda kalsiyum fosfat çökmesine sebep olur. Solüsyonda sıcaklık artışı pH’da düşüşe sebep olur. (pH 0,05/ °C)

pH $7,45\pm 0,1$ ’e ulaştığında 1M HCl şırınga ile verilip pH $7,42\pm 0,1$ indirilmelidir. 1M HCl nin hepsini pH 7,42-7,45 arasında tutarak çözdürülmelidir. Son durumda solüsyonun pH 7,40 ve sıcaklığı $36,5^{\circ}\text{C}$ ‘de olmalıdır.



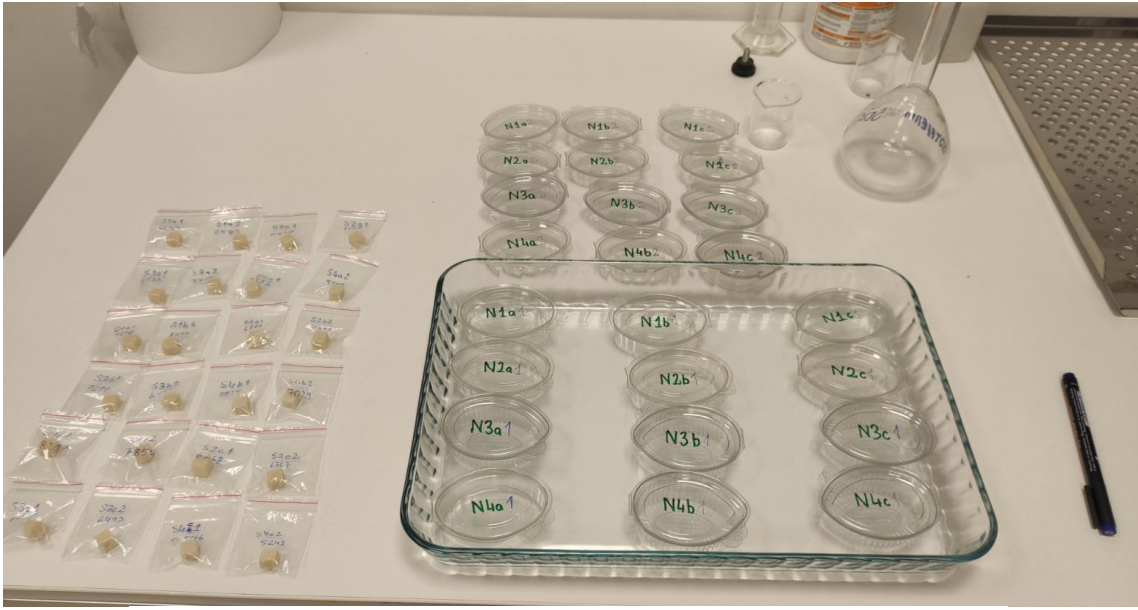
Şekil 3.16 YVS Hazırlanmasında Kullanılan Araç ve Gereçler

İyon değiştirilmiş ve damıtılmış su işaretli çizgiye kadar eklenmiştir. Solüsyonu şişeye karıştırdıktan sonra 20 °C’ye soğutmak için suda tutulmuştur. Çözelti sıcaklığı 20°C’ye düştükten sonra damıtılmış suyu işaretli çizgiye kadar eklenmiştir.

YVS plastik ağzı kapalı bir kap içinde 5 ile 10°C arasında 30 gün boyunca saklanabilir [35].

3.5.2. Yapay Vücut Sıvısında Üretilen Parçaların Bekletilmesi

Farklı şekil ve farklı karışımdan oluşan her bir parça için ayrı bir plastik kap planlanmıştır. Kaplar YVS içinde bekletilmeye uygun olan PET malzeme tercih edilmiştir. Kapların hacmi formülde belirli ve parçalar için yeterli miktar olan 50ml seçilmiştir. Her kabın üstüne parçanın şeklini, karışım katkı maddesini ve kaçınıcı haftaya ait olduğunu belirten kod isimleri yazılmıştır. Şekil 3.17’de üstünde kodlarının yazılı olan kablarn ve parçaların poşetleri gözükmektedir.



Şekil 3.17 Numaralandırılmış Parçalar ve Kapları

Her bir parça kendi kod isimlerinin bulunduğu kaba sıvı içerisine konulmuştur. Kaplar Şekil 3.18’de görüntülenen Esco marka hücre kültürü inkübatör etüv fırınına 37 °C derece ve daha önceden ayarlı olarak kalmış %5 CO₂ gaz oranıyla 1’er hafta arayla 2 hafta boyunca bekletilmiştir. 1. hafta olarak kodlanmış kaplar 1. hafta sonunda alınıp incelemeye alınıp tekrar sıvıya bırakılmamıştır. 2. hafta olarak kodlanmış kaplar 2. hafta sonunda alınıp incelemeye alınmıştır.

0. haftada sıvıya bırakılan bazı parçalar sıvı içinde yüzüyorken, 2. Hafta sonunda bu parçalar apatit birikiminin etkisiyle kap tabanına çökmesi gözlemlenmiştir. Sıvıların şeffaflığında ve parçaların üzerindeki renkte herhangi bir renk değişimi olmamıştır.



Şekil 3.18 Parçaların Sıvıda beklediği İnkübatör Fırın

Parçaların sıvı içinde bekletilmesinde sıvı miktarı parçaların şekline göre değişmektedir. Bu miktarın yeterli olduğunu belirlemek için:

$$V_s = S_a/10$$

Denklemi kullanılır. Bu denklemde; V_s yapay vücut sıvısının hacmini, S_a ise parçanın yüzey alanını temsil eder. Boşluklu parçalarda batırılan sıvının hacmi, hesaplanan sıvı hacminden (V_s) fazla olması gerekmektedir [35].

Bekletilme süresinin kısalığı ve sıvı miktarının yetersizliği düşünülerek 2. ayrı bir bekletilme deneyi yapılmıştır. Sıvı miktarının yeterli olduğu ve bekletilme süresi 4 hafta olarak belirlenen 4 parça farklı bir zamanda ayrı bir etüv fırında bekletilmiştir. Bu etüv fırında ise 36,5 °C sıcaklık ayarlanmış iken herhangi bir gaz beslemesi yapılmamıştır.

3.6. Basma Testi ve Mekanik Analiz

Basma testi Manisa Celal Bayar Üniversitesi Mühendislik Fakültesi Makine Mühendisliği Mekanik Laboratuvarında gerçekleştirilmiştir. Laboratuvar bünyesinde bulunan Şekil 3.19'da gösterilen 100 kN yüklemeye sahip Shimadzu marka AG-IS 100 kN model çekme-basma test cihazı kullanılmıştır. Her bir parça kumpas ile boyutsal ölçümü yapıp alt ve üst kısımlarındaki pürüzlülük zımparalanarak giderilmiştir.



Şekil 3.19 Parçaların Basma Yüküne Tabi Tutulduğu Test Cihazı

Test başlamadan önce her bir parça aynı şartlar altında olup 250 N ön yükleme ile testler başlatılmıştır. Testler parçaların kuvvet karşısında gerekli tepkiyi göstermesine yetecek kadar süre olan yarı-statik (quasi-static) olacak şekilde 1 mm/dk hızıyla sıkıştırma hareketi uygulanarak gerçekleştirilmiştir.

3.7. SEM ve XRD Cihazlarının Kullanımı ve Hazırlanması

Sıvı içinde bekletilmesi tamamlanan ve üzerindeki apatit oluşumunun gözlemlenmesi için görsel olarak varlığından SEM cihazından alınan görüntüler, kimyasal olarak kimliğinin tanımlanmasından EDX ve Mapping analizleri ve XRD cihazından alınan örneklerle desteklenmesi ile sağlanmıştır.

SEM cihazından 120 ile 10000 arasında 6 adım büyütme faktörü kullanılarak görüntüler alınmıştır. Şekil 3.20’de gözükten Kütahya Dumlupınar Üniversitesi İleri Teknolojiler Merkezinde yer alan FEI marka Nova NanoSEM 650 modeli SEM cihazı kullanılmıştır.



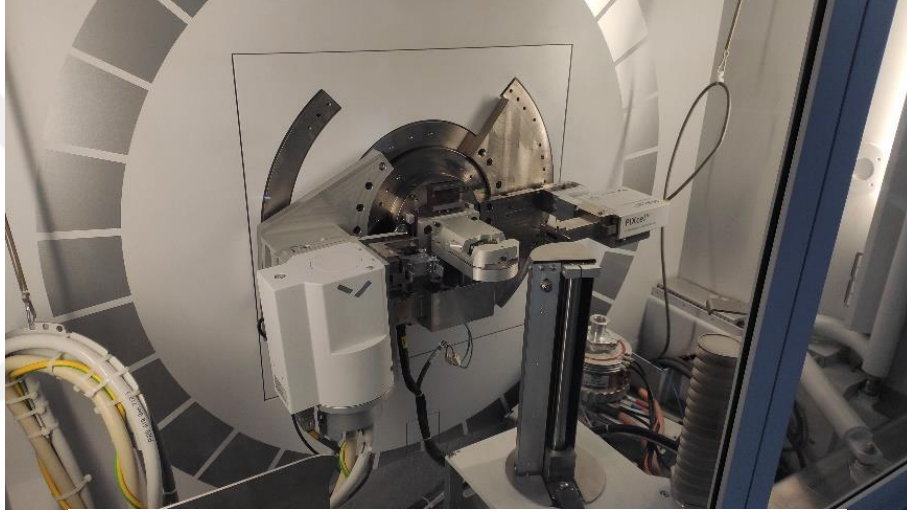
Şekil 3.20 SEM Cihazı ve Görüntü Kontrol Ünitesi

SEM görüntülerinde parça dışında ortamdaki gelebilecek yabancı madde gelmesi istenmediğinden dolayı parçalar tam kurutma yapılması gerekmektedir. Bunun için $50\text{ }^{\circ}\text{C}$ 'de 1 saat etüv fırında bekletilerek kurutma işlemi tamamlanmıştır. SEM cihazı çalışma tekniği gereği metal yüzeylerde inceleme ve görüntü alabilmektedir. Bu nedenle parçalar SEM cihazında incelemeye alınmadan önce vakumlu ortamda metal kaplama yapılarak hazırlanır. Vakum edilmiş ortamda parçalara altın-paladyum kaplama yapılmıştır. Kaplama cihazı olarak Şekil 3.21'de gösterilen Denton Vacuum marka Desk V modeli kullanılmıştır. SEM görüntüleri alınmadan önce cihaz içinde tekrar vakum yapıp 0,02 ile 0,007 Pa arasına kadar ortam basıncı düşürülmüştür. Böylece ortam içindeki gazların parça ile etkileşime girmeden görüntüsü alınmıştır.



Şekil 3.21 Vakum Ortamı Metal Kaplama Makinesi

XRD cihazına numuneyi hazırlamak için öncelikle üretilen parçayı havanda ezerek toz haline getirilmiştir. Toz malzemeyi cihazın tablasına döktükten sonra tabla cihazın iç kısmına yerleştirilmiştir. XRD cihazına toz numunenin yerleştirilmiş hali Şekil 3.22’de görülmektedir. Gerekli ayarlamaları bilgisayar üzerinden 2 teta (θ) açısıyla 2 – 50 ° derece arası olarak yapılmıştır.



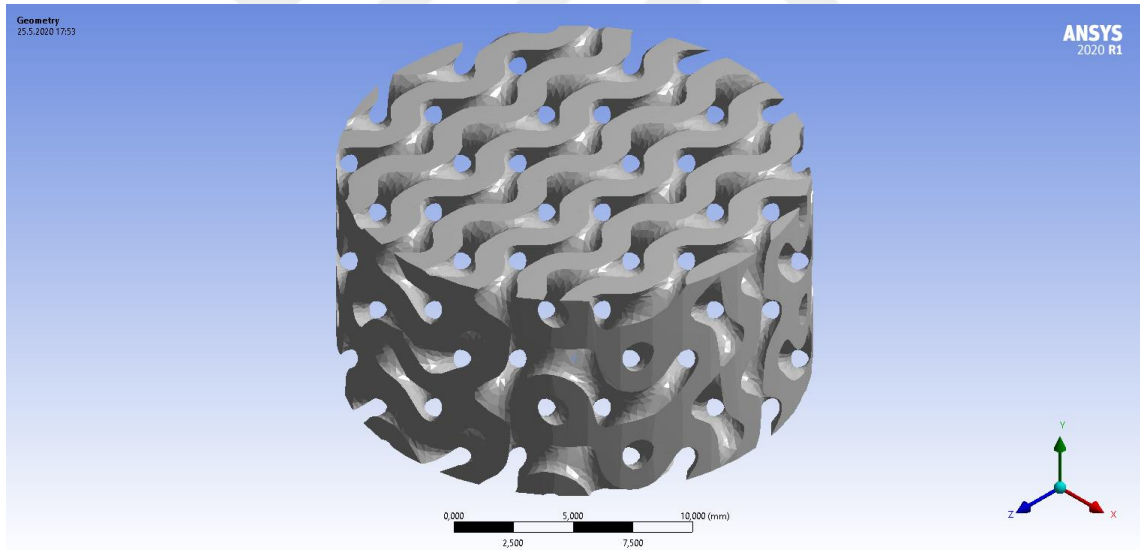
Şekil 3.22 XRD Cihazı Numune Alımı Yapmadan Önceki Görüntüsü

4. ARAŞTIRMA SONUÇLARI VE TARTIŞMA

Biyokompozit parçaların üretiminden sonra numuneleri belirli yönleriyle karakterize etmek, bazı farklılıkları gözlemlemek ve temel özellikleri test etmek amacıyla farklı cihazlarda birçok inceleme gerçekleştirilmiştir. Bu incelemeler biyoaktivite davranışı ve mekanik davranış olmak üzere 2 ayrı bölüme ayrılabilir. Bu incelemelere ait sonuçlar ve elde edilen veriler aşağıda alt başlıklar altında açıklanmıştır.

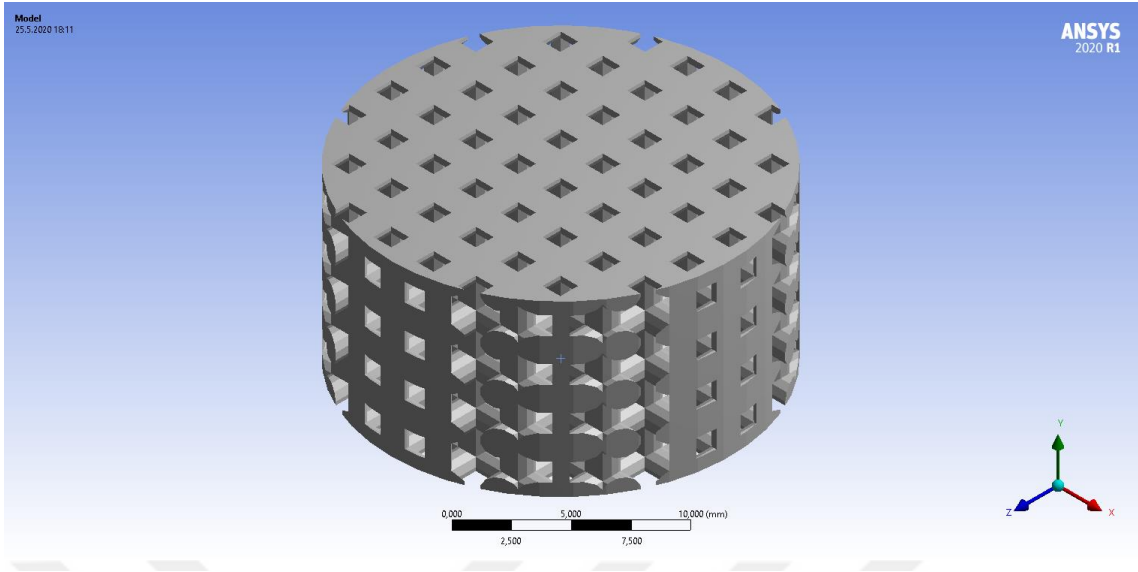
4.1. Kafes Yapılarının Sonlu Elemanlar Yöntemiyle Mekanik Analizi

Tasarımı yapılan jiroit kafes yapısının 1411128 düğüm noktası 835700 ağ (mesh) elemanı vardır. Şekil numarası olarak 1 numarası tanımlanmıştır. Şekil içinden geçen dalgalı formun et kalınlığı 1,2 ile 1,3mm arası değişen yapı Şekil 4.1'de gösterilmiştir. Birbirini takip eden bu dalgalı form arası yüzeylerin uzaklıkların en yükseği 1,5mm ve gözeneklilik %41,8 olarak ölçülmüştür.



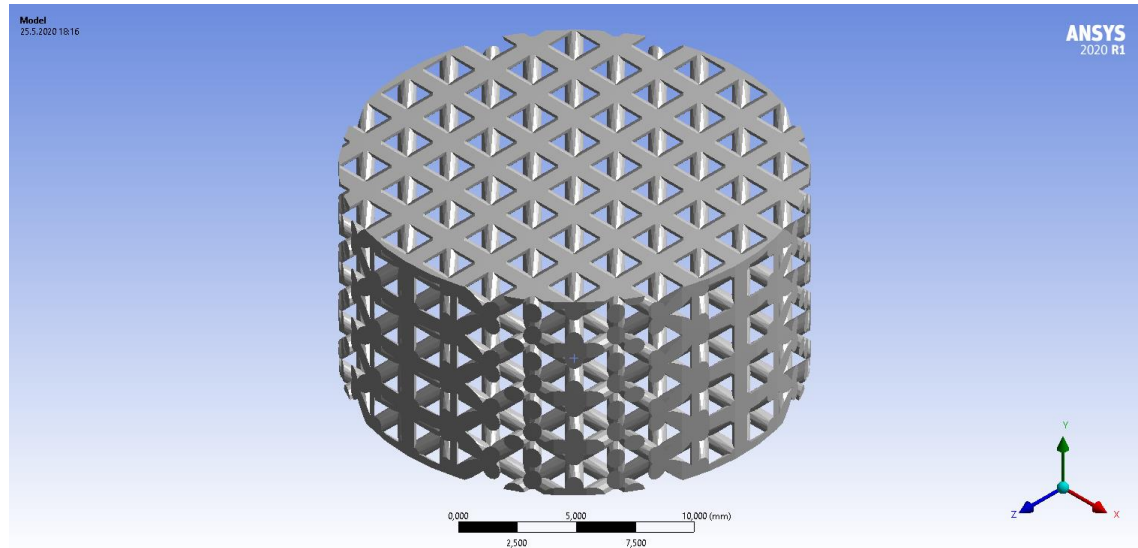
Şekil 4.1 1 Numaralı Jiroit Kafes Yapısı Örgüsü

Düzenli kübik kafes yapısının 412649 düğüm noktası 231874 ağ (mesh) elemanı vardır. Şekil numarası olarak 2 numarası tanımlanmıştır. Şeklin sahip olduğu düz küp kiriş ve kolonların kesit formu daire şeklinde ve et kalınlığı 1,45 mm'dir. Bu kolon ve kirişler arası boşluğun mesafesi 1 ile 2 mm arası değişen yapı Şekil 4.2'de gösterilmiştir. Kafes yapısının gözenekliliği %48,3 olarak hesaplanmıştır.



Şekil 4.2. 2 Numaralı Düz Kübik (Simple Cubic) Kafes Yapısı Örgüsü

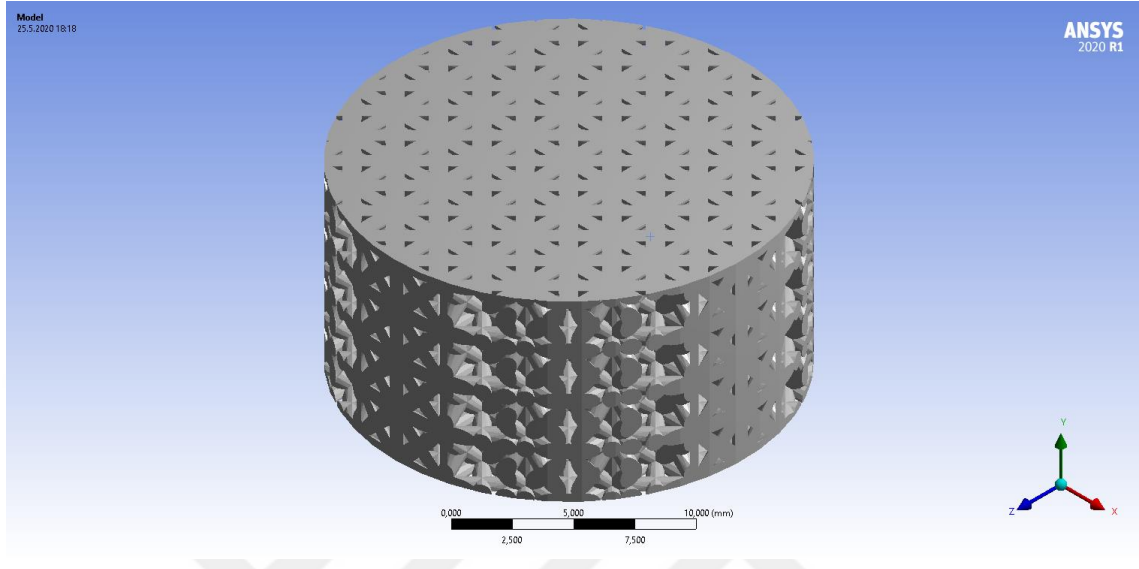
Cisim merkezli kübik kafes yapısının 2886506 düğüm noktası 1615876 ağ (mesh) elemanı vardır. Şekil numarası olarak 3 numarası tanımlanmıştır. Kafes yapısının kolonlarının hepsi eşit ve kesit formu daire şeklinde olup et kalınlığı 0,85mm'dir. Kolonlar arası boşluk 0,61mm olan yapı Şekil 4.3'de gösterilmiştir. Kafes yapısının gözenekliliği %45,6 olarak hesaplanmıştır.



Şekil 4.3 3 Numaralı Cisim Merkezli Kübik (Body Centered Cube) Kafes Yapısı Örgüsü

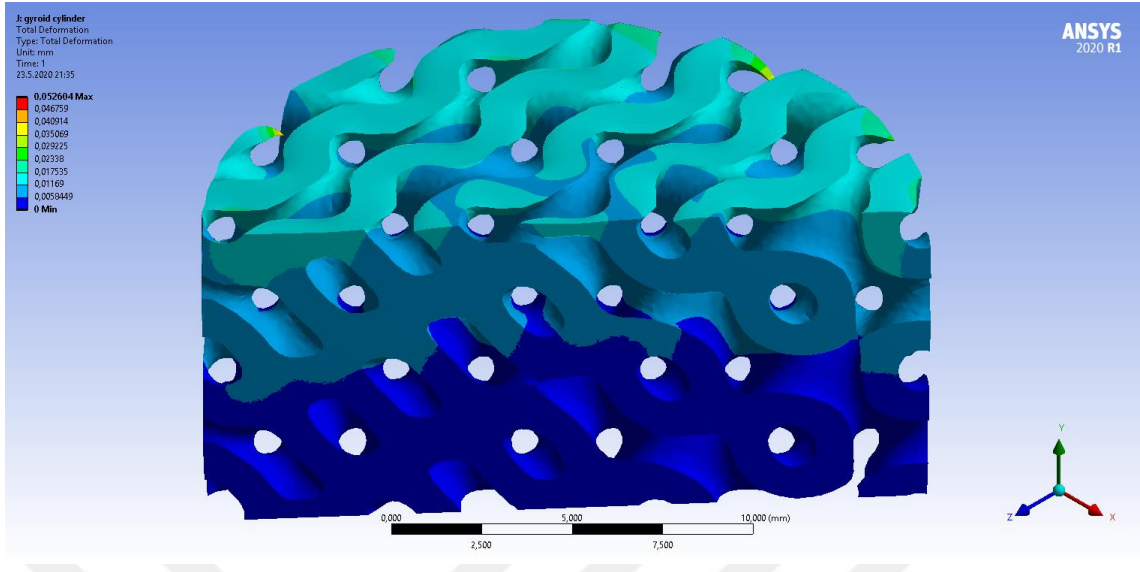
Yüzey merkezli kübik kafes yapısının 3080342 düğüm noktası 1740894 ağ (mesh) elemanı vardır. Şekil numarası olarak 4 numarası tanımlanmıştır. Kafes yapısının

kolonlarının kesit formu daire şeklinde ve hepsi eşit olup et kalınlığı 0,8 mm'dir. Kolonlar arası boşluk 0,3 ile 1,7 mm arası değişen yapı Şekil 4.4'de gösterilmiştir. Kafes yapısının gözenekliliği %46,9 olarak hesaplanmıştır.



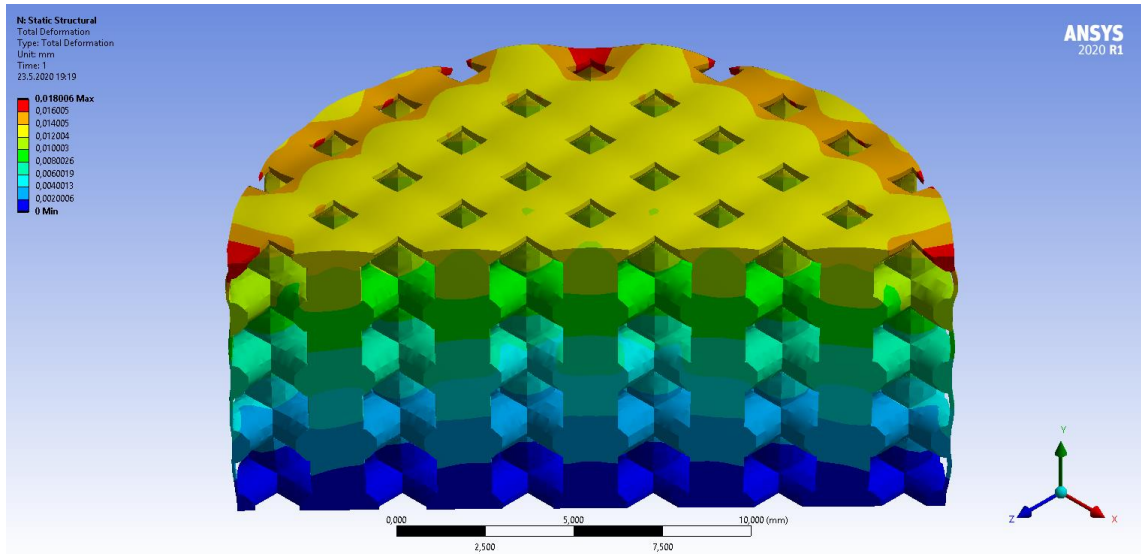
Şekil 4.4 4 Numaralı Yüzey Merkezli Kübik (Face Centered Cube) Kafes Yapısı Örgüsü

Jiroit kafes yapısında bir silindirin kenar noktalarında oluşan keskin hatlar yük taşımada olumsuz etkilenecek noktalardandır. Dolayısıyla toplam şekil değişiminin maksimum gözüktüğü yerler bu bölgelerde konumlanmıştır ve değeri 52,604 μm olarak ölçülmüştür. Ancak bu değer şeklin çok az bir alanında yer almaktadır. Eđer bu şekil değişimini hesaba katmayıp şeklin üst yüzeyinin genelinde hâkim olan en yüksek şekil değiştirme miktarını ele alırsak şekilde açık mavi-turkuaz renkleriyle gösterilen 15 μm civarlarında gözlemlenen değerler gözlemlenmiştir. Bu ve diğer 3 kafes yapısının da en fazla toplam şekil değiştirme değerleri cismin alt kısmının sabit olmasından dolayı üst kısımlarında gözlemlenmektedir. Parça üzerinde oluşan şekil değişim miktarları renklere göre Şekil 4.5'de gözükmemektedir.



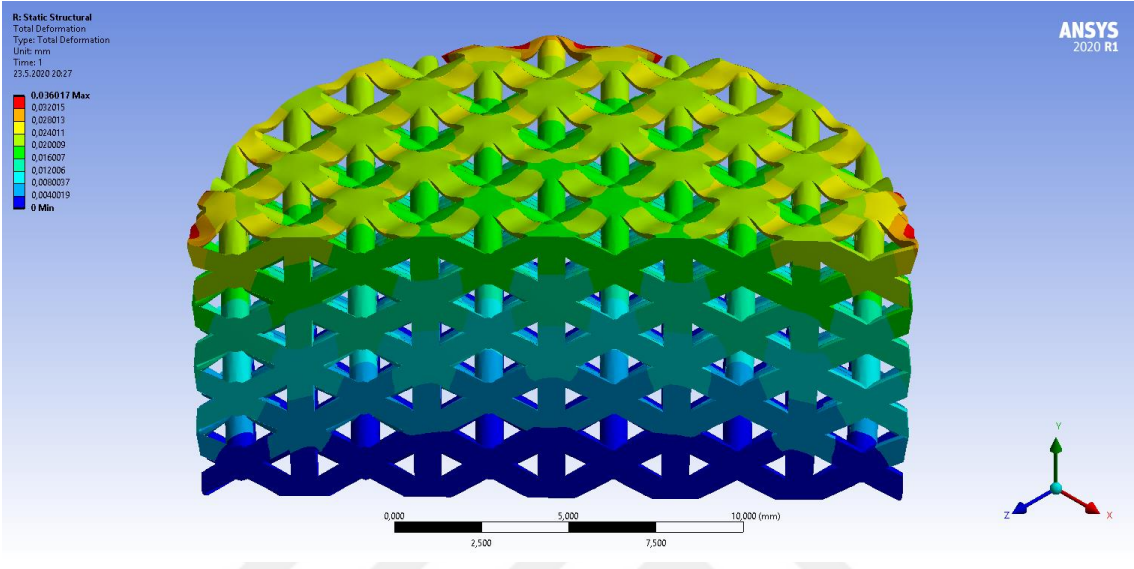
Şekil 4.5 1 Numaralı Kafes Yapısı Kesit Alındığında Toplam Şekil Değiştirme Miktarları

Düz kübik kafes yapısında silindirin kenar bölgelerinde 18 μm değerinde maksimum şekil değiştirme gözlemlenmiştir. Ancak bu şekil değişimi üst yüzeyde gyroid kafes yapısındaki kadar oransal farklılık olmamış ve daha dengeli olmuştur. Üst yüzeydeki toplam şekil değişimi genel olarak 14 μm değerlerinde değişim göstermektedir. Parça üzerinde oluşan şekil değişim miktarları renklere göre Şekil 4.6’de görülmektedir.



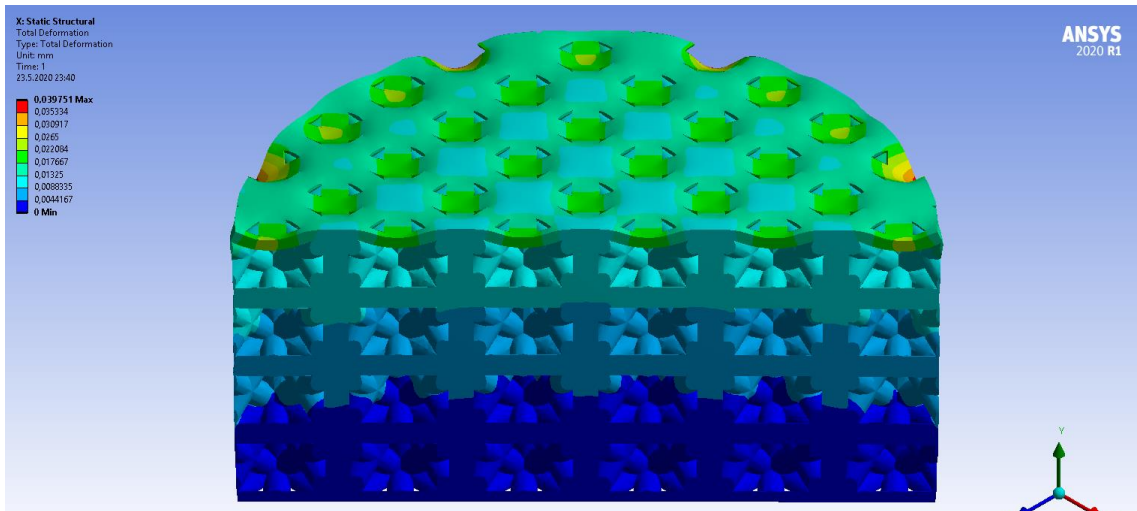
Şekil 4.6 2 Numaralı Kafes Yapısı Kesit Alındığında Toplam Şekil Değiştirme Miktarları

Cisim merkezli kübik kafes yapısında silindirin kenar bölgelerinde $36,017 \mu\text{m}$ değerinde maksimum toplam şekil değiştirme gözlemlenmiştir. Üst yüzeyin genelinde toplam şekil değiştirme ise $24,5 \mu\text{m}$ değeri civarlarında gerçekleşmiştir. Parça üzerinde oluşan şekil değişim miktarları renklere göre Şekil 4.7’de görülmektedir.



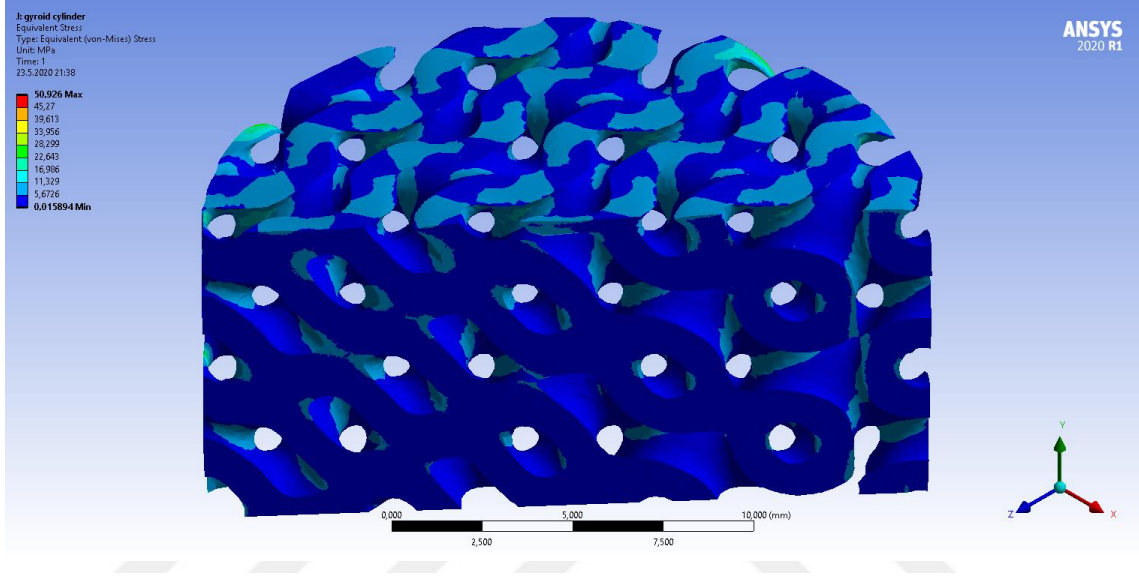
Şekil 4.7 3 Numaralı Kafes Yapısı Kesit Alındığında Toplam Şekil Değiştirme Miktarları

Yüzey merkezli kübik kafes yapısının en fazla şekil değiştirme değeri $39,751 \mu\text{m}$ olmuştur ve bu değer silindirin üst kenar bölgelerinde kafesin yarım kaldığı noktalarda gözlemlenmiştir. Bunun dışındaki üst yüzeydeki en yüksek toplam şekil değişimi ise $20,1 \mu\text{m}$ değeri civarında gerçekleşmiştir. Parça üzerinde oluşan şekil değişim miktarları renklere göre Şekil 4.8’de görülmektedir.



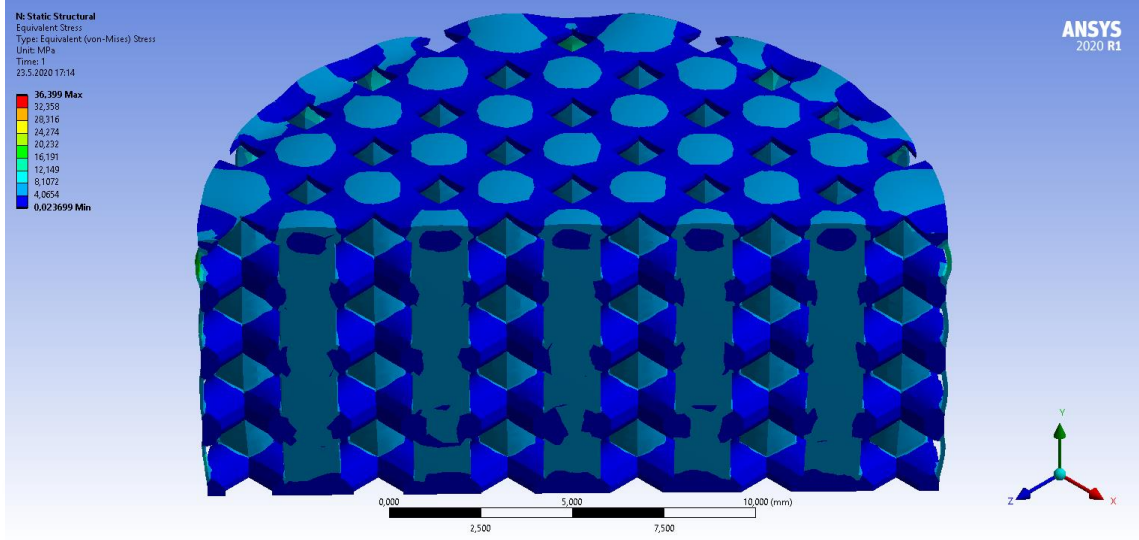
Şekil 4.8. 4 Numaralı Kafes Yapısı Kesit Alındığında Toplam Şekil Değiştirme Miktarları

Diğer 3 kafes yapısı da dahil olmak üzere Gyroid kafes yapısı için en yüksek eş değer gerilme değeri silindirin kenar noktalarında gözlemlenmiştir. Bu bölgedeki gerilme değeri 50,926 MPa iken bunun dışındaki bölgelerdeki en yüksek von mises gerilme değeri ise 10,27 MPa olarak gerçekleşmiştir. Parçaya etki eden von mises gerilme değerleri Şekil 4.9'da renk skalası içinde gösterilmiştir.



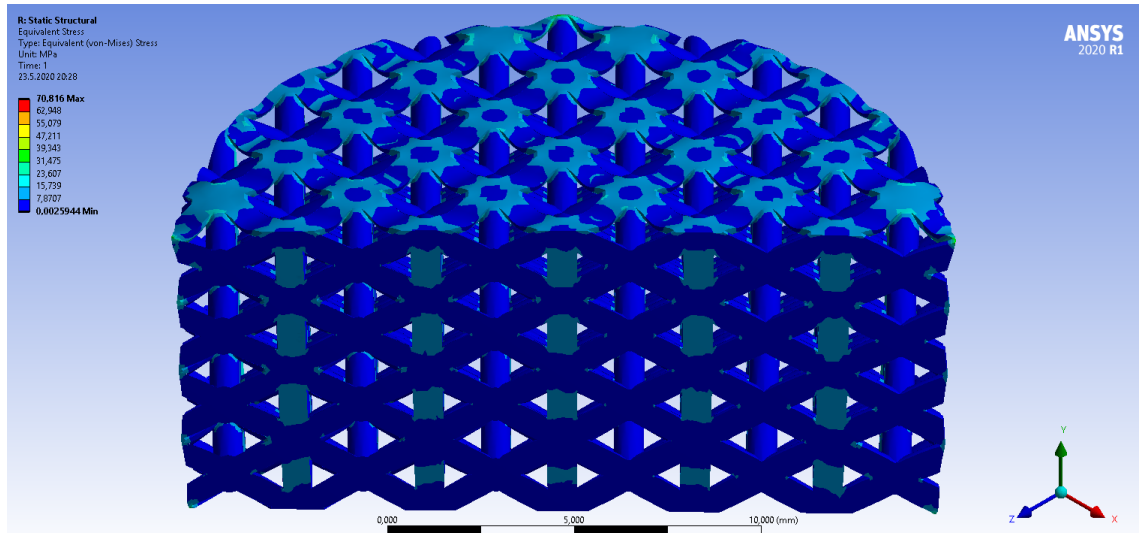
Şekil 4.9 1 Numaralı Kafes Yapısı Kesit Alındığında Von-Mises Gerilme Değerleri

Düz küp kafes yapısının yarıda kaldığı kenar uç bölgelerde gerçekleşen en yüksek eş değer gerilme değeri 36,399 MPa'dır. Bu bölge dışında kesit alınarak ölçüm ucu ile bakılan en yüksek eş değer gerilme miktarı ise 6,3696 MPa'dır. Bu gerilme değeri kolon ve kirişlerin kesiştiği kenar bölgelerde gerçekleşmiştir. Parçaya etki eden von mises gerilme değerleri Şekil 4.10'da renk skalası içinde gösterilmiştir.



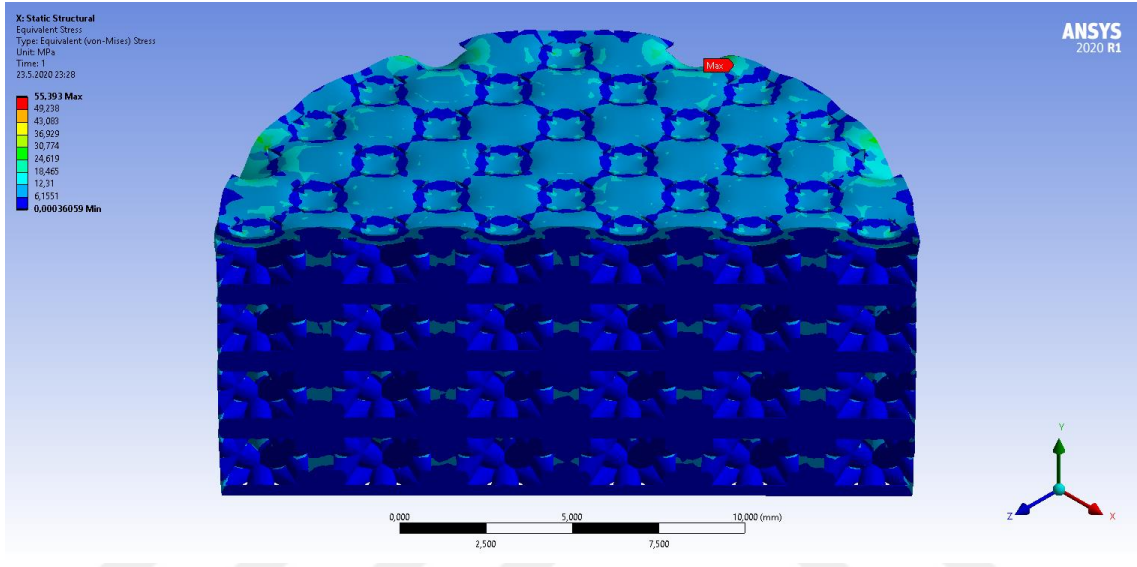
Şekil 4.10 2 Numaralı Kafes Yapısı Kesit Alındığında Von-Mises Gerilme Değerleri

Cisim merkezli kafes yapısının en yüksek eş değer gerilme miktarı 70,816 MPa iken, kesit alınarak ölçüm ucu ile gözlemlenen en yüksek eş değer gerilme miktarı 11,427 MPa olarak ölçülmüştür. Bu gerilme miktarları kübik kafes yapısını oluşturan kolonlarda ve merkezde birleşen çapraz kirişlerin kesiştiği kısımda gerçekleşmiştir. Parçaya etki eden von mises gerilme değerleri Şekil 4.11’de renk skalası içinde gösterilmiştir.



Şekil 4.11 3 Numaralı Kafes Yapısı Kesit Alındığında Von-Mises Gerilme Değerleri

Yüzey merkezli küp kafes yapısının en yüksek eş değer gerilme 55,393 MPa değeri cismin kenarlarında gerçekleşmiştir. Bunun dışındaki kesiti alınarak bakılan bölgelerdeki en yüksek eş değer gerilme miktarı 9,803 MPa olarak gerçekleşmiştir. Bu yüksek gerilme değerleri yüzey merkezli kübik yapıların çapraz kirişlerin kesişim noktalarında konumlanmıştır. Parçaya etki eden von mises gerilme değerleri Şekil 4.12’de renk skalası içinde gösterilmiştir.



Şekil 4.12 4 Numaralı Kafes Yapısı Kesit Alındığında Von-Mises Gerilme Değerleri

4.2. Üretim Sonrası Kafes Yapılarının Kütlelerinin Ölçümü

3B DLP Yazıcı ile üretilmiş parçaların içindeki toz katkısı ve ağ örgüsü şekline göre 12 farklı türden parça üretilmiştir ve bu her bir farklı parça için ayrı bir kodlama yapılmıştır. Biyoaktivite testi için üretilen bu kübik parçaların gözeneklilik oranı teorik hesaplamalara göre %62,4 ile %63,3 arasında değişmektedir. Her bir parçadan 3 ile 5 adet kopya üretilmiştir ve hepsinin tek tek kuru kütle ölçümü hassas terazi ile yapılmıştır. Sonrasında her bir kodlu parçaya göre ortalama alınmıştır. Kütle değerleri Çizelge 4.1’de gösterilmiştir.

Çizelge 4.1 Sıvıda Bekletilmeden Önceki Kuru Parçaların Kütle Değerleri (10⁻⁴ gram)

	N1a	N1b	N1c	N2a	N2b	N2c	N3a	N3b	N3c	N4a	N4b	N4c
1	6583	8934	7343	5684	7421	5696	6135	7433	5986	4545	6669	5236
2	6472	8406	7980	6003	7072	6354	5963	8128	6630	5127	7031	6187
3	7101	8761	7416	5817	6321	6571	5641	6478	7200	5253	5816	7571
4	6652	9073	7841	-	6790	6260	5768	7288	6492	-	7728	6047
5	-	8938	8212	-	-	-	-	-	6950	-	-	5961
Ort	6702	8822	7758	5834	6901	6220	5876	7331	6651	4975	6811	6200

Ortalama kütle ölçümlerini her bir şekli kendi içinde karşılaştırırsak 4 şekil içinde aynı olup kütlelerin yüksekten düşüğe doğru sırasıyla; hidroksi apatit katkılı karışım, TCP katkılı karışım ve katkısız reçinenin olduğu gözükmektedir. Katkısız reçinenin diğerlerine göre düşük çıkması herhangi bir malzeme ilavesi olmamasından kaynaklanmaktadır. Hidroksi apatitin TCP ye göre daha yüksek çıkması ise hidroksi apatitin reçine içinde daha homojen karıştığı ve reçineye daha iyi tutunduğu yorumu ile açıklanabilir.

Her bir katkı karışımını kendi içinde karşılaştırırsak 3 farklı karışım içinde kütle değerinin en yüksekten en düşüğe doğru sırasıyla; gyroid, cisim merkezli kübik, basit kübik ve yüzey merkezli kübik kafes yapısının çıktığı görülmektedir. Bilgisayar destekli çizim programlarında parçaları tasarlar iken hesaplanan teorik hacimleri karşılaştırdığımızda gyroid hariç sıralamanın değişmediğini ve jiroit kafes yapısının da yüzey merkezli kübik ile cisim merkezli kübik yapısının arasında yani 3. sırada olduğu gözlemlenmektedir. Jiroit kafes yapısının gerçek kütlelerin teorik kütleyle göre daha fazla çıkması yüzeysel dalgalı formunun etkisiyle fazla reçine tutunmasından dolayı olabileceği yorumu yapılabilir.

Parçaların yüzey alanlarının hesaplanması biyoaktivite testinin doğru şekilde gerçekleştirilmesi için önem arz etmektedir. Kütle artışının daha net bir şekilde gözükmesi için parçalar 2. kez sıvıda bekletilmesi testi tekrar uygulanmıştır. Bu parçalar 4 hafta boyunca sıvı içinde kalmıştır. Sonuçların daha kesin çıkması için parçaların kalacağı sıvının miktarı parça başına 250 ml kullanılarak 4 kat artırılmıştır ve bu miktar daha önceki bölümde belirtilen denklemdeki değer üstünde olacak şekilde ayarlanmıştır. Örneğin yüzey alanı 1946,02 mm² olan basit kübik kafes yapısı için bu hesaplama yapılırsa;

$$V_s = S_a / 10$$

$$V_s = 1946,02 / 10 = 194,6 \text{ ml}$$

sonucuna varılır.

4.3. Biyoaktivite Sonrası Kafes Yapılarının Kütle Ölçümü

YVS içinde 2 hafta bekletilen parçalar saf su ile hafifçe yıkandıktan sonra peçete ile kurulanmıştır. Ardından etüv fırın içinde 50 °C sıcaklıkta 1 saat bekletilerek iç kısımlarındaki ve gözeneklerde kalan nem atılmaya çalışılmıştır. Etüv fırından çıkan numuneler hassas terazide tekrar tartılarak sıvıya sokulmadan önceki kütleleri ile karşılaştırılmıştır. Kütle değişimleri Çizelge 4.2’de gösterilmiştir.

Çizelge 4.2 Parçaların 2 Hafta Sıvıda Bekletildikten Sonra Kütle Değişimleri

	N1a2	N2a2	N3a2	N4a2	N1c2	N2c2	N3c2	N4c2
0. Hafta Kuru (mg)	659,2	600,7	564,6	525,3	785,4	636,7	649,7	524,3
2. Hafta Kuru (mg)	661,5	600,7	562,2	519,3	-	639,4	660	521,6
0 ile 2. Hafta Değişim Miktarı (%)	0,3	0,0	-0,4	-1,1	-	0,4	1,6	-0,5
0 ile 2. Hafta Değişim Miktarı Ortalaması	-0,304594098				0,5			

Çizelge 4.2’de gözüktüğü gibi 2 hafta bekletilmiş parçalar arasından katkısız reçineden basılmış olan kafes yapılarının kütlelerinde azalma veya neredeyse değişmediği görülür iken TCP katkılı parçaların az miktarda artış veya azalış görülmüştür. Bu değişimlerin ortalaması alındığında TCP katkılı parçalara ait değişimin az miktarda artış yönünde katkısız parçalara ait değişimin az miktarda azalış olduğu gözlemlenmiştir.

YVS içinde 4 hafta bekletilen diğer kopya numuneler ise yine saf su ile hafifçe yıkanarak ardından peçete ile kurulanmıştır. Parçalarda gözeneklerin içindeki nemin atılması amacıyla vakumlu etüv fırında vakum etkisiyle 36,5 °C’ sıcaklık ve 500 milibar basınç altında 20 saat bekletilmiştir. Bu bekletilme sonucunda parçalar sıvıya batırılmadan önceki kütleleri ile karşılaştırılmıştır. Kütle değişim miktarları Çizelge 4.3’de gösterilmiştir.

Çizelge 4.3 Parçaların 4 Hafta Bekletildikten Sonraki Kütle Değişimleri

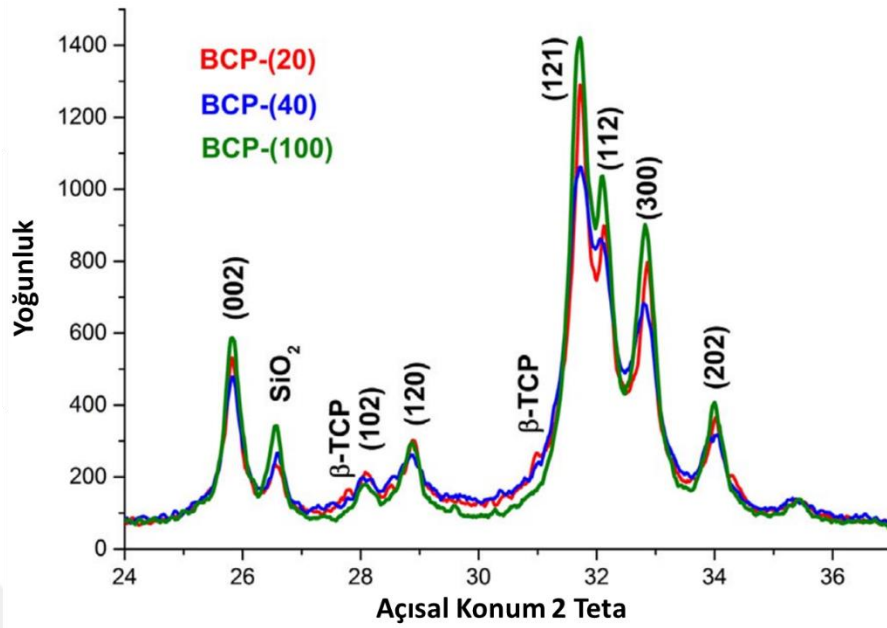
	N2a4	N2b4	N2c4	N1b4
0. Hafta (mg)	563	702,2	653	836,6
4. Hafta (mg)	558,5	699,5	650	836
Değişim (%)	-0,80	-0,38	-0,46	-0,07

4 hafta bekletilmiş parçalardaki değişim için Çizelge 4.3' e bakıldığında gözlemlenen 4 numune içinde kütlede az miktarda düşüş olduğu gözlemlenmiştir. HA katkılı parçalarda daha düşük oranda düşüş olduğu gözlemlenmesi diğerlerine göre daha fazla apatit oluşumu gözlemlendiğine işaret etmesine karşın TCP katkılı ve katkısız numuneler dahil bütün numunelerdeki değişimin düşük çıkması apatit veya başka bir mineralin yüzeyde birikmesinin kütle değişimine çok etki etmediğini göstermektedir.

Parçalar arasından en fazla kütle düşüşünün katkısız reçinede üretilen parçada gözlemlenmiş olması reçinenin biyouyumluluk özelliğinin dışında bulunduğu ortamda geri emilebilirliğini gösteren biyobozunurluk özelliğinin var olduğunu göstermektedir. Diğer katkı türlerini katkısız reçine ile karşılaştırdığımızda daha az düşüşün gözlemlenmesi parçalarda biyobozunurluk özelliği ile kütlede düşüşün gözlemlendiğini göstermektedir. Ancak biyoaktiflik özelliği sayesinde parçalarda tanecik birikmesinin kütledeki bu düşüşü azalttığı yorumu yapılabilir. Kütledeki en az düşüşün 2 farklı kafes yapısındaki HA katkılı parçalarda gözlemlenmesi HA katkı türünün en iyi birikme ve dolayısıyla en iyi biyoaktivite yeteneği olduğunu göstermektedir.

4.4. XRD Ölçümleri

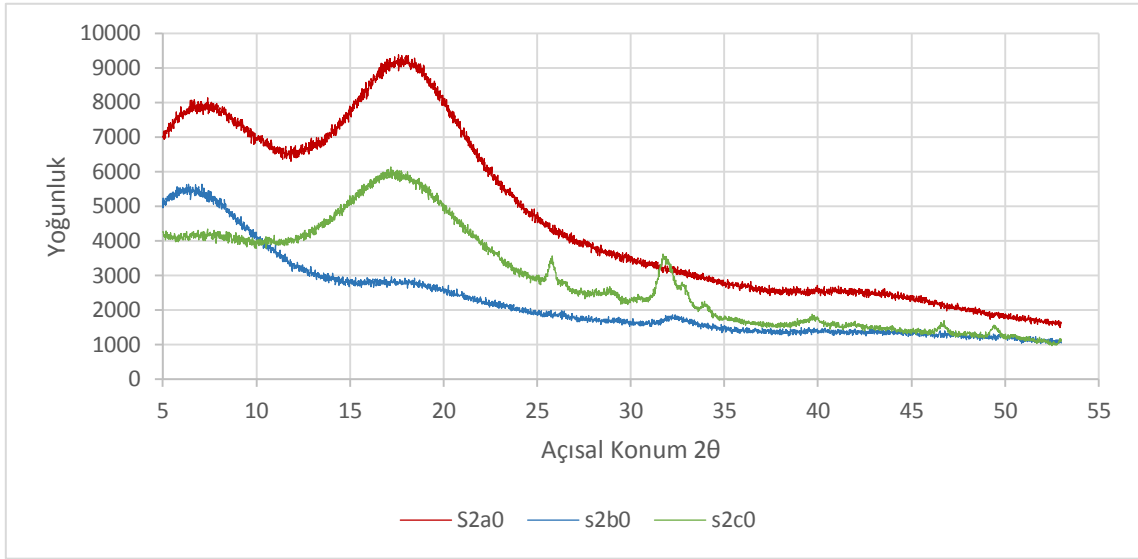
Apatit mineraline ait XRD eğrilerinde şekil 4.13'de görüldüğü gibi 2 teta açısı her üç form için 26 ve 32 derecede iken karakteristik bir tepe noktasına sahip olduğu görülmektedir. Bu çalışmada elde edilen sonuçların eğrisi bu eğriler esas alınarak karşılaştırılmıştır. Eğrilerde bu açı değerlerine sahip tepe noktalarının aranması gerçekleştirilmiştir.



Şekil 4.13 Farklı Bölgelerden Alınan Biyolojik Apatitlerin XRD Eğrileri [62]

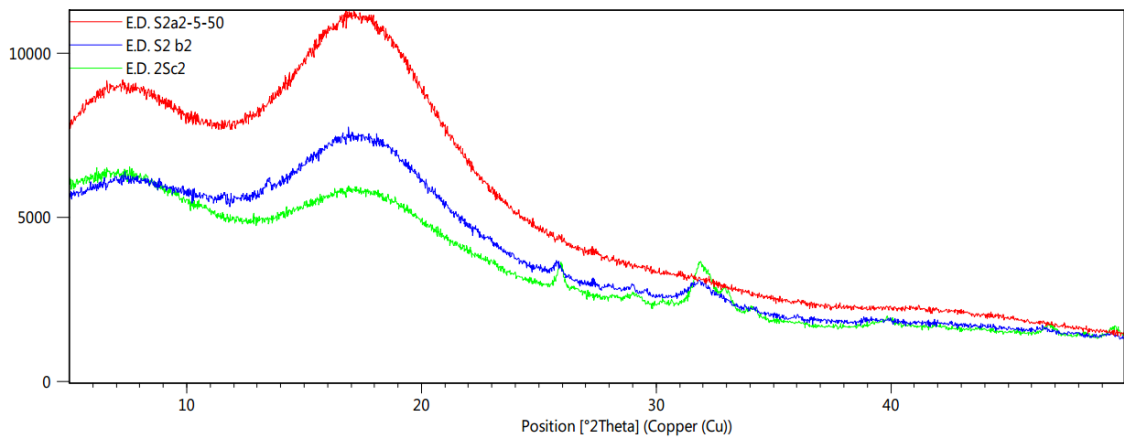
0. hafta ve 2. Haftaya ait 3 farklı karışım türünde aynı kafes yapısına ait parçaların x ışını kırınımı kristalografisine (XRD) bakılmıştır. Oluşturulan grafiklerde kırmızı çizgi katkısız karışım, yeşil renkli çizgi TCP katkılı, mavi renkli çizgi ise HA katkılı karışımı göstermektedir. Grafikler incelendiğinde 3 karışım tipi içinde amorf fazlı ve polikarbonat karakteristiğe sahip bir eğri olduğu gözlemlenmiştir. Reçine içindeki katkı durumunun ve sıvıda bekletilme ile oluşan malzemelerin etkisinden dolayı katkılı reçinelere ait parçaların grafiğinde kristal yapılara ait tepe eğrileri (peak) oluşmuştur.

Sıvı içinde bekletilmeye başlamadan önceki parçalar yani 0. Hafta parçaları arasından Şekil 4.14'e bakıldığında TCP katkılı numunenin kristal yapıya ait birkaç tepe eğrileri oluşturduğu gözlemlenirken HA katkılı numunenin daha düz eğriye sahip olduğu görülmektedir.



Şekil 4.14 0. Hafta Üç Karışım Türüne Göre XRD Analizi Grafiği

Sıvı içinde 2 hafta kaldıktan sonra çıkarılan parçaların grafiği Şekil 4.15'e bakıldığında ise hem TCP hem de HA ait kristal yapıya benzer tepe eğrilerinin aynı bölgelerde konumlandığı ve benzer etkiler gösterdiği görülmektedir. Bu tepe noktalarının konumlandığı bölge ile literatürde geçen açı değerleri tam olarak uyuşmaktadır. Bu nedenle XRD' den alınan bu eğriler parçada apatit yapısının varlığını doğrulayıcı bir sonuç vermektedir. 0 ve 2. Hafta katkısız reçineye ait her iki numunenin de herhangi bir kristal yapıda eğrisi görülmemiştir. Bu nedenle katkısız reçineli parçaların görüntülerinde herhangi bir parçacık gözükse bile kimyasal olarak apatit minerali olduğunu doğrulamadığı sonucunu vermektedir.



Şekil 4.15 2. Hafta Üç Karışım Türüne Göre XRD Analizi Grafiği

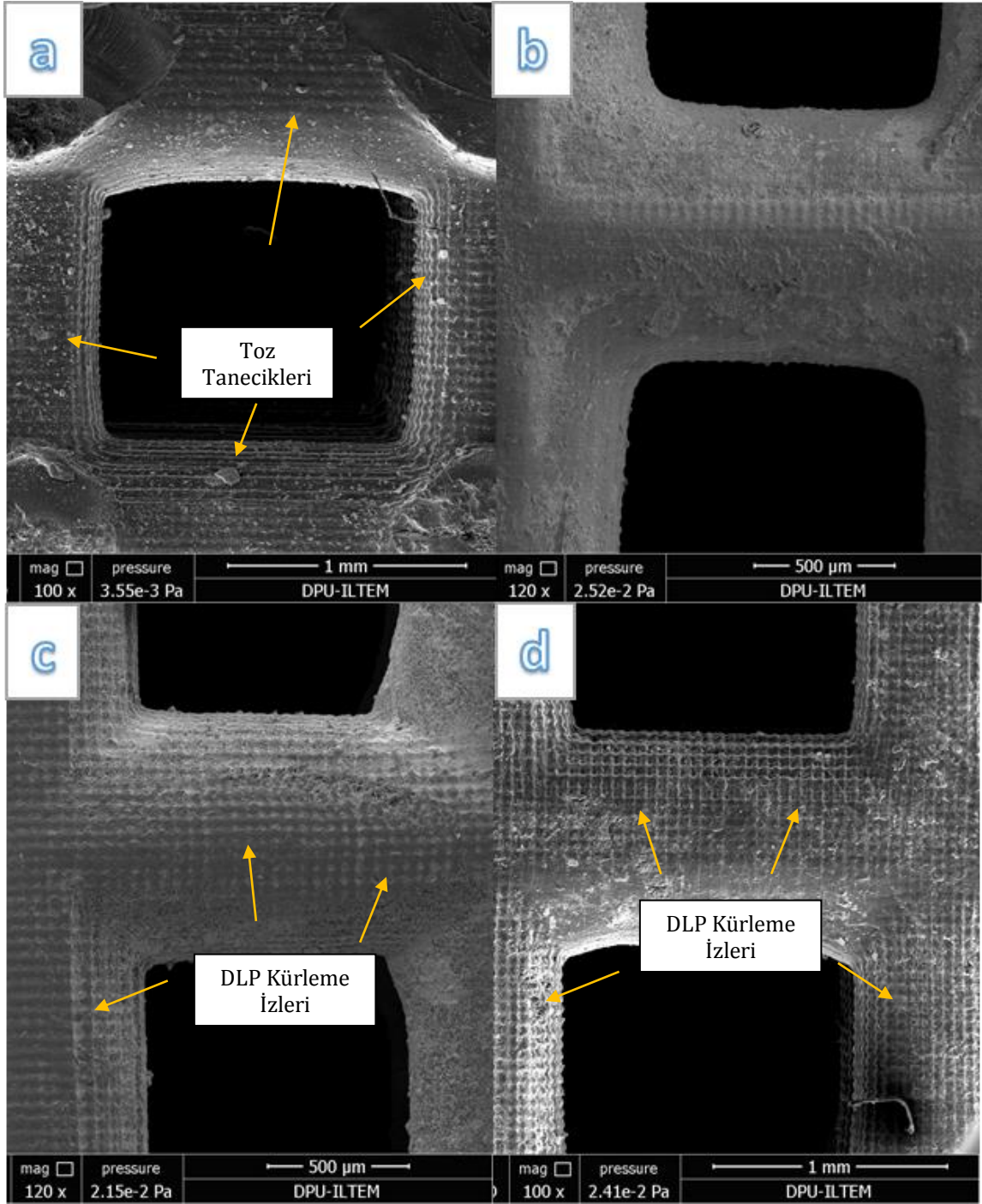
4.5. Biyoaktivite Testi Sonrası SEM ve EDX Sonuçları

4.5.1. Katkı Türüne Göre SEM Görüntülerinin İncelenmesi

Parçalar öncelikle katkı türüne göre karşılaştırılması yapılmıştır. Bu karşılaştırmada yüzey görüntüsünün daha iyi gözükmesinden dolayı bütün görüntüler için düz kübik kafes yapısına sahip parçalar seçilmiştir.

Katkısız saf reçineden basılmış parçanın biyoaktivite testi öncesi ve test süreci boyunca yapılan gözlemlere baktığımızda 0, 1, 2 ve 4. hafta Şekil 4.16'ya ait görüntülerde parçada toz vb. gibi yabancı cisimlerden oluşan tanecikler dışında herhangi bir ize rastlanmamıştır. 4. Hafta sonunda parçada yüzey üstünde oluşan tabaka tuz ve Y.V.S. nedeniyle oluşan minerallerden olduğu düşünülmektedir. 0. hafta ile 4. hafta dahil bütün görüntülerde DLP baskılamının izleri rahatlıkla görülmektedir. Geçen süreye rağmen numune yüzeyinde herhangi bir birikme gözlemlenmemiştir.

Biyoaktivite testi üzerine yapılan çalışmaların karşılaştırılmasına göre yüzeyde herhangi bir değişim olmaması numunenin biyoaktiflik özelliğinin olmadığını göstermektedir.

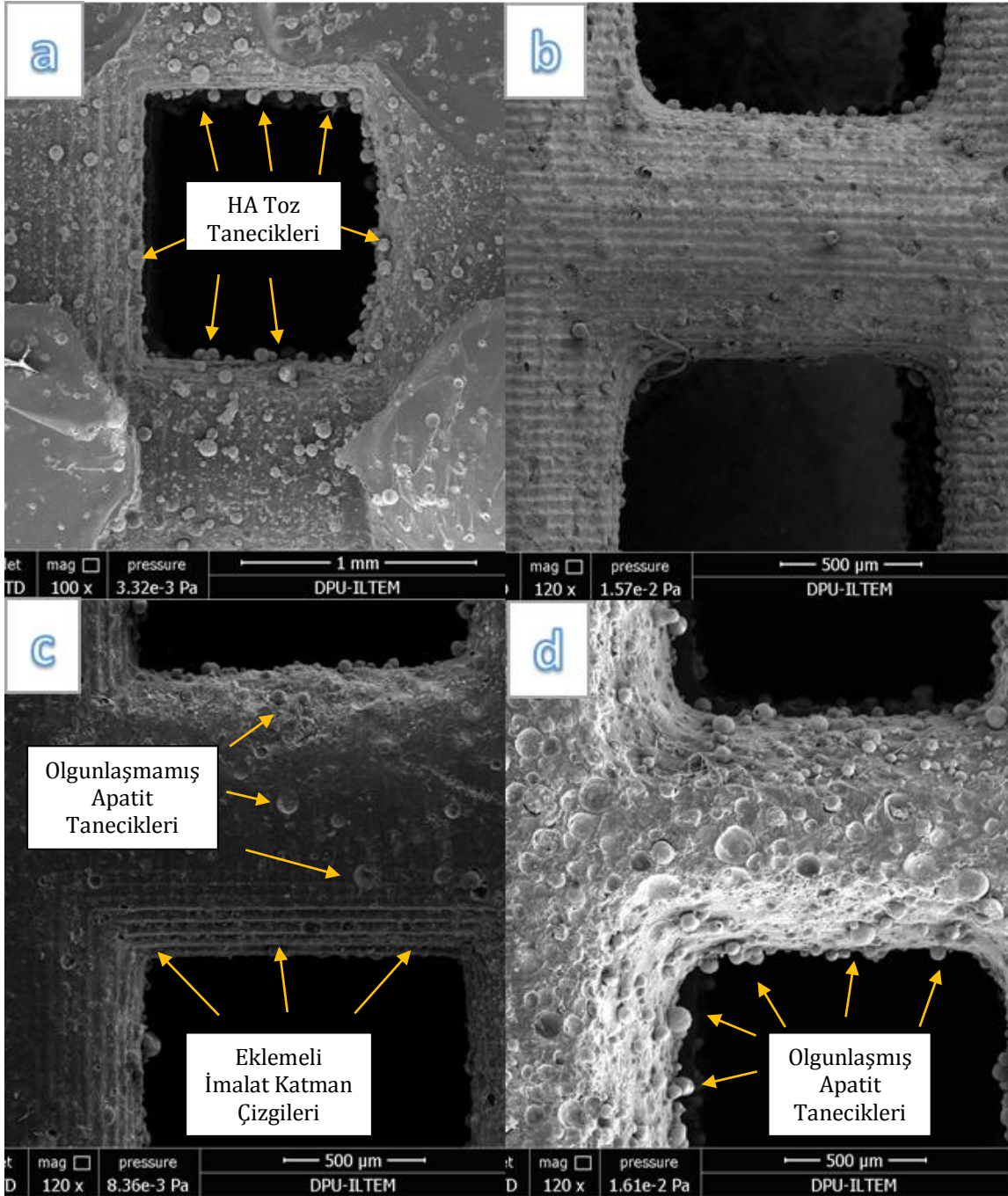


Şekil 4.16 S2a numaralı parçanın haftalara göre SEM görüntüsü; a) 0. Hafta, b) 1. Hafta, c) 2. Hafta, d) 4. Hafta

HA katkılı parçanın haftalık görüntülerine Şekil 4.17 üzerinden baktığımızda 0. haftaya ait HA toz taneleri gözükmemektedir. 1 ve 2. haftaya bağlı HA taneleri sıvının içinde çözünmenin etkisiyle azalma gözlemlenirken, 4. hafta sonunda apatit tanecikleri ciddi anlamda artış ve büyüme olduğu ve açıkça görülebildiği gözlemlenmiştir.

Biyoaktivite testi üzerine yapılan benzer çalışmalarda apatit taneciklerinin zamanla yüzeyde birikmesi ve ardından büyümesinin gözlemlenmesi ve bu numunelerde de benzer şekilde gerçekleşmiş olması biyoaktivite özelliğinin varlığını göstermektedir.



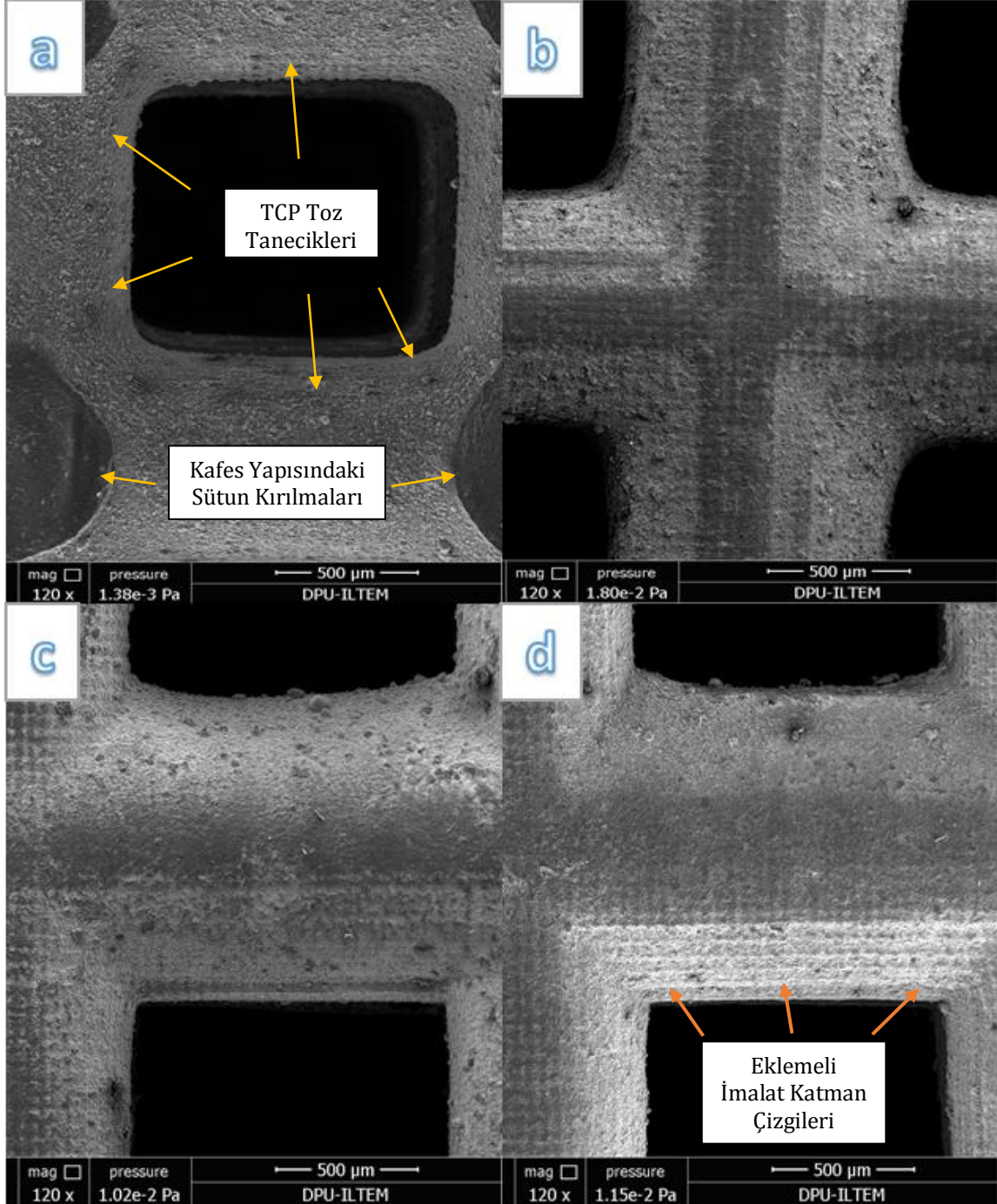


Şekil 4.17 S2b numaralı parçanın haftalara göre SEM görüntüsü; a)0. Hafta, b) 1. Hafta, c) 2. Hafta, d) 4. Hafta

TCP katkılı reçineden basılmış parçanın görüntüsüne Şekil 4.18 üzerinden baktığımızda 0. hafta'da TCP taneleri görüntülenmiştir. 1. haftada sıvı içinde çözünmenin etkisiyle bu tanelerde azalma görülmektedir. 2. ve 4. haftada tane oluşumu gözlemlense bile ciddi manada bir artış görülmemektedir.

Biyoaktivite davranışını gözlemlenmesiyle ilgili yapılan çalışmalarda yüzeyde apatit katmanının oluşması ve apatit taneciklerinde birikmede ve büyüklüğün

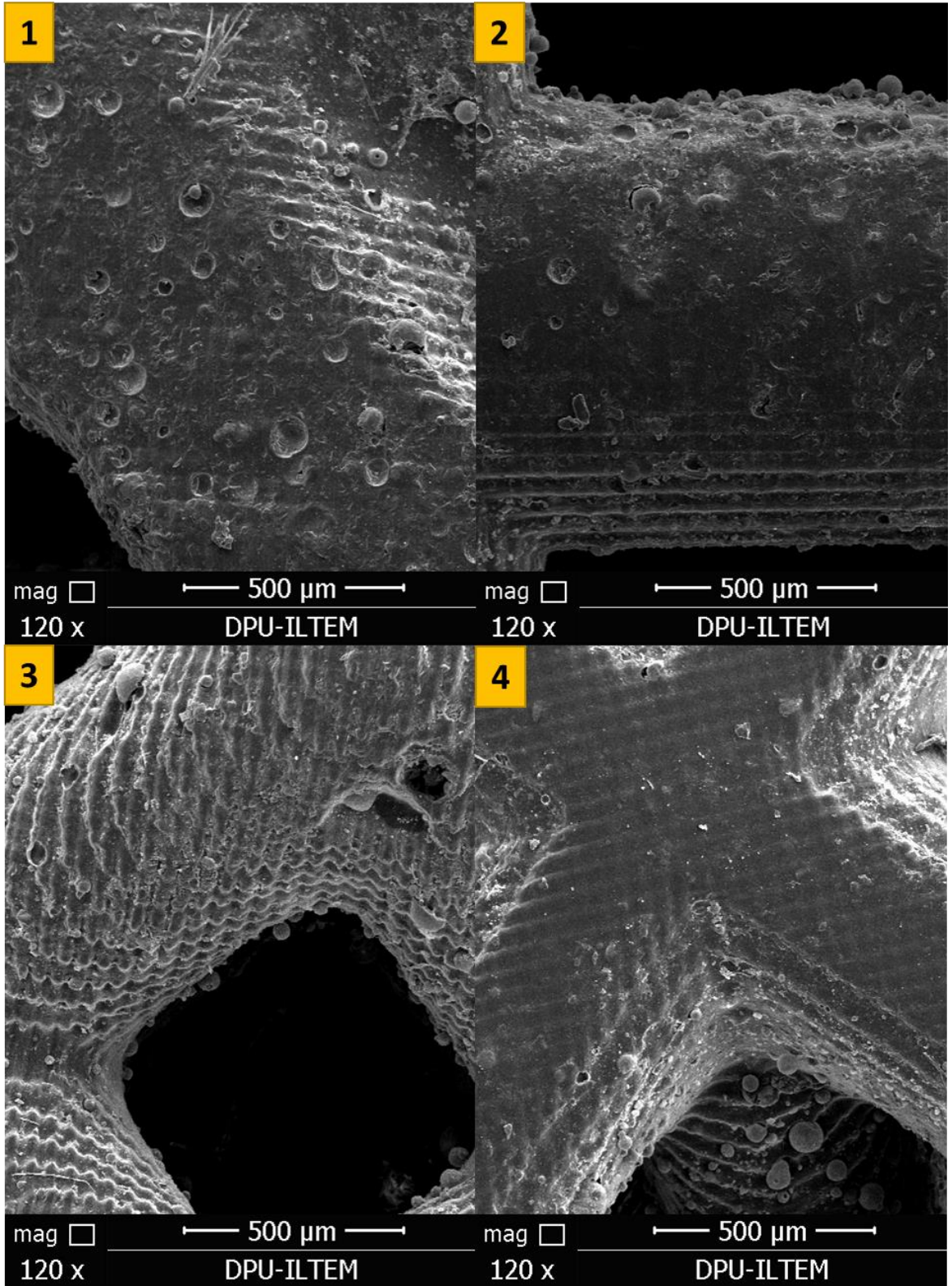
artmasının gözlemlenmesi görülmektedir. TCP katkılı numunenin benzer şekilde bir görüntünün gözlemlenmemesi ve yüzeyinde zamana bağlı ciddi bir farkın gözükmemesi biyoaktivite özelliğinin düşük olduğu şeklinde yorumlanabilir.



Şekil 4.18 S2c numaralı parçanın haftalara göre SEM görüntüsü; a) 0. Hafta, b) 1. Hafta, c) 2. Hafta, d) 4. Hafta

4.5.2. Kafes Yapısına Göre SEM Görüntülerinin İncelenmesi

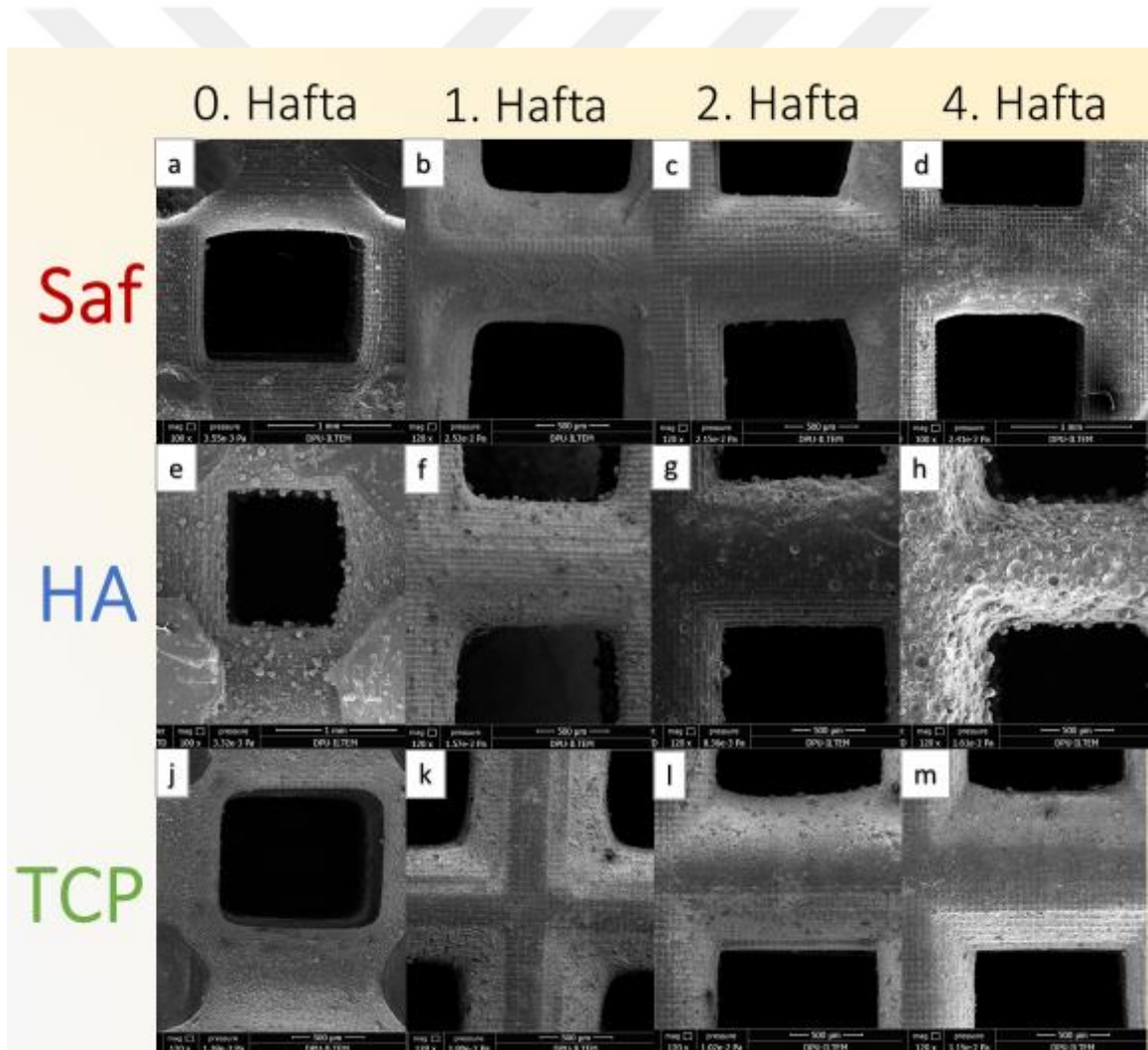
SEM görüntülerinde katkı türüne göre bakıldığında HA katkılı numunede daha belirgin değişimin gözlemlenmesi dolayısıyla, kafes yapılarının karşılaştırılmasında bütün görüntülerde HA katkılı numuneler seçilmiştir. Şekil 4.19'da verilen görüntülerde gözüktüğü gibi 2 hafta yapay vücut sıvısında bekletilmiş kafes yapılarının hepsi birlikte karşılaştırıldığında her kafes yapısında görünür bir miktar apatit birikmesi olduğu gözükmemektedir. Taneciklerin ortalama boyutları birbirine çok yakındır. Birikme ve tanecik yoğunluğu her bir parçada benzerdir. Ancak jiroit kafes yapısının iç yüzeylerinde, hacim merkezli kübik ve yüzey merkezli kübik yapıların iç yüzey ve birleşim noktalarında daha fazla birikmenin olduğu gözlemlenmiştir. Ayrıca biriken apatit taneciklerin bazıları parça yüzeyinin içine belli bir miktar giriş yapmıştır. Bu tür taneciklerin oradan ayrılmasıyla oluşan iz bırakıcı oluklar yine numune üstünde gözlemlenmiştir.



Şekil 4.19 Kafes Yapısına Göre SEM Görüntüleri; 1)Jiroit, 2)Düz Kübik, 3)Cisim Merkezli Kübik, 4)Yüzey Merkezli Kübik

4.5.3. Katkı Türü ve Kafes Yapısına Göre Toplu SEM Görüntülerinin İncelenmesi

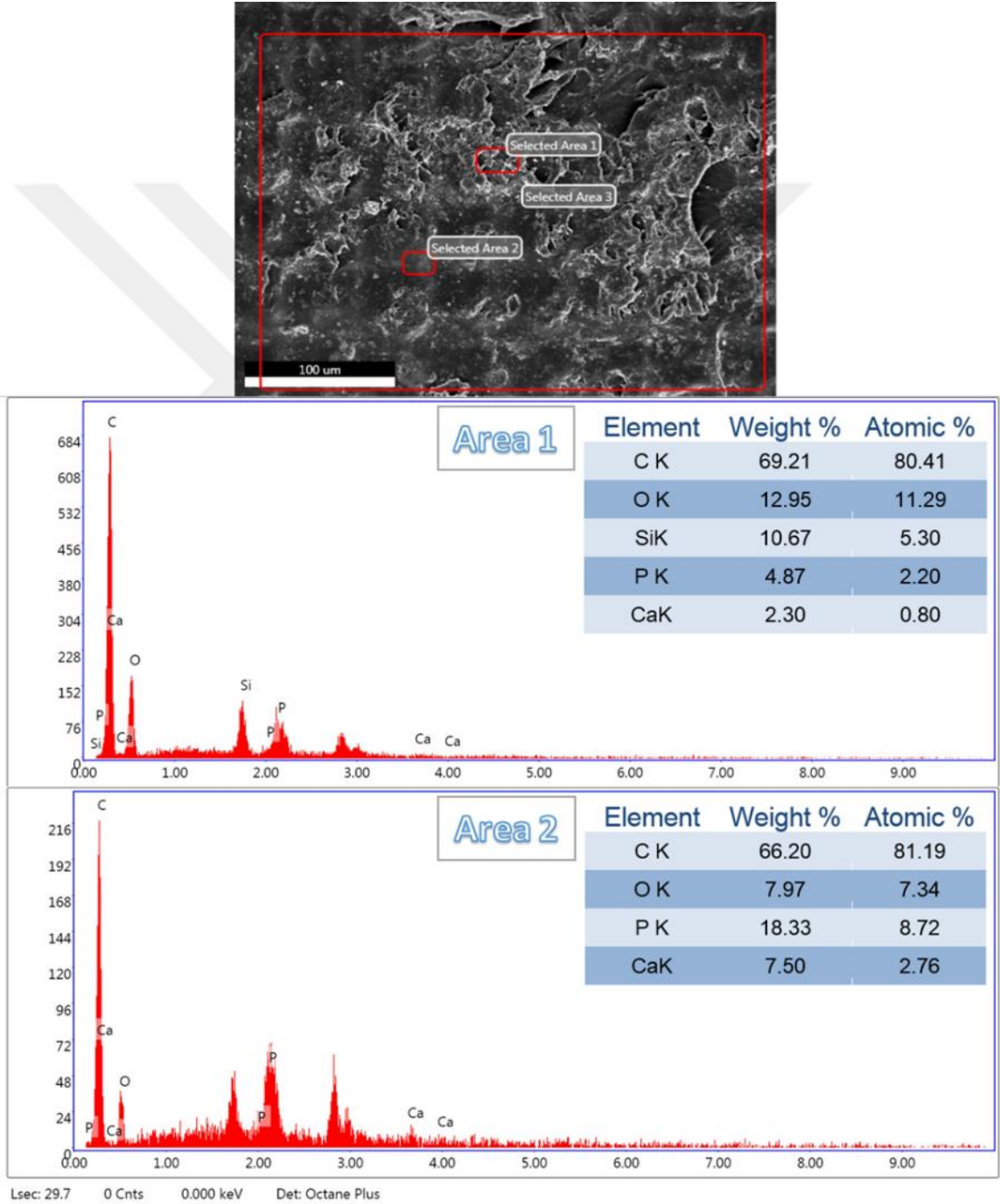
Öncelikle reçine katkı türünün karşılaştırılması ve ardından kafes yapılarının kendi aralarında karşılaştırılması sonrası 3 katkı türünün ve düz kübik kafes yapısı sabit olacak şekilde 0,1,2 ve 4 hafta görüntülerinin bir arada karşılaştırılması ve incelenmesi yapılmıştır. Bu kapsamlı karşılaştırma görüntüsü Şekil 4.19'daki gibi tablo haline getirilmiştir. Özellikle 2 ve 4. hafta sütunlarında 3 katkı türü için ayrı ayrı bakıldığında taneciklenme daha belirgin şekilde gözükmektedir. Katkı oranları arasında tanecik oluşumu, tanecik sayısında ve tanecik boyutunda artış yönelimi sadece HA katkılı numunede gözlemlenmiştir.



Şekil 4.20 Numunelerin SEM Görüntüleri: a), b), c), d) 0, 1, 2, 4. haftalara ait katkısız numuneler; e),f),g),h) 0, 1, 2, 4. haftalara ait HA katkılı numuneler; j), k), l), m) 0, 1, 2, 4. haftalara ait TCP katkılı numuneler

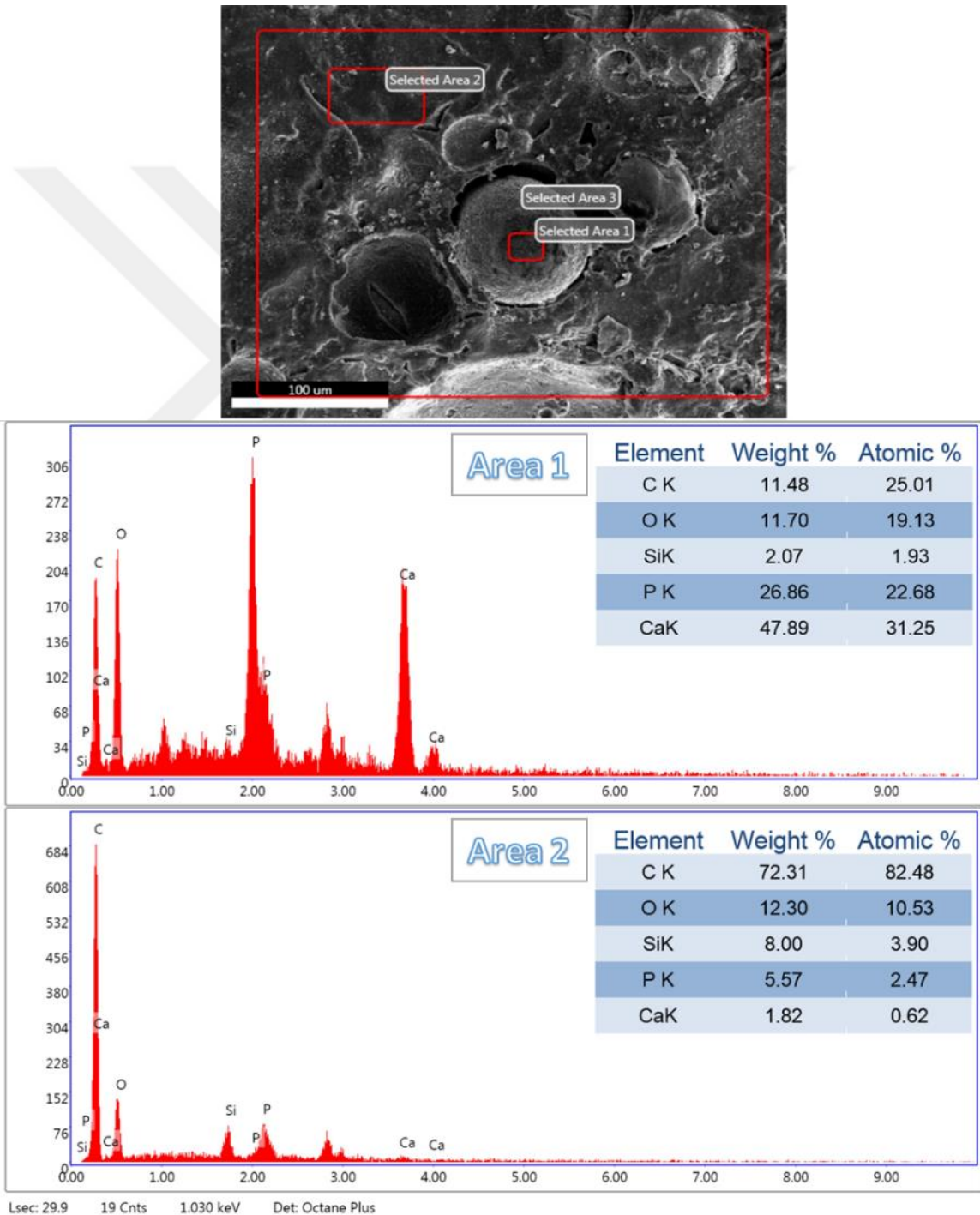
4.5.4. Katkı Türüne Göre EDS Analizi

Katkısız saf reçineden basılmış parçaya ait 4. Hafta sonunda farklı bölgeler üzerinden alınan Şekil 4.21’de gösterilen EDX analizi sonuçlarında Ca ve P ait olduğu tahmin edilen bölgede bir değişim gözlenmemiştir. Reçine içeriğine ait C ve O atomlarında dahil ciddi bir değişim olmadığı görülmüştür.



Şekil 4.21 s2a4 numaralı parçanın 4. Hafta sonundaki EDX Grafikleri

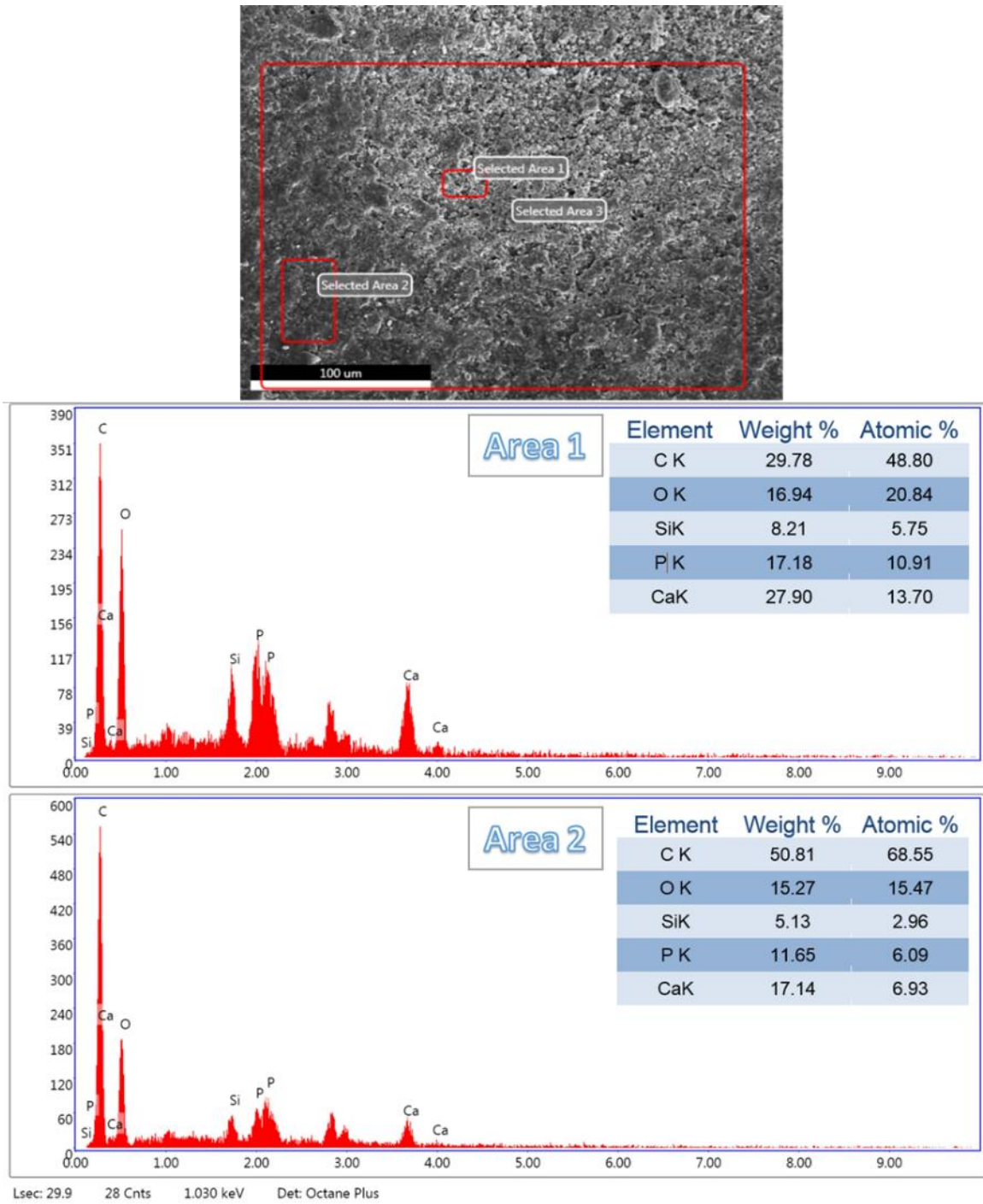
HA katkılı reçineden basılmış parçaya ait 4. Hafta sonunda farklı bölgeler üzerinden alınan Şekil 4.22’de gösterilen EDX analizi sonuçlarında Ca ve P atomlarına ait olduğu düşünülen tepe değerlerinin tanecik üzerinden seçilen alanda çok ciddi bir artış olduğu gözlemlenmiştir. C ve O atomlarına ait tepe değerlerinde orta seviyede değişimin olması ise fotopolimer reçineye ait bölgelerde yarı oluşumun olduğu ve yine apatit oluşumuna bağlı değişim olduğu düşünülmektedir.



Şekil 4.22 s2b4 numaralı parçanın 4. Hafta sonundaki EDX Grafikleri

TCP katkılı reçineden basılmış parçaya ait 4. Hafta sonunda farklı bölgeler üzerinden alınan Şekil 4.23’de gösterilen EDX analizi sonuçlarında Ca ve P atomlarına ait küçük ölçüde değişimlerin gözükmesine rağmen ciddi manada bir fark oluşmadığı gözlemlenmiştir. Belirli yerlerde daha az ve belirli yerlerde daha fazla herhangi bir atom birikiminin olmadığı gözükmektedir. SEM görüntüsünden de tahmin edileceği gibi C atomunda bir değişiklik gözükmediği görülürken O atomunda orta seviye olan değişiklik fotopolimer reçinede farklı minerallerin oluşumu ve apatit oluşumuna bağlı olabileceği düşünülmektedir.





Şekil 4.23 s2c4 numaralı parçanın 4. Hafta sonundaki EDX Grafikleri

5. SONUÇLAR VE ÖNERİLER

5.1 Sonuçlar

Genel olarak sonuçlara göre bölgesel kemik nakli, kemik doku nakli ve dış implantı gibi biyomedikal alanlarda kullanılan parçalarda HA katkılı yeni bir kompozit malzemenin üretimi ve proseslere ait bilgiler keşfedilmiş oldu. Bu kompozit malzemenin DLP tipi 3B yazıcıda basılarak üretilmesi; kişiye ve deformasyona özgü dokular tasarlama, mikron hassasiyet ve mikron boyutta boşluklar oluşturabilme gibi avantajlara imkân vermektedir.

Mekanik ana bilim dalının topolojik optimizasyon, ağırlık hafifletici ve dengeleyici tasarımlar, mikro yapı iskeleleri ve ağları oluşturma gibi konularında özellikle son yıllarda gerek akademik alanda gerekse de ticari alanda önemli ve büyük çalışmalar verilmektedir. Oluşturduğumuz 4 farklı kafes yapısı tipinde ve daha farklı kafes yapılarının tasarımlarda kullanılması, yeni kafes yapılarının özgün alanlara uyarlanması açısından daha iyi olacağı düşünülmektedir.

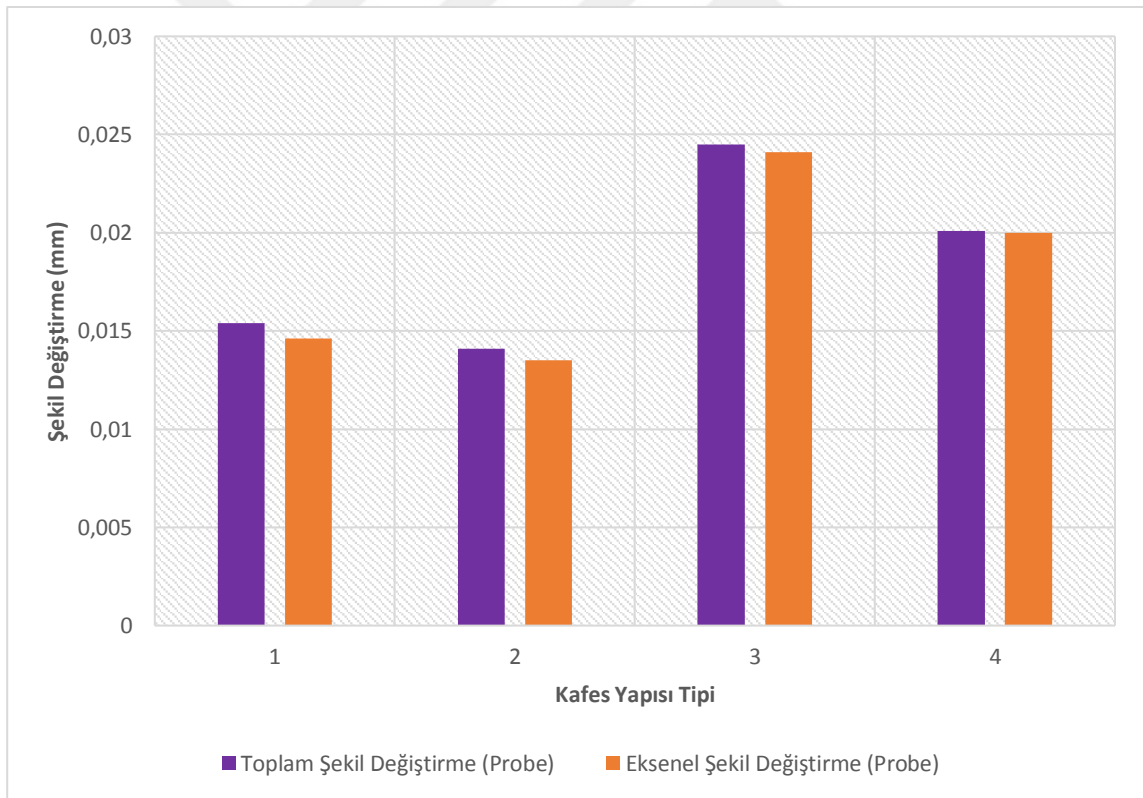
5.1.1. Sonlu Elemanlar Yöntemi Mekanik Analiz Sonuçları

Belirlenen sınır şartları karşısında farklı kafes yapılarında meydana gelen şekil değiştirme (deformasyon) değerleri not edilip veriler tablo haline getirilmiştir. Bu tablolar Şekil 5.1 ve Şekil 5.2'de gösterilmiştir. Bu deformasyon değerleri kuvvete bağlı z ekseninde meydana gelen şekil değişikliği ve gerilmeler ve x, y ve z 3 ekseninde meydana gelen uzaysal şekil değişikliği ve eş değer gerilme dikkate alınmıştır. 4 kafes yapısında da meydana gelen en yüksek şekil değiştirme ve gerilme miktarları silindirik kafes yapısının yarım kalan kenar bölgelerinde meydana gelmektedir. Bu bölgelerde yük taşıyıcı bağlantı noktası olmadığı ve keskin köşe hatlarına sahip olduğu için bu değerler en yüksek çıkmaktadır. Gerçek kemik yapısında olduğu gibi kafes yapısını tutan dış duvarın varlığı söz konusu olduğunda bu şekil değiştirme ve gerilmelerin etkisinin oldukça azalacağı düşünüldüğü için bu bölgelerde oluşan değerleri haricen ayrıca kesit alınarak ölçüm ucu ile en yüksek değerler bulunmaya çalışılmıştır. Bu değerler grafikte ölçüm ucu anlamın gelen probe isimlendirilmesi ile ayrılmıştır.

Normal şekil değiştirme ile ölçüm ucu ile ölçülen şekil değiştirme arasındaki farkın en fazla jiroit kafes yapısında gerçekleşmiştir. Bu farkın yüksek olmasının sebebi jiroit formunun kendine has dalgalı formunu silindir yapısında bir bütüne getirmesi sırasında düz şekilde keskin hatlarıyla bırakılması nedeniyle olduğu düşünülmektedir.

Ölçüm ucu ile deformasyon miktarları incelendiğinde en düşük değerlerin düz kübik kafes yapısında gerçekleştiği gözlemlenmiştir. 2. olarak onu takip eden jiroit kafes yapısı ile arasında ise çok küçük bir fark bulunmaktadır. En düşük değerlerin sıralamasında sırasıyla yüzey merkezli kübik kafes yapı ve ardından cisim merkezli kübik kafes yapı bunları takip etmektedir.

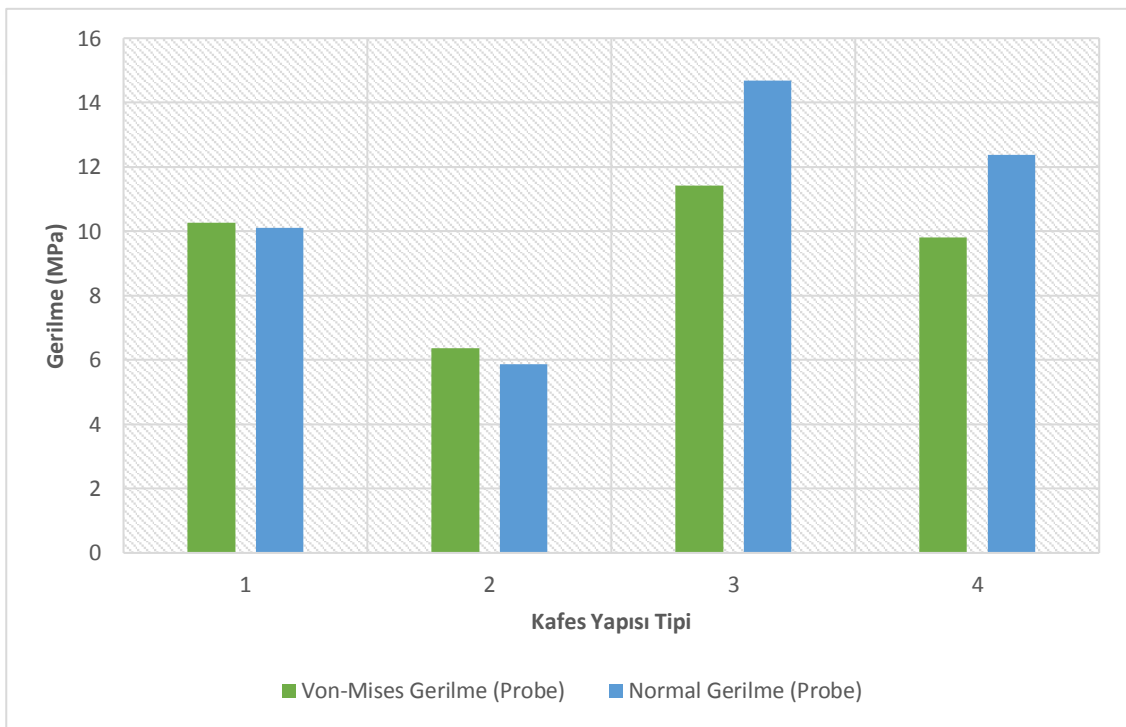
Şekil 5.1'e bakıldığında kafes yapıları arasında şekil değiştirme miktarlarının toplam ve aksenal olarak sıralamada bir değişiklik olmadığı görülmektedir. En düşük değer hacim düz kübik yapının ve ardından jiroit yapının aldığı görülmektedir. Hacim merkezli ve yüzey merkezli kübik yapıların birim kafeslerinde bulunan dikmelerin fazlalığı ve bu dikmelerin kalınlığının düşük olmasından dolayı şekil değiştirme değerlerinin yüksek çıktığı tahmin edilmektedir. Üretilen parçalarda rijitlik ve yük altında esnemezlik gibi özelliklerin olması hedefleniyorsa kafes yapısı olarak düz kübik veya jiroit yapısı tercih edilmesi gerektiği düşünülmektedir.



Şekil 5.1 Kafes Yapısı Tipine Göre Şekil Değiştirme Miktarları

Ölçüm ucu ile normal ölçüm sonucuyla çıkan gerilme değerleri arasındaki farkın cisim merkezli kübik kafes yapısında en yüksek olduğu gözlemlenmiştir. Hem von-Mises (eş değer) gerilmesinde hem de yük eksenine olan z eksenindeki aksenal gerilmede düz

kübik kafes yapısında Şekil 5.2’de gözüktüğü gibi en düşük değerler oluşmuştur. z ekseninde etki eden bir kuvvet düz kübik kafes yapısının eksen takımı boyunca en düz dikmeleri olmasından dolayı gerilmelerde teorik olarak başarılı sonuçlar vermesi yorumu yapılabilir. Von-Mises gerilme değerleri düşükten yükseğe doğru düz kübik kafes yapısından sonra sırasıyla; yüzey merkezli kafes yapı, jiroit kafes yapı ve cisim merkezli kafes yapı şeklinde sıralanırken normal gerilme değerleri jiroit kafes yapı, yüzey merkezli kübik kafes yapı ve cisim merkezli kübik kafes yapı şeklinde sıralanmaktadır. Üretilecek parçada mukavemet açısından başarılı olması hedefleniyorsa düz kübik kafes yapısı en doğru tercih olacağı düşünülmektedir.

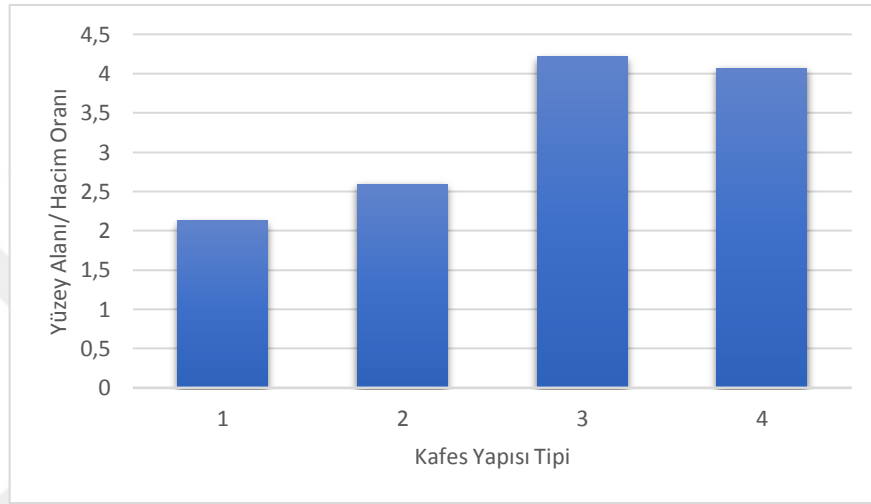


Şekil 5.2. Kafes Yapısı Tipine Göre Gerilme Miktarları

Yapılan bu simülasyon bir eksen doğrultusunda tek yönlü olarak yapılmıştır. 3 ekseninde bileşke şeklinde veya birden fazla konumda oluşan kuvvet karşısında kafes yapılarının göstereceği gerilme ve şekil değiştirme değerlerindeki sıralamada değişme ihtimali göz önünde bulundurulmalıdır.

Şekil 5.3’den anlaşılacağı üzere yüzey alanı / hacim oranı hacim merkezli kübik kafes yapısında en fazla iken küçük bir farkla yüzey merkezli kübik kafes yapısı biraz daha düşüktür. Sırasıyla 2 ve 1 numaralı kafes yapılarında bu oran giderek azalmaktadır. Yüzey alanının hacme göre oranı kafes yapılarında mekanik dayanım anlamında

doğrudan bir şey ifade etmiyorken kimyasal bir reaksiyon, maddeler arası etkileşim, metabolik olaylar, kütle, ısı transferi vb. konularda çok önemli rol oynamaktadır. Oluşturulan kafes yapısında bu oranın yüksek olması iyi biyoaktivite özelliği kazanmak ve ortamla daha iyi bir etkileşim için olumlu sonuçlar oluşturması beklenmektedir. Bu bağlamda her kafes yapısının kütleleri eşit olarak düşünüldüğünde kimyasal bir tepkime hedeflenen bir parça için hacim merkezli kübik veya yüzey merkezli kübik yapıları tercih etmek teorik olarak daha iyi sonuç verecektir.



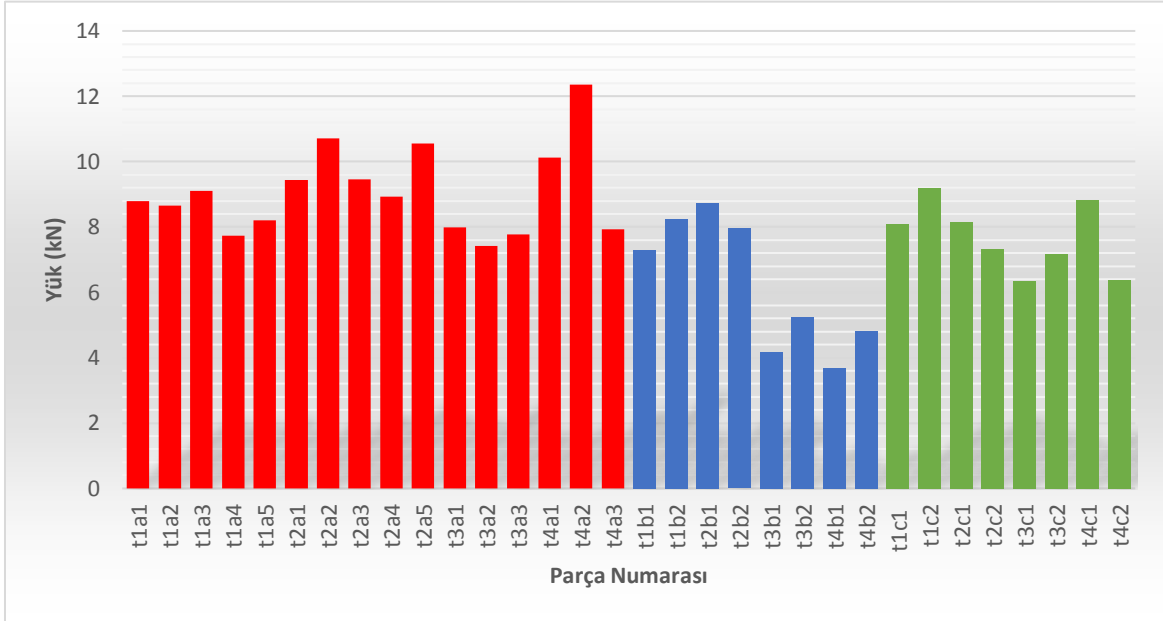
Şekil 5.3 Kafes Yapısı Tipine Göre Yüzey Alanı Oranları

5.1.2. Basma Testi ve Mekanik Analiz Sonuçları

Her parça kendi kafes yapısına ve karışım türüne göre numaralandırılmıştır. Saf reçine ile 5 adet kopyaya kadar basılırken, diğer katkılı parçalardan 2 adet kopya basılabilmektedir. Parça numaralarında yer alan 1. rakam kafes yapısı türünü, 2. Rakam kopya numarasını ve 2 rakam arası harf ise karışımdaki katkı türünü belirtmektedir.

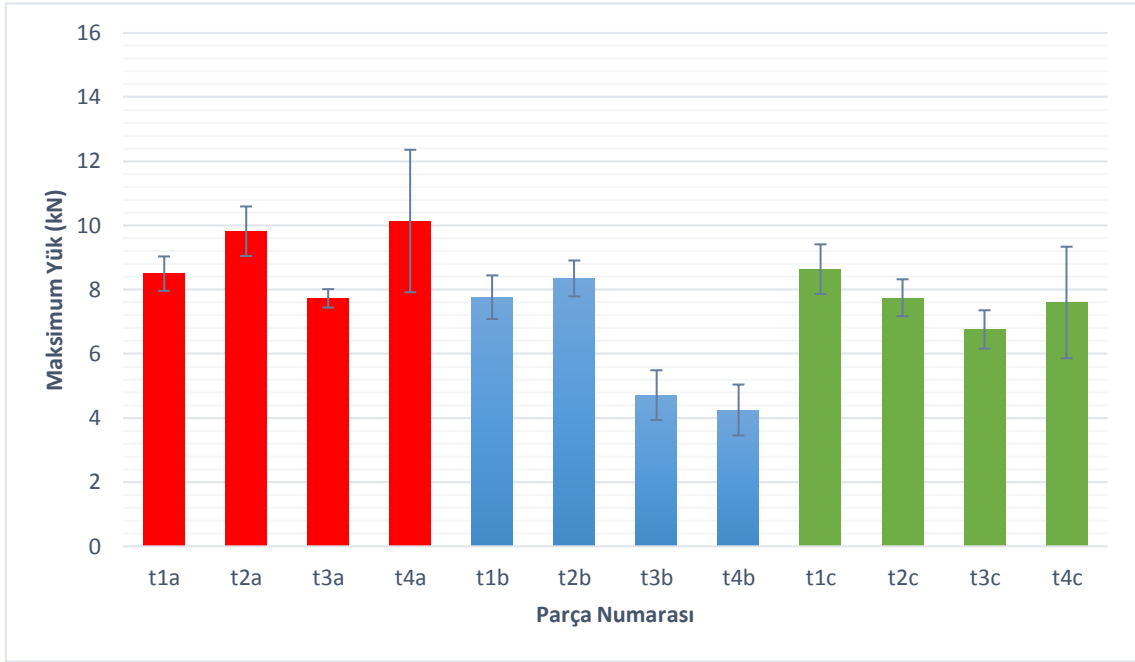
Parçaların basma etkisi altında basma test cihazının yük hücresinden (load cell) okunan değerler Şekil 5.4'deki gibi farklı değerlerde gerçekleşmiştir. Genel olarak en yüksek yükü katkısız reçineye ait yüzey merkezli kübik yapının 1 ve 2. numuneleri ile düz kübik yapının 2. ve 5. numuneleri vermişken en düşük yükü HA katkılı yüzey merkezli kübik yapı vermiştir. HA katkılı cisim merkezli kübik ve yüzey merkezli kübik yapıdaki numunelerin ortalamasının oldukça altında kaldığı gözlemlenmiştir. Katkısız reçineden üretilen yüzey merkezli kübik yapı 12,36 kN ile en yüksek maksimum kırılma öncesi yüke sahip iken, en düşük kırılma öncesi maksimum yük ise 3,69 kN ile HA katkılı reçineden üretilen yüzey merkezli kübik yapıda olmuştur. Aradaki bu ciddi farkın HA

katkılı ve katkısız reçineden üretilmesinden dolayı olduğu düşünülmektedir. Her iki yapının da yüzey merkezli kübik yapıya ait olması parçaların şekilsel olarak eş değeri olmadığı anlaşılmaktadır. Daha çok tekrar yapılmasının daha iyi sonuçlar vereceği tahmin edilmektedir.



Şekil 5.4 Parçaların Basma Etkisi Altında Kırılma Öncesi Gösterdikleri Son Kuvvet

Birden fazla kopya olarak üretilen parçaların basma testi sonuçlarının ortalamasının alınması parçaların değerlendirilmesi adına daha doğru ve daha rahat değerlendirme imkanı oluşturacağı düşünülmüştür. Şekil 5.4'deki tekrarlı yapılan bu değerlerin ortalaması alınarak Şekil 5.5 oluşturulmuştur. Şekil 5.5'deki tablo incelendiğinde en yüksek yük değerinin saf reçine ile yüzey merkezli kübik kafes yapısı alırken en düşük değeri HA katkılı reçine ile yüzey merkezli kübik kafes yapısı almıştır.



Şekil 5.5. Tekrarlanan Parçaların Basma Etkisi Altında Ortalama Gösterdikleri Kuvvet

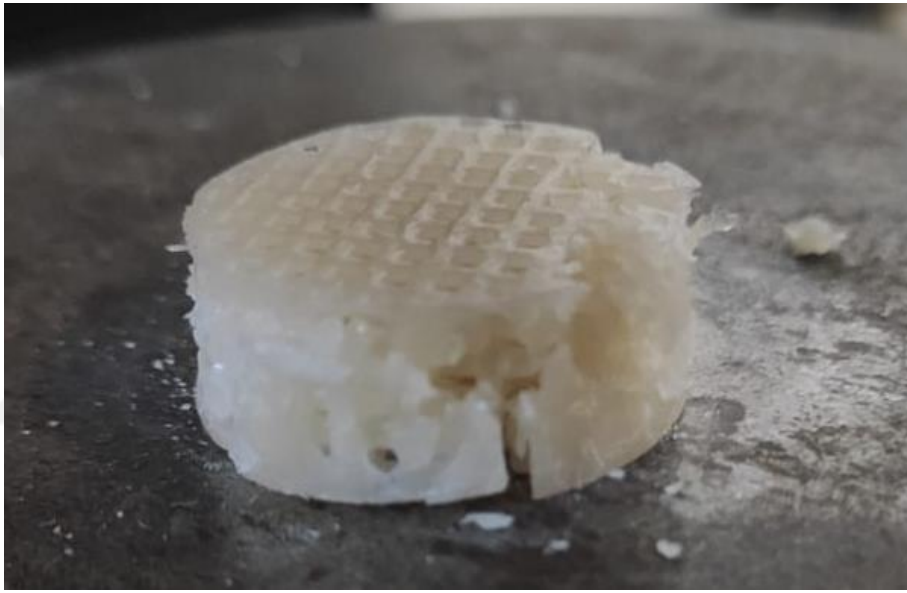
Kafes yapıları aynı olacak şekilde katkı maddesinin etkisini karşılaştırmak istediğimiz zaman en yüksek kuvvetin büyükten küçüğe sırasıyla; jiroit kafes yapısında TCP, katkısız, HA olarak; düz kübik kafes yapısında katkısız, HA, TCP olarak; cisim merkezli kübik kafes yapısında katkısız, TCP, HA olarak; yüzey merkezli kübik kafes yapısında yine tekrardan katkısız, TCP, HA olarak sıralanmaktadır. Jiroit kafes yapıları arasında karşılaştırmada TCP'nin az bir miktar daha fazla çıkmasını saymazsak, bütün kafes yapılarında parçaların kırılma yükündeki en yüksek değer katkısız reçine ile üretilen parçalara ait olduğu gözükmektedir.

Katkı maddelerinin parça içinde üniform olmayan dağılımı, üretim sonrası seramik tozların ısıtma işlem uygulanmaması gibi nedenlerden dolayı TCP ve HA katkılı parçaların basma karşısında kırılma yükünde düşük sonuçlar vermesine sebep olduğu düşünülmektedir.

Katkı maddesi aynı olacak şekilde kafes yapılarının etkisini karşılaştırmak istediğimiz zaman en yüksek kuvvetin büyükten küçüğe katkısız karışımda 4,2,1,3; HA katkılı karışımda 2,1,3,4; TCP katkılı karışımda 1,2,4,3 olarak kafes yapısı türüne göre sıralanmaktadır. Reçine karışımının homojen dağılmaması, üretim sonrası artık reçinenin temizlenmesindeki zorluklar ve UV kürlenmenin eşit olmaması parçalar arasında üniform bir yapı oluşmamasına neden olur. Bu durum basma testinde kafes yapılarının

karşılaştırılmasında oluşan yük değerlerindeki farklılığın nedeni olduğu tahmin edilmektedir.

Basma testinde kullanılan silindir parçaların kenarlarında 1 mm et kalınlığına sahip duvar bulunmaktadır. Testte ilk kırılmanın gözlemlenmesi her zaman duvarın kırılması ile gerçekleşmiştir. Bu dış çeperin kırılması Şekil 5.6'da gösterilmiştir. Parçalarda görülen küçük kırılmalar mikro kafes yapısına ait kırılmalardır.. Kafes yapılarının karşılaştırılmasında sıralamadaki farklılık ve benzer eğrilerin görülmemesi numunelerin basma testi altında gösterdikleri kuvvet değerleri parçadaki dış duvarın ilk kırılmasından dolayı olduğu düşünülmektedir.



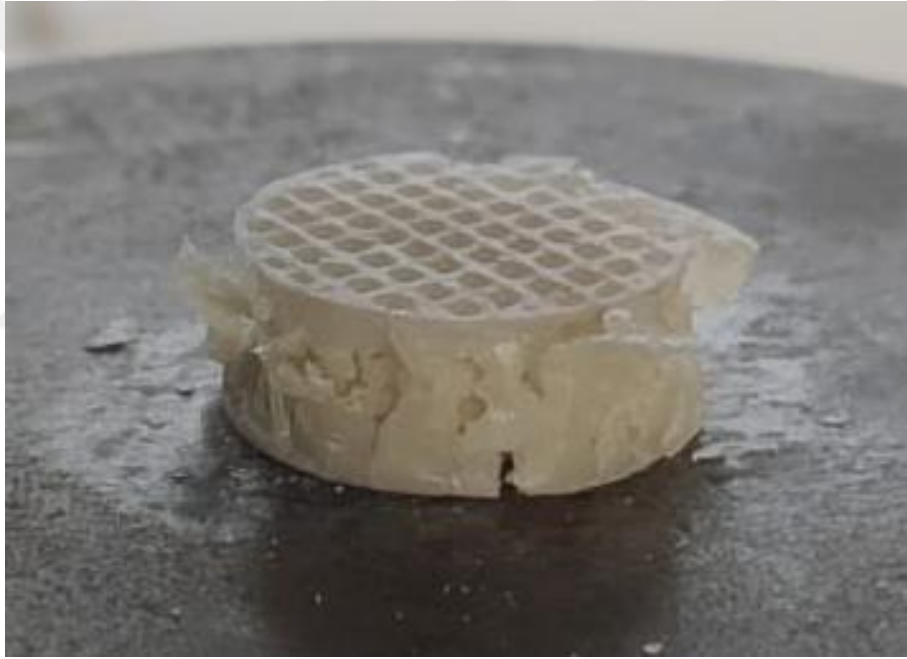
Şekil 5.6 Basma Yüğü Karşısında Dış Duvarı Kırılan Numunenin Görüntüsü

Parçaların basma yüğü – sıkıştırma eğrisine bakıldığında kırılmadan sonra bir anda düşen ve düz ilerleyip tamamlanan eğriler ve azar azar kademeler ile düşme gerçekleşen eğriler olmak üzere 2 farklı formda karşımıza çıkmaktadır. Bazı parçalar maksimum yüğü kırılma sonrası dahi verebiliyorken bazı parçalar ise maksimum yüğü kırılma anında verip sonra tekrar toparlayamamışlardır. Parçaların kırılma öncesi gösterdikleri yükün yüksek olması önemli olduğu gibi enerji sönümleme elemanı olarak kullanılacak kafes yapılarında eğri altında kalan alanın incelenmesi de büyük bir önem arz etmektedir.

Basma etkisi altındaki numuneler arasından T4b1 ve T4b2 numaralı parçalar birbiriyle aynı kafes yapısı ve aynı katkı türü olmasına rağmen aralarında kırılma basma yüğü değeri arasında fark vardır. Parçaların kuvvet - sıkıştırma eğrisine bakıldığında

ikisinin farklı şekilde kırıldığı anlaşılmaktadır. T4a2 numaralı katkısız reçineden üretilmiş yüzey merkezli kübik yapının en yüksek değeri verdiği görülmüştür. T4a2 numaraları parçaya ait gerilme – gerinim grafiği incelenerek ve bu grafikte yer alan eğrinin verileri alınarak parçaya ait kırılma gerilmesi, basma elastisite (young) modülü, rezilyans ve tokluk gibi mekanik özellikler hesaplanmıştır.

Kırılmadan önceki en yüksek kuvveti gösteren numune olan t4a2 şekil 5.9'daki gibi kuvvet-deplasman grafiği oluşturulmuştur. Şekil 5.9'daki grafikte yer alan eğri ve kırılma anı incelendiğinde kırılma aniden, kendini belli etmeden gevrek bir karakterle kırılmaktadır. Kafes yapısında bulunan her bir örgü parçası mikro-kırılmalar gerçekleşerek ezilme meydana gelmektedir. Dış duvarı kırılmış ve iç yapısındaki kafes ağlarında deformasyonu görülen numune Şekil 5.7'de gösterilmiştir.



Şekil 5.7 Düz Kübik Kafes Yapılı Numunenin Basma Yüğü Altında Deformasyonu

Her bir parçanın deplasman-kuvvet eğrisi karşılaştırılmalı olarak incelendiğinde bazı parçaların aynı tipte kırılma eğrisine sahip olduğu görülmüştür. Aniden kırılma olarak gözlemlenen t1a1, t1a2, t1a3, t1a5, t3a3, t4a3, t4c2 'nin grafiği dikey bir düşüş ile sonlanmıştır. Ayrıca t2a5, t1c1, t3b2'nin grafikleri benzer eğrilere sahiptir. Yine bu gruba benzer olan t3a1'in eğrisi ise daha sünek malzeme gibi sıkıştıktan sonra kırılması gerçekleşmiştir.

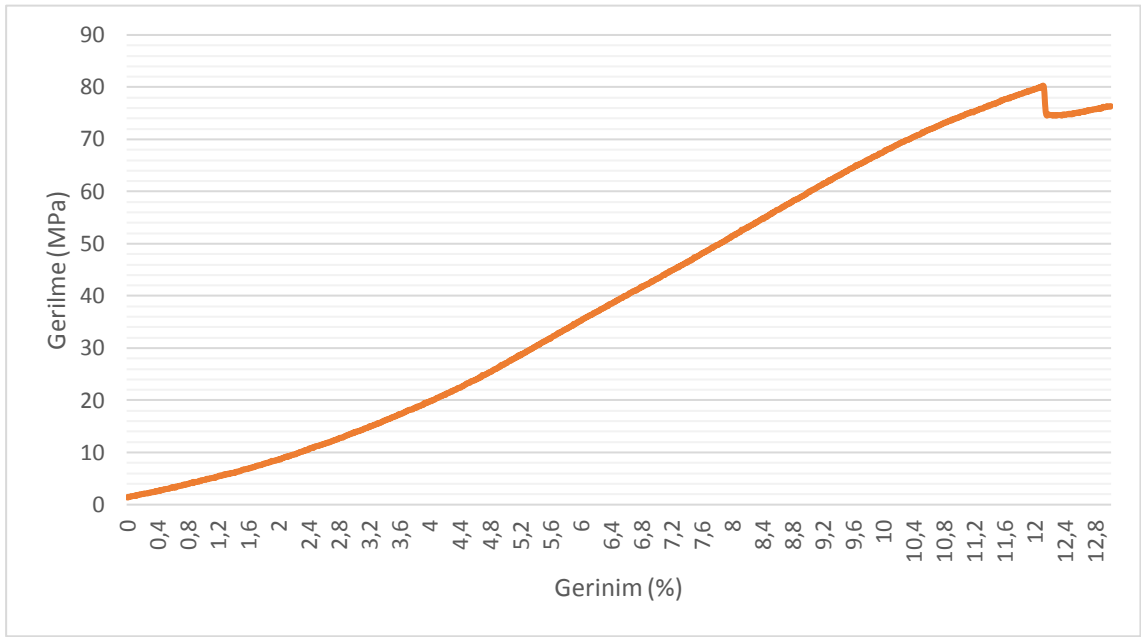
Kademeli ve her kademedede direngen davranış gösteren t2a1, t2a3, t2a4, t3b1, t4b1'in grafikleri dikey düşüşler sonrası tekrar zirve(peak) yapma eğilimi gösterip

kademeli olarak düşüş gerçekleşmiştir. Ayrıca t2a2 ve t1b1'in grafikleri de benzer eğrilere sahiptir. Kırılma sonrası düşüş gerçekleştikten sonra daha üst yüklerle ulaşan t4a1, t4a2, t4c1, t1b1 eğrileri deformasyon sonrası bile yüksek yüklerle direnç göstermiştir. Şekil 5.8' deki gibi deplasman olarak çok fazla ilerlemiş ve yüksek kuvvet değerleri ile birlikte daha yüksek rezilyans değerlerine sahip olmuştur. Deplasman olarak çok ilerleyen veya biraz daha yüksek esneklik ve süneklik gösteren numuneler Şekil 5.8'deki örnek test parçasının kırılması gibi kırılması gerçekleşmiştir. İlk deformasyon sonrası dikey düşüş sonrası yatay ve tekrar dikey eğrilerin görüldüğü t2b1, t2b2, t1c2, t2c1, t3c1, t2c2, t1a4, t3a2'nin merdiven şeklindeki grafikleri kademeli olarak kırılmayı temsil etmektedir.



Şekil 5.8 Basma Testinde Deplasman Olarak Fazla İlerleyen Bir Numunenin Görünüşü

En yüksek kuvveti verdikten sonra doğrusal olarak azalıp kırılan t3c2 parçası ise tek başına çizdiği eğri ile diğerlerinden farklılaşmaktadır. Doğrusal olarak yükselen kuvvetin ardından kırılma gerçekleştikten sonra daha eğimli bir doğrusal yükselmenin görüldüğü t4b2 grafiği ise kusurlu bir parçanın erken kırılması olarak düşünülmektedir.



Şekil 5.9 T4a2 numaralı parçanın Gerilme Gerinim Grafiği

Parçaya ait kesit alanı 20mm çaplı silindirin kesit alanı düşünülmüştür. Numunenin sahip olduğu kafes yapısından dolayı çıkan kesit alanı değeri 2'ye bölünerek ortalama bir kesit alanı değerine ulaşılmıştır. Bulunan bu değer A_0 olarak kabul edilmiştir. Basma mukavemeti aşağıda gösterilen formül kullanılarak hesaplanır;

$$\sigma = \frac{F_{\text{maks}}}{A_0} = \frac{12362,5 \text{ N}}{153,954 \text{ mm}^2} = 80300220,6 \text{ Pa} = 80,3 \text{ MPa}$$

Basma Elastisite Modülü;

$$E = \frac{\Delta\sigma}{\Delta\varepsilon} = \frac{\sigma_2 - \sigma_1}{\varepsilon_2 - \varepsilon_1} = \frac{21,178 - 7,169}{12,04 - 5,01} = 1,992 \text{ MPa}$$

işlemleri ile bulunur.

Rezilyans;

$$U_R = \frac{\sigma_A^2}{2E} = \frac{\sigma_A \varepsilon_E}{2} = \frac{80,3 \times 12,13}{2} = 493845 \text{ kJ/m}^3 = 493,845 \text{ MJ/m}^3$$

olarak hesaplanır.

Parça gevrek kırıldığı ve elastik bölgede ilk deformasyon gerçekleştiği için herhangi bir malzemede akma meydana gelmeden ve çok fazla fiçilaşma durumu görülmeden bir anda kırılma gerçekleşmiştir. Parçada basmanın etkisiyle oluşan ilk kırılma ile sünek malzemede görülen akma davranışı için gerekli gerilme değerleri neredeyse aynıdır. Bu nedenle gerilme-gerinim eğrisinde elastik bölgedeki alan olarak

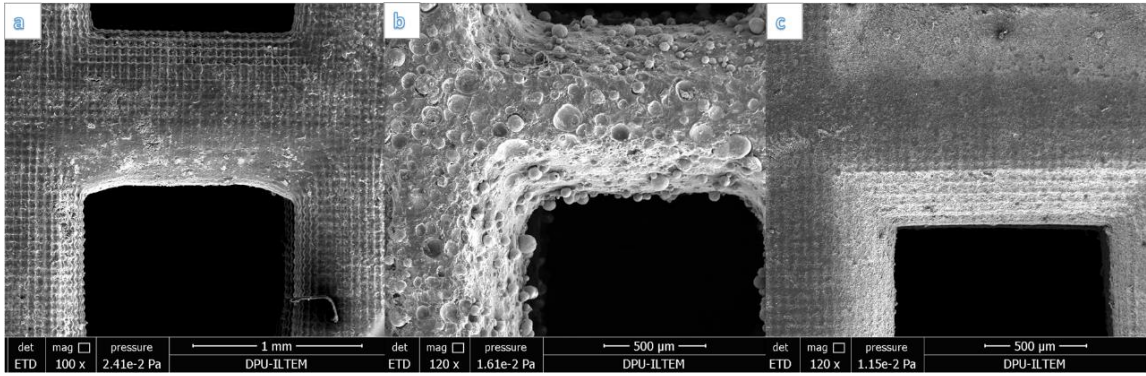
belirtilen rezilyans, parça kopma anı oluşuncaya dek eğri altındaki alanı temsil eden tokluk ile yakın değerlere sahiptir.

5.1.3. Biyoaktivite Testi Sonuçları

Kütle değişimleri karşılaştırılan 4 hafta in-vitro olarak bekletilmiş parçalarda en yüksek düşüşün gözlemlendiği katkısız reçineli parçanın biyobozunur olduğunu göstermektedir. En az düşüşün gözlemlendiği 2 parçanın da HA katkılı olması diğer analizler ile uyum göstermekte olup, parça üstünde tanecik birikmesi ve buna bağlı olarak biyoaktivite özelliğinin diğerlerine göre yüksek olduğunu göstermektedir.

Katkısız saf, HA katkılı ve TCP katkılı reçineden üretilmiş olmak üzere 3 farklı parçanın biyoaktivite testinde 4. hafta sonunda Şekil 5.10'daki gibi yüzeylerde gözlemlenen değişiklikler incelendiğinde, katkısız reçine ve TCP katkılı reçineli parçaların üzerinde ciddi bir değişiklik göze çarpmamaktadır. YVS'ye ait bazı minerallerin etkisi ile yüzeylerde az miktarda değişiklik gözükmesine rağmen apatit parçacıkları oluşmamıştır. Ancak HA katkılı parçanın yüzeyinde apatit formunda ve büyüklüğünde parçacıkların birikimi göze çarpmaktadır. Önceki haftalar göz önüne alınarak bakılsa HA apatit tozlarının 1 ve 2. haftada gözükteği gibi ilk çözünüp kaybolduğu ardından apatit formuna dönüşümü gerçekleşmiş olduğu gözükmektedir.

EDS grafiklerinden alınan sonuçlara göre apatit taneciği olduğu düşünülen bölgelere noktasal tarama yapıldığı zaman C, O, Ca ve P atomlarının yüksek enerji yoğunluğu olduğu, kütlece ve atomik oranlarında artış olduğu gözükmektedir. Apatit mineralinde bulunan atomlarda artış gözlemlenmesi SEM ile alınan görüntülerde gözükken parçacıkların Apatit tanecikleri olduğunu doğrulamaktadır. XRD grafiğine bakıldığında 2. haftaya ait HA ve TCP katkılı parçaların eğrisi ile dentin ve kemik biyolojik apatit mineraline ait olan eğri yüksek oranda örtüşmektedir. Hem EDS'den alınan hem de XRD'den alınan sonuçlara göre parçaların kimyasal bileşiği biyoaktivite testinin yapılması amaçlanan apatit tutma ve oluşumu gibi özelliklerin olduğunu kanıtlar niteliktedir.



Şekil 5.10 Düz Kübik Kafes Yapılı Parçanın 4. Hafta Sonunda Karışım Türlerine Göre SEM Görüntüsü; a) Katkısız Reçine, b) HA Katkılı Reçine, c) TCP katkılı reçine

5.2 Öneriler

Parçaların mekanik özelliklerinin artırılması için; reçine karışımına farklı katkı maddelerinin eklenmesi, baskı sonrası kontrollü UV kütleme, katkı maddelerinin bağlanması için sinterleme ve ısıl işlem uygulamalarının ileriki çalışmalarda malzemeyi güçlendirmek ve geliştirmek hedef doğrultusunda olumlu sonuçlar vereceği tahmin edilmektedir. Mekanik basma testinde daha fazla numune kullanılıp ortalama bir değerin oluşturulması, hata giderme kriterlerinin ve sayısal yöntemlerin kullanılması doğru sonuçlara ulaşmak için tavsiye edilmektedir. Sonlu elemanlar analizi programında hesaplamaların kafes yapısı ile örülmüş tüm parça değil tek kafes yapısı ya da sınırlı sayıdaki kafes yapılarında yapılması bilgisayar donanımının verimli kullanılması, daha kısa sürede sonuç alma ve daha çok sayıda parça test etmek adına daha faydalı olacağı düşünülmektedir.

Gözenekliliğin mikron boyutlarda olması, artık reçine oluşmaması biyomedikal ürünlerde ve biyouyumluluk çalışmalarında aranan bir özellik olmaktadır. Bu nedenle ölçüsel doğruluğu yüksek ve küçük detayları sorunsuz oluşturabilen özelliğe sahip DLP 3B yazıcı kullanılması tavsiye edilmektedir. Parçalardaki gözenek boyutunun 800 µm olması çeşitli kaynaklara göre yeterli görülse bile çoğu kaynak için geçerli olan 300 – 500 µm aralığındaki gözenek boyutuna sahip parçalar basmak gelecekteki çalışmalar için hedef olmalıdır.

DLP 3B yazıcı diğer yazıcı tiplerine göre malzemenin karıştırılması, üretimi ve parametrelerinin ayarlanması daha farklı olduğu için yeni kompozit malzemeler daha etkin ve hızlı şekilde oluşturulabilmektedir. Gelecek çalışmalarda yazıcının bu özelliğini kullanarak hem biyouyumlu, biyobozunur, biyoaktif gibi özellikler kazandırılmış hem de

mekanik özellikleri artırılmış yeni kompozit yapıların üretimi denenebilir. Üretilen parçalar çeşitli testlerle karşılaştırılabilir ve üstün özellikleri ön planda tutulup tanıtılabilir.

Biyoaktivite testi için YVS sıvısı içinde bekletilme sürelerinin en az 4 hafta yapılması daha kesin sonuçlar alınması adına daha iyi olacağı düşünülmektedir. Parçaların büyüklüğüne, gözenekliliğine ve yüzey alanına göre YVS sıvısının miktarı formülle belirtilen ölçüde olması ve hesaplanması gerekmektedir. Kütle artışının gözlemlenebilmesi için özellikle mikro boyutta gözeneklere sahip parçalarda etüv fırında uzun süre ve mümkünse etüv fırındaki vakumlama basıncının düşürülüp sıcaklığının çok artırmadan kurutma işleminin yapılması önerilmektedir. Parçaların vücut içinde kullanımına yönelik çalışmalarda HA, TCP ile birlikte diğer kalsiyum fosfat bileşikleri kullanılabilir. Ayrıca bu bileşikleri aynı karışımda farklı oranlarda kullanarak kontrollü olarak biyobozunurluk ve biyoaktivite özellikleri kazandırılabilir. Bu katkı maddelerinin toz tanecik boyutunun, karışıma giren kütlece oranın değiştirilmesinin reçine süspansiyonuna ve baskı başarısına etkisi incelenebilir.

Parça içi spesifik tasarımların, farklı kafes yapılarının mekanik özelliklere etkisinin incelenmesi bundan sonraki çalışmalar için planlanmaktadır. Ayrıca bu tasarımların biyoaktivite yeteneğinin değerlendirilmesinin ardından hücre canlılığı testleri, in vivo ve in vitro biyouyumluluk çalışmaları yapıp çoklu disiplin alanlarda sonuçlar alınması planlanmaktadır.

KAYNAKLAR

- [1] Z. Chen, Z. Li, J. Li, C.C. Liu, C. Lao, Y. Fu, C.C. Liu, Y. Li, P. Wang, Y. He, 3D printing of ceramics: A review, *Journal of the European Ceramic Society*. 39 (2019) 661–687. doi:10.1016/j.jeurceramsoc.2018.11.013.
- [2] U. Delli, S. Chang, Automated Process Monitoring in 3D Printing Using Supervised Machine Learning, *Procedia Manufacturing*. 26 (2018) 865–870. doi:https://doi.org/10.1016/j.promfg.2018.07.111.
- [3] R.H. Awad, S.A. Habash, C.J. Hansen, Chapter 2 - 3D Printing Methods, içinde: S.J. Al'Aref, B. Mosadegh, S. Dunham, J.K.B.T.-3D P.A. in C.M. Min (Ed.), *Academic Press*, Boston, 2018: ss. 11–32. doi:https://doi.org/10.1016/B978-0-12-803917-5.00002-X.
- [4] D. Sher, 3D Hubs Publishes Complete 3D Printing Technologies Infographic » 3D Printing Media Network - The Pulse of the AM Industry, (y.y.). <https://www.3dprintingmedia.network/3d-hubs-publishes-complete-3d-printing-technologies-infographic/> (erişim 04 Kasım 2020).
- [5] H. Kadry, S. Wadnap, C. Xu, F. Ahsan, Digital light processing (DLP) 3D-printing technology and photoreactive polymers in fabrication of modified-release tablets, *European Journal of Pharmaceutical Sciences*. 135 (2019) 60–67. doi:https://doi.org/10.1016/j.ejps.2019.05.008.
- [6] J. Maurath, N. Willenbacher, 3D printing of open-porous cellular ceramics with high specific strength, *Journal of the European Ceramic Society*. 37 (2017) 4833–4842. doi:10.1016/j.jeurceramsoc.2017.06.001.
- [7] S. Tarafder, V. Balla, N. Davies, A. Bandyopadhyay, S. Bose, Microwave Sintered 3D Printed Tricalcium Phosphate Scaffolds for Bone Tissue Engineering, *Journal of Tissue Engineering and Regenerative Medicine*. 7 (2013). doi:10.1002/term.555.
- [8] S. Bose, S. Vahabzadeh, A. Bandyopadhyay, Bone tissue engineering using 3D printing, *Materials Today*. 16 (2013) 496–504. doi:10.1016/j.mattod.2013.11.017.
- [9] Z. Chen, J. Li, C. Liu, Y. Liu, J. Zhu, C. Lao, Preparation of high solid loading and low viscosity ceramic slurries for photopolymerization-based 3D printing, *Ceramics International*. 45 (2019) 11549–11557. doi:10.1016/j.ceramint.2019.03.024.
- [10] H. Yuan, D. Barbieri, X. Luo, C.A. Van Blitterswijk, J.D. De Bruijn, Calcium phosphates and bone induction, içinde: *Comprehensive Biomaterials II*, Elsevier, 2017: ss. 333–349. doi:10.1016/B978-0-12-803581-8.10241-3.
- [11] O. Guillaume, M.A. Geven, C.M. Sprecher, V.A. Stadelmann, D.W. Grijpma, T.T. Tang, L. Qin, Y. Lai, M. Alini, J.D. de Bruijn, H. Yuan, R.G. Richards, D. Eglin, Surface-enrichment with hydroxyapatite nanoparticles in stereolithography-fabricated composite polymer scaffolds promotes bone repair, *Acta Biomaterialia*. 54 (2017) 386–398. doi:10.1016/j.actbio.2017.03.006.
- [12] T.D. Ngo, A. Kashani, G. Imbalzano, K.T.Q. Nguyen, D. Hui, Additive manufacturing (3D printing): A review of materials, methods, applications and challenges, *Composites Part B: Engineering*. 143 (2018) 172–196. doi:https://doi.org/10.1016/j.compositesb.2018.02.012.
- [13] Cummins Kate, The rise of additive manufacturing | The Engineer, (y.y.). <https://www.theengineer.co.uk/the-rise-of-additive-manufacturing/> (erişim 30 Ekim 2020).

- [14] J. Qayyum, K. Altaf, A.-M. Abdul-Rani, F. Ahmad, M. Jahanzaib, Performance of 3D printed polymer mold for metal injection molding process, *ARPN Journal of Engineering and Applied Sciences*. 12 (2017) 6430–6434.
- [15] • Most used 3D printing technologies 2017-2018 | Statista, (y.y.). <https://www.statista.com/statistics/560304/worldwide-survey-3d-printing-top-technologies/> (erişim 18 Mart 2020).
- [16] SLA - Stereolithography (and DLP, CDLP, CLIP), (y.y.). <https://www.additive.blog/knowledge-base/3d-printers/sla-stereolithography-dlp-cdlp-clip/> (erişim 23 Temmuz 2020).
- [17] H.N. Chia, B.M. Wu, Recent advances in 3D printing of biomaterials, *Journal of Biological Engineering*. 9 (2015) 1–15. doi:10.1186/s13036-015-0001-4.
- [18] J. Wu, INVESTIGATION OF NOVEL MICROWAVE COMPONENTS ENABLED BY ADDITIVE MANUFACTURING, 2017. doi:10.13140/RG.2.2.33932.16009.
- [19] S. Barone, P. Neri, A. Paoli, A. V Razionale, F. Tamburrino, Development of a DLP 3D printer for orthodontic applications, *Procedia Manufacturing*. 38 (2019) 1017–1025. doi:<https://doi.org/10.1016/j.promfg.2020.01.187>.
- [20] Z. Liu, H. Liang, T. Shi, D. Xie, R. Chen, X. Han, L. Shen, C. Wang, Z. Tian, Additive manufacturing of hydroxyapatite bone scaffolds via digital light processing and in vitro compatibility, *Ceramics International*. 45 (2019) 11079–11086. doi:10.1016/j.ceramint.2019.02.195.
- [21] J. Zhang, D. Huang, S. Liu, X. Dong, Y. Li, H. Zhang, Z. Yang, Q. Su, W. Huang, W. Zheng, W. Zhou, Zirconia toughened hydroxyapatite biocomposite formed by a DLP 3D printing process for potential bone tissue engineering, *Materials Science and Engineering C*. 105 (2019) 110054. doi:10.1016/j.msec.2019.110054.
- [22] D.-H. Ko, K.-W. Gyak, D. Kim, Emerging Microreaction Systems Based on 3D Printing Techniques and Separation Technologies, *Journal of Flow Chemistry*. 7 (2017) 1–10. doi:10.1556/1846.2017.00013.
- [23] L.C. Hwa, S. Rajoo, A.M. Noor, N. Ahmad, M.B. Uday, Recent advances in 3D printing of porous ceramics: A review, *Current Opinion in Solid State and Materials Science*. 21 (2017) 323–347. doi:10.1016/j.cossms.2017.08.002.
- [24] Y. Zhang, W. Jarosinski, Y.-G. Jung, J. Zhang, 2 - Additive manufacturing processes and equipment, içinde: J. Zhang, Y.-G.B.T.-A.M. Jung (Ed.), *Butterworth-Heinemann*, 2018: ss. 39–51. doi:<https://doi.org/10.1016/B978-0-12-812155-9.00002-5>.
- [25] T. Moritz, S. Maleksaedi, 4 - Additive manufacturing of ceramic components, içinde: J. Zhang, Y.-G.B.T.-A.M. Jung (Ed.), *Butterworth-Heinemann*, 2018: ss. 105–161. doi:<https://doi.org/10.1016/B978-0-12-812155-9.00004-9>.
- [26] H. Zhou, S.B. Bhaduri, 12 - 3D printing in the research and development of medical devices, içinde: L. Yang, S.B. Bhaduri, T.J.B.T.-B. in T.M. Webster (Ed.), *Woodhead Publishing Series in Biomaterials, Academic Press*, 2019: ss. 269–289. doi:<https://doi.org/10.1016/B978-0-12-813477-1.00012-8>.
- [27] J. Dilag, T. Chen, S. Li, S.A. Bateman, Design and direct additive manufacturing of three-dimensional surface micro-structures using material jetting technologies, *Additive Manufacturing*. 27 (2019) 167–174. doi:<https://doi.org/10.1016/j.addma.2019.01.009>.
- [28] L. Vassos, How to design parts for material jetting 3D printing | 3D Hubs, (y.y.). <https://www.3dhubs.com/knowledge-base/how-design-parts-material-jetting-3d-printing/> (erişim 23 Temmuz 2020).

- [29] L. Yuan, S. Ding, C. Wen, Additive manufacturing technology for porous metal implant applications and triple minimal surface structures: A review, *Bioactive Materials*. 4 (2019) 56–70. doi:10.1016/j.bioactmat.2018.12.003.
- [30] Additive manufacturing - ScanAndMake, (y.y.).
<https://scanandmake.com/additive-manufacturing#collapse5> (erişim 23 Temmuz 2020).
- [31] A Primer on UV-Curable Inkjet Inks, (y.y.).
http://www.signindustry.com/flatbed_UV/articles/2008-11-17-SGIA_Primer_on_UV-Curable_Inkjet_Inks.php3 (erişim 30 Ekim 2020).
- [32] R. Phillips, Photopolymerization, *Journal of Photochemistry*. 25 (1984) 79–82. doi:[https://doi.org/10.1016/0047-2670\(84\)85016-9](https://doi.org/10.1016/0047-2670(84)85016-9).
- [33] A. Ravve, Chemistry of Photocurable Compositions, içinde: *Light-Associated Reactions of Synthetic Polymers*, Springer New York, 2006: ss. 123–198. doi:https://doi.org/10.1007/0-387-36414-5_3.
- [34] Radiation Chemistry in EB-and UV- Light-Cured Inks, (y.y.).
<https://www.pcimag.com/articles/85044-radiation-chemistry-in-eb-and-uv-light-cured-inks> (erişim 31 Ekim 2020).
- [35] T. Kokubo, H. Takadama, How useful is SBF in predicting in vivo bone bioactivity?, *Biomaterials*. 27 (2006) 2907–2915. doi:10.1016/j.biomaterials.2006.01.017.
- [36] M.S. Zafar, I. Farooq, M. Awais, S. Najeib, Z. Khurshid, S. Zohaib, Bioactive Surface Coatings for Enhancing Osseointegration of Dental Implants, *Biomedical, Therapeutic and Clinical Applications of Bioactive Glasses*. (2019) 313–329. doi:10.1016/B978-0-08-102196-5.00011-2.
- [37] J. Wilson, Metallic biomaterials: State of the art and new challenges, *Fundamental Biomaterials: Metals*. (2018) 1–33. doi:10.1016/B978-0-08-102205-4.00001-5.
- [38] P. Silva-Bermudez, G. Ramirez, S.E. Rodil, Corrosion resistant coatings for dental implants, *Bio-Tribocorrosion in Biomaterials and Medical Implants*. (2013) 250–308. doi:10.1533/9780857098603.3.250.
- [39] N. Demirkol, Koyun Hidroksiapatit Esaslı Kompozitlerin Üretimi ve Karakterizasyonu (Production and Characterization of Sheep Hydroxyapatite Composites), 2013.
- [40] Y. Moukbil, B. Isindag, V. Gayir, B. Ozbek, M.E. Haskoylu, E.T. Oner, F.N. Oktar, F. Ikram, M. Sengor, O. Gunduz, 3D printed bioactive composite scaffolds for bone tissue engineering, *Bioprinting*. 17 (2020) e00064. doi:10.1016/j.bprint.2019.e00064.
- [41] P. Tesavibul, S. Chantawerod, A. Laohaprapanon, S. Channasanon, P. Uppanan, S. Tanodekaew, P. Chalermkarnnon, K. Sitthiseripratip, Biocompatibility of hydroxyapatite scaffolds processed by lithography-based additive manufacturing, *Bio-Medical Materials and Engineering*. 26 (2015) 31–38. doi:10.3233/BME-151549.
- [42] L. Barnes, I.R. Cooper, I.M. Mehdawi, A. Young, Antibacterial composite restorative materials for dental applications, *Biomaterials and Medical Device - Associated Infections*. (2015) 199–221. doi:10.1533/9780857097224.2.199.
- [43] A.Y. TAMIME, Brined cheeses, *Wiley - Blackwell - SDT*, 2006.
- [44] H.A. Zaharin, A.M.A. Rani, F.I. Azam, T.L. Ginta, N. Sallih, A. Ahmad, N.A. Yunus, T.Z.A. Zulkifli, Effect of unit cell type and pore size on porosity and mechanical behavior of additively manufactured Ti6Al4V scaffolds, *Materials*. 11 (2018). doi:10.3390/ma11122402.

- [45] T.J. Blokhuis, Bioresorbable bone graft substitutes, *Bone Substitute Biomaterials*. (2014) 80–92. doi:10.1533/9780857099037.1.80.
- [46] H. Yuan, D. Barbieri, X. Luo, C.A. Van Blitterswijk, J.D. De Bruijn, 1.14 Calcium Phosphates and Bone Induction, içinde: P.B.T.-C.B.I.I. Ducheyne (Ed.), *Comprehensive Biomaterials II*, Elsevier, Oxford, 2017: ss. 333–349. doi:https://doi.org/10.1016/B978-0-12-803581-8.10241-3.
- [47] E.F. Morgan, G.U. Unnikrisnan, A.I. Hussein, Bone Mechanical Properties in Healthy and Diseased States, *Annual Review of Biomedical Engineering*. 20 (2018) 119–143. doi:10.1146/annurev-bioeng-062117-121139.
- [48] F. Lebre, R. Sridharan, M.J. Sawkins, D.J. Kelly, F.J. O’Brien, E.C. Lavelle, The shape and size of hydroxyapatite particles dictate inflammatory responses following implantation, *Scientific Reports*. 7 (2017) 1–13. doi:10.1038/s41598-017-03086-0.
- [49] P.W. Brown, Calcium Phosphates in Biomedical Engineering, *Encyclopedia of Materials: Science and Technology*. (2001) 893–897. doi:10.1016/B0-08-043152-6/00170-4.
- [50] L. DI SILVIO, P. JAYAKUMAR, 13 - Cellular response to osteoinductive materials in orthopaedic surgery, içinde: L.B.T.-C.R. to B. Di Silvio (Ed.), *Woodhead Publishing Series in Biomaterials*, Woodhead Publishing, 2009: ss. 313–343. doi:https://doi.org/10.1533/9781845695477.2.313.
- [51] T. Albrektsson, C. Johansson, Osteoinduction, osteoconduction and osseointegration, *European Spine Journal*. 10 (2001) S96–S101. doi:10.1007/s005860100282.
- [52] C. Kiernan, C. Knuth, E. Farrell, Chapter 6 - Endochondral Ossification: Recapitulating Bone Development for Bone Defect Repair, içinde: M.J. Stoddart, A.M. Craft, G. Pattappa, O.F.W.B.T.-D.B. and M.T.E. Gardner (Ed.), *Academic Press*, Boston, 2018: ss. 125–148. doi:https://doi.org/10.1016/B978-0-12-811467-4.00006-1.
- [53] J.D. Currey, The structure and mechanics of bone, *Journal of Materials Science*. 47 (2012) 41–54. doi:10.1007/s10853-011-5914-9.
- [54] N.H. Hart, S. Nimphius, T. Rantalainen, A. Ireland, A. Siafarikas, R.U. Newton, Mechanical basis of bone strength: influence of bone material, bone structure and muscle action, *Journal of Musculoskeletal & Neuronal Interactions*. 17 (2017) 114–139. https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/28860414.
- [55] H. Jodati, B. Yılmaz, Z. Evis, A review of bioceramic porous scaffolds for hard tissue applications: Effects of structural features, *Ceramics International*. (2020). doi:10.1016/j.ceramint.2020.03.192.
- [56] J. Hall, Textbook of Medical Physiology, Elsevier, 2011.
- [57] S.J. (Susan J. Hall, Basic biomechanics, (2007).
- [58] C. Hindorf, G. Glatting, C. Chiesa, O. Lindén, G. Flux, EANM Dosimetry Committee guidelines for bone marrow and whole-body dosimetry, *European Journal of Nuclear Medicine and Molecular Imaging*. 37 (2010) 1238–1250. doi:10.1007/s00259-010-1422-4.
- [59] L.G. Zhang, J.P. Fisher, K.W. Leong, 3D Bioprinting and Nanotechnology in Tissue Engineering and Regenerative Medicine, Elsevier Inc., 2015. doi:10.1016/C2013-0-18595-9.
- [60] Y. Barbara, O. Geraldine, W. Phillip, Wheater’s functional histology : a text and colour atlas, Elsevier, 2006.
- [61] M. Uyaner, M. Kara, A. Şahin, Fatigue behavior of filament wound E-glass/epoxy composite tubes damaged by low velocity impact, *Composites Part*

- B: Engineering*. (2014). doi:10.1016/j.compositesb.2013.06.039.
- [62] T. Maconachie, M. Leary, B. Lozanovski, X. Zhang, M. Qian, O. Faruque, M. Brandt, SLM lattice structures: Properties, performance, applications and challenges, *Materials and Design*. 183 (2019) 108137. doi:10.1016/j.matdes.2019.108137.
- [63] C.M. Institute., S. School, D.A. Hoffman, C.M. Institute., Global theory of minimal surfaces : proceedings of the Clay Mathematics Institute 2001 Summer School, Mathematical Sciences Research Institute, Berkeley, California, June 25-July 27, 2001, içinde: *American Mathematical Society ; Clay Mathematics Institute*, Providence, RI; Cambridge, MA, 2005.
- [64] K. Michielsen, D.G. Stavenga, Gyroid cuticular structures in butterfly wing scales: biological photonic crystals, *Journal of The Royal Society Interface*. 5 (2008) 85–94. doi:10.1098/rsif.2007.1065.
- [65] D.W. Abueidda, M. Elhebeary, C.S. (Andrew) Shiang, S. Pang, R.K. Abu Al-Rub, I.M. Jasiuk, Mechanical properties of 3D printed polymeric Gyroid cellular structures: Experimental and finite element study, *Materials and Design*. 165 (2019) 107597. doi:10.1016/j.matdes.2019.107597.
- [66] M. Aydın, G. Saticı, H. Güzelgöz, A. Ünlü, S. Çaşka, KOMPOZİT REÇİNELERDEN 3B DLP YÖNTEMİYLE ÜRETİLMİŞ, içinde: *4th INTERNATIONAL CONGRESS ON 3D PRINTING (ADDITIVE MANUFACTURING) TECHNOLOGIES AND DIGITAL INDUSTRY*, 2019: ss. 674–683.
- [67] Ç. Ebubekir, A. Mustafa, Effects of micro particle reinforcement on mechanical properties of 3D printed parts, *Rapid Prototyping Journal*. 24 (2018) 171–176. doi:10.1108/RPJ-06-2016-0095.
- [68] M. Uyaner, M. Kara, Dynamic response of laminated composites subjected to low-velocity impact, *Journal of Composite Materials*. (2007). doi:10.1177/0021998307079971.
- [69] H. Evlen, G. Erel, POLİLAKTİK ASİT (PLA) MATRİSLİ NANO TAKVİYELİ BİYOUYUMLU KOMPOZİT MALZEME ÜRETİMİ VE ANALİZİ, *Karabük Üniversitesi Yüksek Lisans Tezi*. (2019).
- [70] Z. Wang, C. Huang, J. Wang, B. Zou, Development of a novel aqueous hydroxyapatite suspension for stereolithography applied to bone tissue engineering, *Ceramics International*. 45 (2019) 3902–3909. doi:10.1016/j.ceramint.2018.11.063.
- [71] S. Dey, M. Das, V.K. Balla, Effect of hydroxyapatite particle size, morphology and crystallinity on proliferation of colon cancer HCT116 cells, *Materials Science and Engineering: C*. 39 (2014) 336–339. doi:10.1016/J.MSEC.2014.03.022.
- [72] J. An, J.E.M. Teoh, R. Suntornnond, C.K. Chua, Design and 3D Printing of Scaffolds and Tissues, *Engineering*. 1 (2015) 261–268. doi:10.15302/J-ENG-2015061.
- [73] L. Germain, C.A. Fuentes, A.W. van Vuure, A. des Rieux, C. Dupont-Gillain, 3D-printed biodegradable gyroid scaffolds for tissue engineering applications, *Materials and Design*. 151 (2018) 113–122. doi:10.1016/j.matdes.2018.04.037.
- [74] J.W. Kim, B.E. Yang, S.J. Hong, H.G. Choi, S.J. Byeon, H.K. Lim, S.M. Chung, J.H. Lee, S.H. Byun, Bone regeneration capability of 3D printed ceramic scaffolds, *International Journal of Molecular Sciences*. 21 (2020) 1–13. doi:10.3390/ijms21144837.
- [75] V. V. Kostov-Kytin, E. Dyulgerova, R. Ilieva, V. Petkova, Powder X-ray

diffraction studies of hydroxyapatite and β -TCP mixtures processed by high energy dry milling, *Ceramics International*. 44 (2018) 8664–8671.
doi:10.1016/j.ceramint.2018.02.094.



EKLER

EK-1 T1A1 Numunesine ait Kuvvet - Sıkıştırma Eğrisi

T1A-1**1**

Shape: Rod

	Diameter	Height
Units	mm	mm
1 - 1	19,8000	10,0000

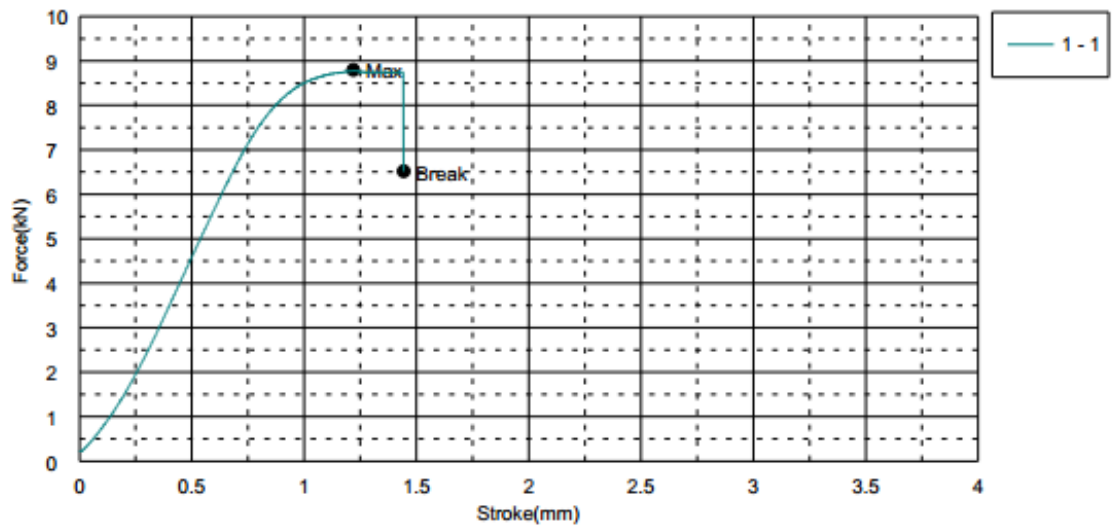
Name	LASE1 Force	LASE1 Stress	YP Force	YP Disp	YP Stress
Parameter	1 mm	1 mm	0,1 %/FS	0,1 %/FS	0,1 %/FS
Units	kN	N/mm2	kN	mm	N/mm2
1 - 1	8,50000	27,6057	--	--	--

Name	YP Strain	YS1 Force	YS1 Disp	YS1 Stress	YS1 Strain
Parameter	0,1 %/FS	0,2 %	0,2 %	0,2 %	0,2 %
Units	%	kN	mm	N/mm2	%
1 - 1	--	--	--	--	--

Name	LYP Force	LYP Disp	LYP Stress	LYP Strain	Max Force
Units	kN	mm	N/mm2	%	kN
1 - 1	--	--	--	--	8,79375

Name	Max Disp	Max Stress	Max Strain	Break Force	Break Disp
Units	mm	N/mm2	%	kN	mm
1 - 1	1,21900	28,5597	12,1900	6,51875	1,44300

Name	Break Stress	Break Strain	EASL1 Disp	EASL1 Strain	Energy
Parameter			1 kN	1 kN	
Units	N/mm2	%	mm	%	J
1 - 1	21,1711	14,4300	,13600	1,36000	8,37807



EK-2 T1A2 Numunesine ait Kuvvet - Sıkıştırma Eğrisi

T1A-2

1

Shape: Rod

	Diameter	Height
Units	mm	mm
1 - 1	19,8000	10,0000

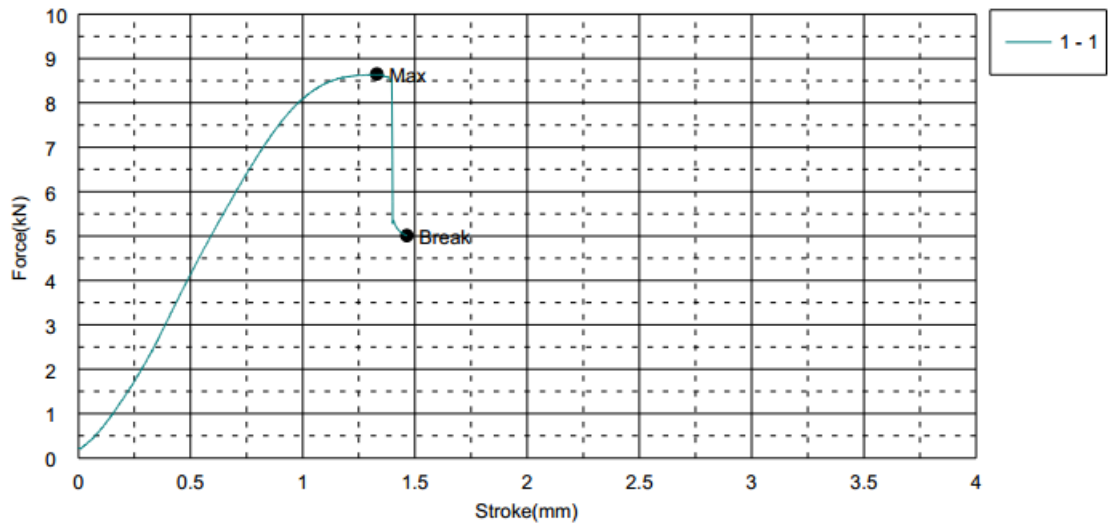
Name	LASE1 Force	LASE1 Stress	YP Force	YP Disp	YP Stress
Parameter	1 mm	1 mm	0,1 %/FS	0,1 %/FS	0,1 %/FS
Units	kN	N/mm2	kN	mm	N/mm2
1 - 1	8,10312	26,3168	--	--	--

Name	YP Strain	YS1 Force	YS1 Disp	YS1 Stress	YS1 Strain
Parameter	0,1 %/FS	0,2 %	0,2 %	0,2 %	0,2 %
Units	%	kN	mm	N/mm2	%
1 - 1	--	--	--	--	--

Name	LYP Force	LYP Disp	LYP Stress	LYP Strain	Max Force
Units	kN	mm	N/mm2	%	kN
1 - 1	--	--	--	--	8,65000

Name	Max_Disp	Max_Stress	Max_Strain	Break_Force	Break_Disp
Units	mm	N/mm2	%	kN	mm
1 - 1	1,33050	28,0929	13,3050	5,00938	1,46400

Name	Break_Stress	Break_Strain	EASL1_Disp	EASL1_Strain	Energy
Parameter			1 kN	1 kN	
Units	N/mm2	%	mm	%	J
1 - 1	16,2691	14,6400	,15271	1,52714	7,83161



EK-3 T1A3 Numunesine ait Kuvvet - Sıkıştırma Eğrisi

T1A-3

1

Shape: Rod

	Diameter	Height
Units	mm	mm
1 - 1	19,8000	10,0000

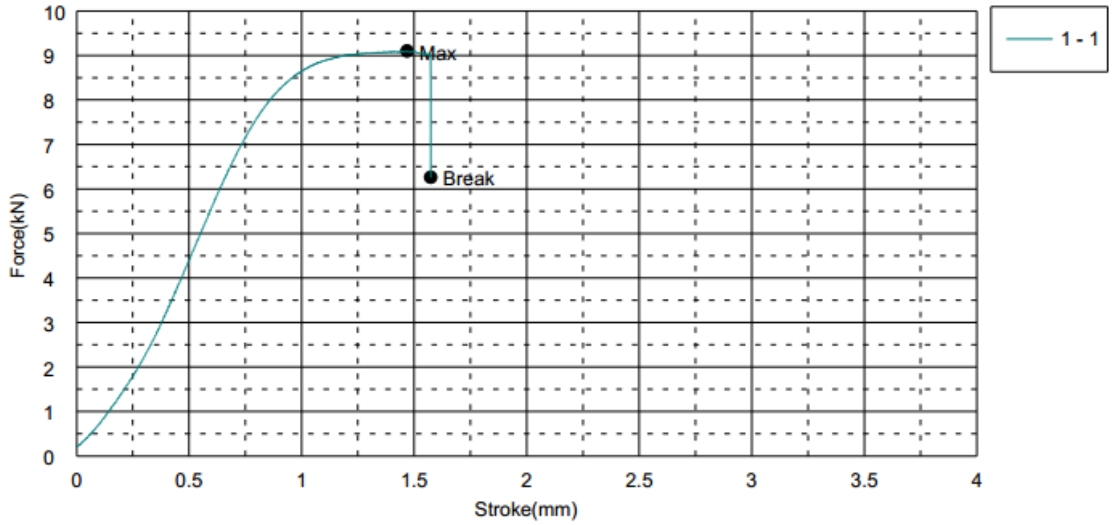
Name	LASE1_Force	LASE1_Stress	YP_Force	YP_Displacement	YP_Stress
Parameter	1 mm	1 mm	0,1 %/FS	0,1 %/FS	0,1 %/FS
Units	kN	N/mm2	kN	mm	N/mm2
1 - 1	8,64688	28,0827	--	--	--

Name	YP_Strain	YS1_Force	YS1_Displacement	YS1_Stress	YS1_Strain
Parameter	0,1 %/FS	0,2 %	0,2 %	0,2 %	0,2 %
Units	%	kN	mm	N/mm2	%
1 - 1	--	--	--	--	--

Name	LYP_Force	LYP_Displacement	LYP_Stress	LYP_Strain	Max_Force
Units	kN	mm	N/mm2	%	kN
1 - 1	--	--	--	--	9,10312

Name	Max_Displacement	Max_Stress	Max_Strain	Break_Force	Break_Displacement
Units	mm	N/mm2	%	kN	mm
1 - 1	1,46900	29,5645	14,6900	6,26250	1,57400

Name	Break_Stress	Break_Strain	EASL1_Displacement	EASL1_Strain	Energy
Parameter			1 kN	1 kN	
Units	N/mm2	%	mm	%	J
1 - 1	20,3389	15,7400	14300	1,43000	9,61670



EK-4 T1A4 Numunesine ait Kuvvet - Sıkıştırma Eğrisi

T1A-4

1

Shape: Rod

	Diameter	Height
Units	mm	mm
1 - 1	19,8000	10,0000

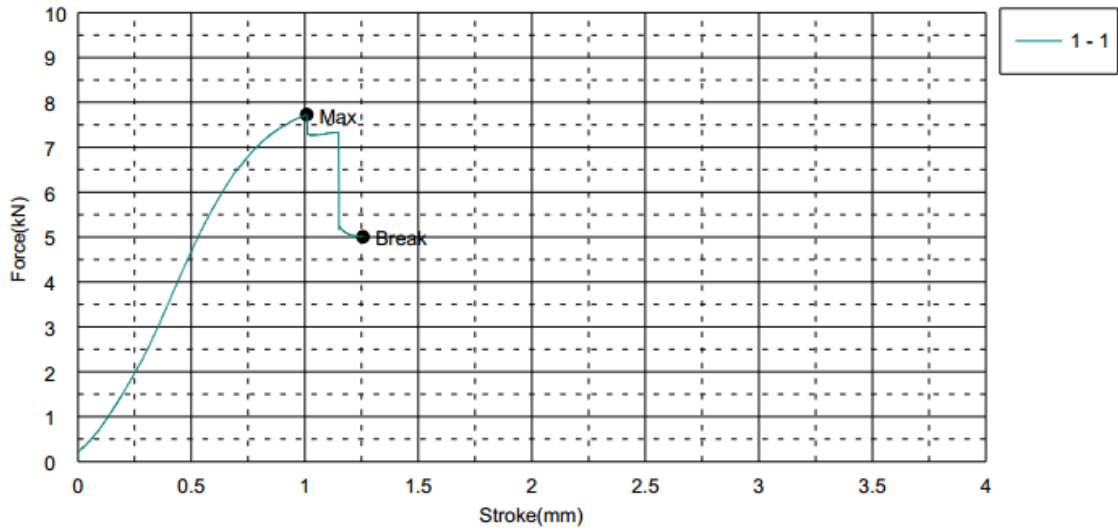
Name	LASE1 Force	LASE1 Stress	YP Force	YP Disp	YP Stress
Parameter	1 mm	1 mm	0,1 %/FS	0,1 %/FS	0,1 %/FS
Units	kN	N/mm2	kN	mm	N/mm2
1 - 1	7,71250	25,0481	--	--	--

Name	YP Strain	YS1 Force	YS1 Disp	YS1 Stress	YS1 Strain
Parameter	0,1 %/FS	0,2 %	0,2 %	0,2 %	0,2 %
Units	%	kN	mm	N/mm2	%
1 - 1	--	--	--	--	--

Name	LYP Force	LYP Disp	LYP Stress	LYP Strain	Max Force
Units	kN	mm	N/mm2	%	kN
1 - 1	--	--	--	--	7,72813

Name	Max_Disp	Max_Stress	Max_Strain	Break Force	Break_Disp
Units	mm	N/mm2	%	kN	mm
1 - 1	1,00850	25,0989	10,0850	5,00625	1,25600

Name	Break Stress	Break Strain	EASL1 Disp	EASL1 Strain	Energy
Parameter			1 kN	1 kN	
Units	N/mm2	%	mm	%	J
1 - 1	16,2589	12,5600	,13378	1,33778	6,00455



EK-5 T1A5 Numunesine ait Kuvvet - Sıkıştırma Eğrisi

T1A-5

1

Shape: Rod

	Diameter	Height
Units	mm	mm
1 - 1	19,8000	10,0000

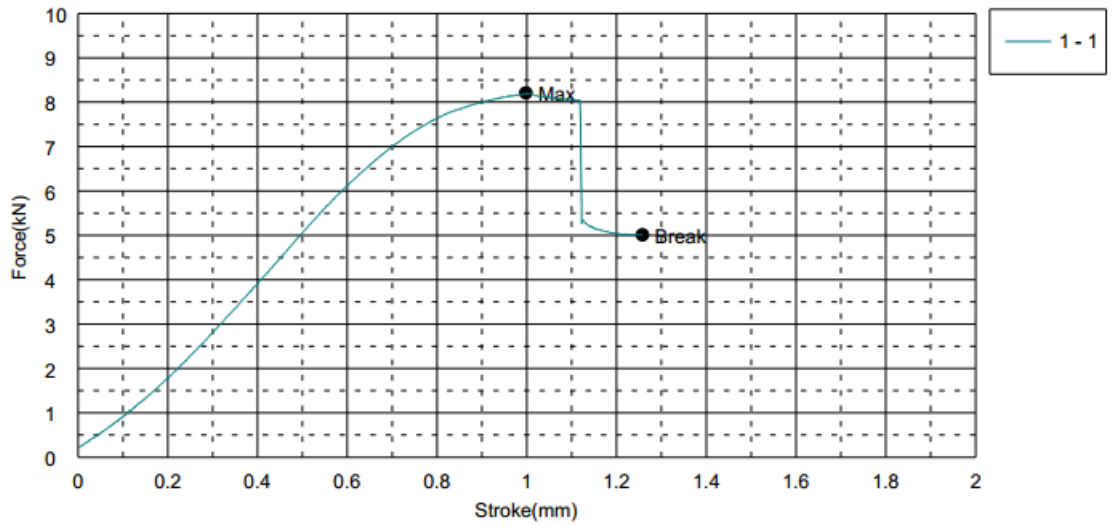
Name	LASE1_Force	LASE1_Stress	YP_Force	YP_Displacement	YP_Stress
Parameter	1 mm	1 mm	0,1 %/FS	0,1 %/FS	0,1 %/FS
Units	kN	N/mm2	kN	mm	N/mm2
1 - 1	8,19063	26,6009	--	--	--

Name	YP_Strain	YS1_Force	YS1_Displacement	YS1_Stress	YS1_Strain
Parameter	0,1 %/FS	0,2 %	0,2 %	0,2 %	0,2 %
Units	%	kN	mm	N/mm2	%
1 - 1	--	--	--	--	--

Name	LYP_Force	LYP_Displacement	LYP_Stress	LYP_Strain	Max_Force
Units	kN	mm	N/mm2	%	kN
1 - 1	--	--	--	--	8,21250

Name	Max_Displacement	Max_Stress	Max_Strain	Break_Force	Break_Displacement
Units	mm	N/mm2	%	kN	mm
1 - 1	,99800	26,6720	9,98000	5,01250	1,25800

Name	Break_Stress	Break_Strain	EASL1_Displacement	EASL1_Strain	Energy
Parameter			1 kN	1 kN	
Units	N/mm2	%	mm	%	J
1 - 1	16,2792	12,5800	,10940	1,09400	6,43039



EK-6 T2A1 Numunesine ait Kuvvet - Sıkıştırma Eğrisi

T2A-1

1

Shape: Rod

	Diameter	Height
Units	mm	mm
1 - 1	19,8000	10,0000

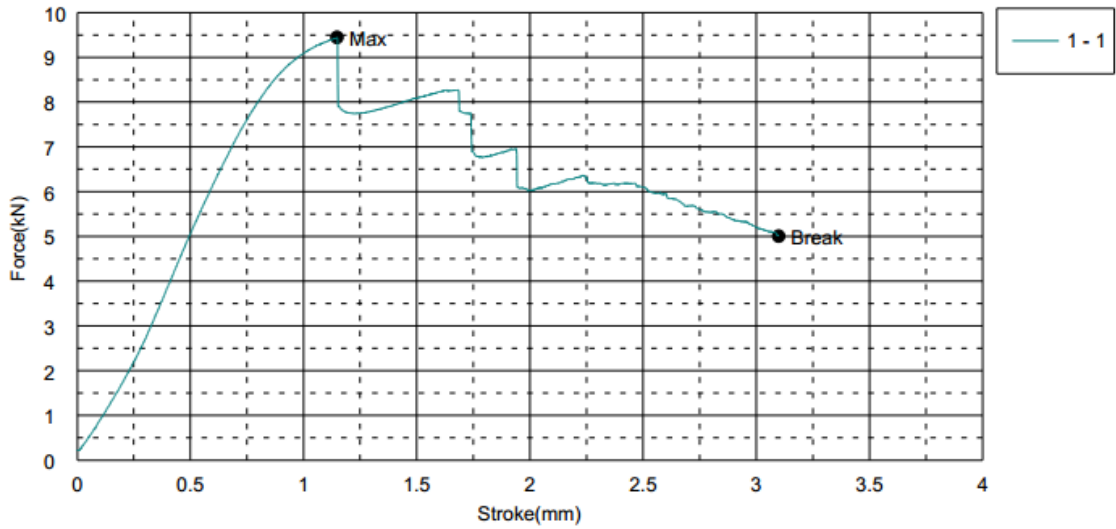
Name	LASE1_Force	LASE1_Stress	YP_Force	YP_Displacement	YP_Stress
Parameter	1 mm	1 mm	0,1 %/FS	0,1 %/FS	0,1 %/FS
Units	kN	N/mm2	kN	mm	N/mm2
1 - 1	9,09375	29,5340	--	--	--

Name	YP_Strain	YS1_Force	YS1_Displacement	YS1_Stress	YS1_Strain
Parameter	0,1 %/FS	0,2 %	0,2 %	0,2 %	0,2 %
Units	%	kN	mm	N/mm2	%
1 - 1	--	--	--	--	--

Name	LYP_Force	LYP_Displacement	LYP_Stress	LYP_Strain	Max_Force
Units	kN	mm	N/mm2	%	kN
1 - 1	--	--	--	--	9,44687

Name	Max_Displacement	Max_Stress	Max_Strain	Break_Force	Break_Displacement
Units	mm	N/mm2	%	kN	mm
1 - 1	1,14800	30,6809	11,4800	5,00313	3,09900

Name	Break_Stress	Break_Strain	EASL1_Displacement	EASL1_Strain	Energy
Parameter			1 kN	1 kN	
Units	N/mm2	%	mm	%	J
1 - 1	16,2488	30,9900	,11300	1,13000	19,1554



EK-7 T2A2 Numunesine ait Kuvvet - Sıkıştırma Eğrisi

T2A-2

1

Shape: Rod

	Diameter	Height
Units	mm	mm
1 - 1	19,8000	10,0000

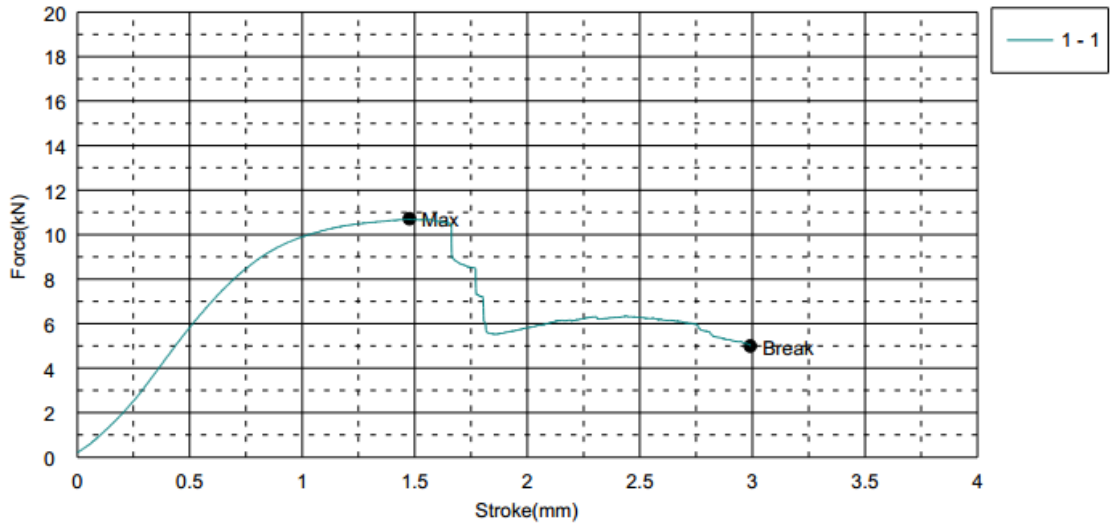
Name	LASE1 Force	LASE1 Stress	YP Force	YP Disp	YP Stress
Parameter	1 mm	1 mm	0,1 %/FS	0,1 %/FS	0,1 %/FS
Units	kN	N/mm2	kN	mm	N/mm2
1 - 1	9,90938	32,1830	--	--	--

Name	YP Strain	YS1 Force	YS1 Disp	YS1 Stress	YS1 Strain
Parameter	0,1 %/FS	0,2 %	0,2 %	0,2 %	0,2 %
Units	%	kN	mm	N/mm2	%
1 - 1	--	--	--	--	--

Name	LYP Force	LYP Disp	LYP Stress	LYP Strain	Max Force
Units	kN	mm	N/mm2	%	kN
1 - 1	--	--	--	--	10,7094

Name	Max Disp	Max Stress	Max Strain	Break Force	Break Disp
Units	mm	N/mm2	%	kN	mm
1 - 1	1,47700	34,7812	14,7700	5,00000	2,99100

Name	Break Stress	Break Strain	EASL1 Disp	EASL1 Strain	Energy
Parameter			1 kN	1 kN	
Units	N/mm2	%	mm	%	J
1 - 1	16,2386	29,9100	,10300	1,03000	20,6617



EK-8 T2A3 Numunesine ait Kuvvet - Sıkıştırma Eğrisi

T2A-3

1

Shape: Rod

	Diameter	Height
Units	mm	mm
1 - 1	19,8000	10,0000

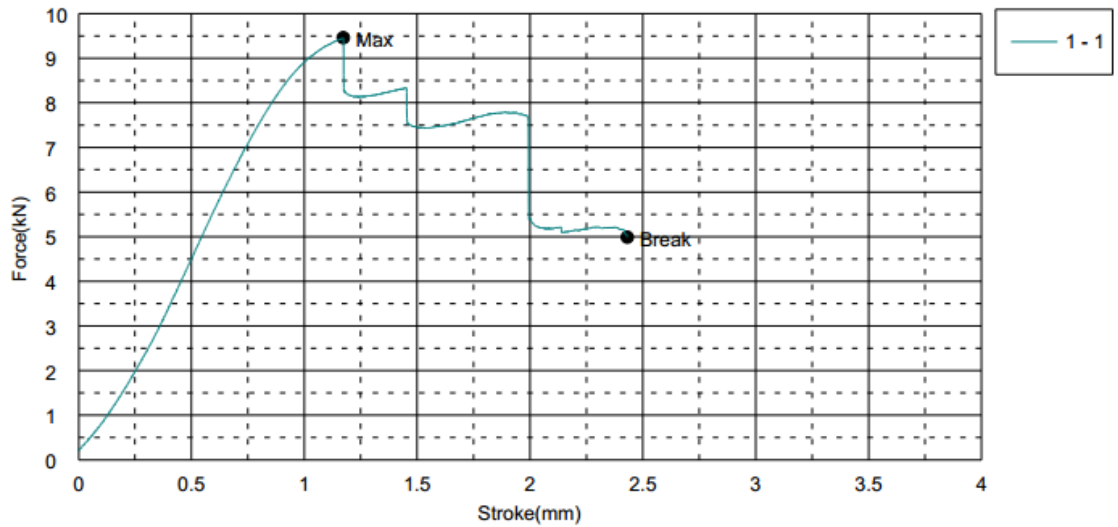
Name	LASE1_Force	LASE1_Stress	YP_Force	YP_Displacement	YP_Stress
Parameter	1 mm	1 mm	0,1 %/FS	0,1 %/FS	0,1 %/FS
Units	kN	N/mm2	kN	mm	N/mm2
1 - 1	8,90938	28,9352	--	--	--

Name	YP_Strain	YS1_Force	YS1_Displacement	YS1_Stress	YS1_Strain
Parameter	0,1 %/FS	0,2 %	0,2 %	0,2 %	0,2 %
Units	%	kN	mm	N/mm2	%
1 - 1	--	--	--	--	--

Name	LYP_Force	LYP_Displacement	LYP_Stress	LYP_Strain	Max_Force
Units	kN	mm	N/mm2	%	kN
1 - 1	--	--	--	--	9,45625

Name	Max_Displacement	Max_Stress	Max_Strain	Break_Force	Break_Displacement
Units	mm	N/mm2	%	kN	mm
1 - 1	1,17300	30,7113	11,7300	4,99062	2,43100

Name	Break_Stress	Break_Strain	EASL1_Displacement	EASL1_Strain	Energy
Parameter			1 kN	1 kN	
Units	N/mm2	%	mm	%	J
1 - 1	16,2082	24,3100	,12750	1,27500	14,8271



EK-9 T2A4 Numunesine ait Kuvvet - Sıkıştırma Eğrisi

T2A-4

1

Shape: Rod

	Diameter	Height
Units	mm	mm
1 - 1	19,8000	10,0000

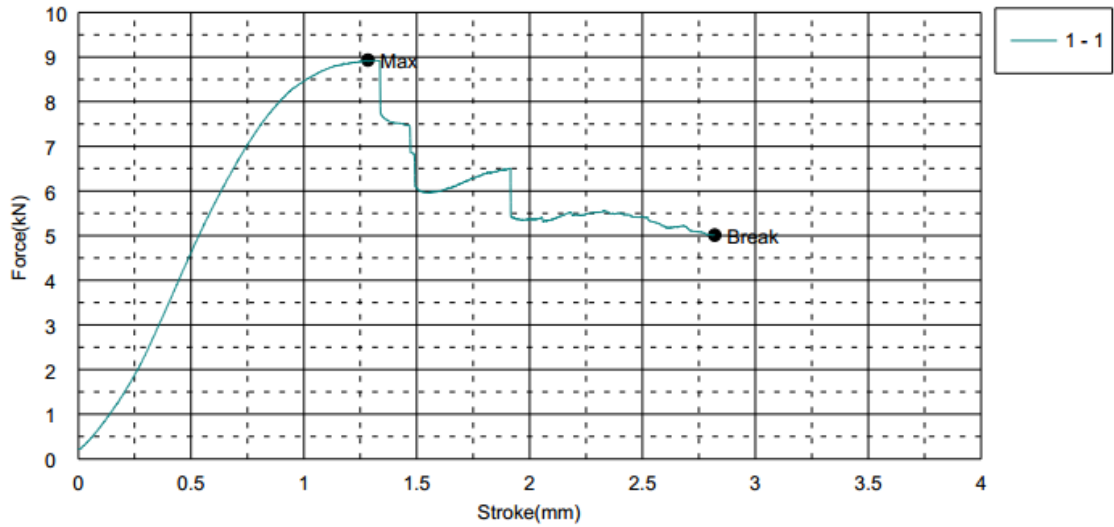
Name	LASE1_Force	LASE1_Stress	YP_Force	YP_Displacement	YP_Stress
Parameter	1 mm	1 mm	0,1 %/FS	0,1 %/FS	0,1 %/FS
Units	kN	N/mm2	kN	mm	N/mm2
1 - 1	8,46875	27,5042	--	--	--

Name	YP_Strain	YS1_Force	YS1_Displacement	YS1_Stress	YS1_Strain
Parameter	0,1 %/FS	0,2 %	0,2 %	0,2 %	0,2 %
Units	%	kN	mm	N/mm2	%
1 - 1	--	--	--	--	--

Name	LYP_Force	LYP_Displacement	LYP_Stress	LYP_Strain	Max_Force
Units	kN	mm	N/mm2	%	kN
1 - 1	--	--	--	--	8,93437

Name	Max_Displacement	Max_Stress	Max_Strain	Break_Force	Break_Displacement
Units	mm	N/mm2	%	kN	mm
1 - 1	1,28350	29,0164	12,8350	5,01250	2,82000

Name	Break_Stress	Break_Strain	EASL1_Displacement	EASL1_Strain	Energy
Parameter			1 kN	1 kN	
Units	N/mm2	%	mm	%	J
1 - 1	16,2792	28,2000	,13867	1,38667	16,0686



EK-10 T2A5 Numunesine ait Kuvvet - Sıkıştırma Eğrisi

T2A-5

1

Shape: Rod

	Diameter	Height
Units	mm	mm
1 - 1	19,8000	10,0000

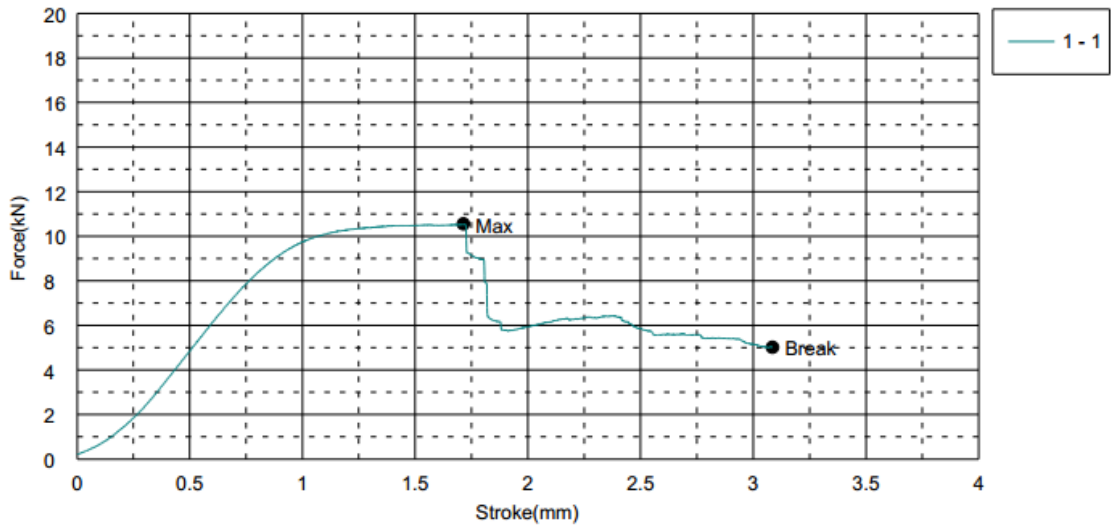
Name	LASE1 Force	LASE1 Stress	YP Force	YP Disp	YP Stress
Parameter	1 mm	1 mm	0,1 %/FS	0,1 %/FS	0,1 %/FS
Units	kN	N/mm2	kN	mm	N/mm2
1 - 1	9,74063	31,6349	--	--	--

Name	YP Strain	YS1 Force	YS1 Disp	YS1 Stress	YS1 Strain
Parameter	0,1 %/FS	0,2 %	0,2 %	0,2 %	0,2 %
Units	%	kN	mm	N/mm2	%
1 - 1	--	--	--	--	--

Name	LYP Force	LYP Disp	LYP Stress	LYP Strain	Max Force
Units	kN	mm	N/mm2	%	kN
1 - 1	--	--	--	--	10,5500

Name	Max Disp	Max Stress	Max Strain	Break Force	Break Disp
Units	mm	N/mm2	%	kN	mm
1 - 1	1,71400	34,2635	17,1400	5,01250	3,08500

Name	Break Stress	Break Strain	EASL1 Disp	EASL1 Strain	Energy
Parameter			1 kN	1 kN	
Units	N/mm2	%	mm	%	J
1 - 1	16,2792	30,8500	,14850	1,48500	20,6258



EK-11 T3A1 Numunesine ait Kuvvet - Sıkıştırma Eğrisi

T3A-1

1

Shape: Rod

	Diameter	Height
Units	mm	mm
1 - 1	19,8000	10,0000

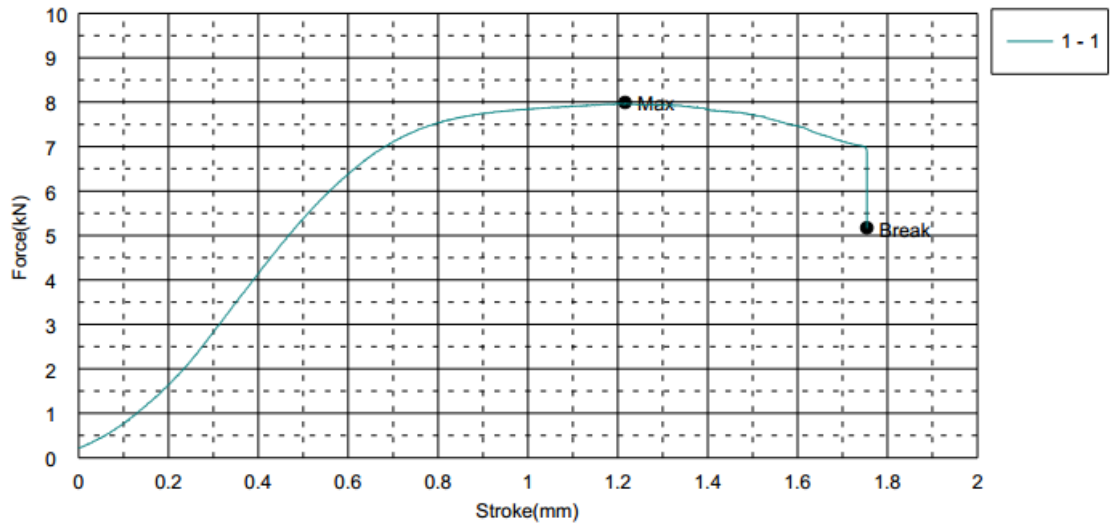
Name	LASE1 Force	LASE1 Stress	YP Force	YP Disp	YP Stress
Parameter	1 mm	1 mm	0,1 %/FS	0,1 %/FS	0,1 %/FS
Units	kN	N/mm2	kN	mm	N/mm2
1 - 1	7,84375	25,4744	--	--	--

Name	YP Strain	YS1 Force	YS1 Disp	YS1 Stress	YS1 Strain
Parameter	0,1 %/FS	0,2 %	0,2 %	0,2 %	0,2 %
Units	%	kN	mm	N/mm2	%
1 - 1	--	--	--	--	--

Name	LYP Force	LYP Disp	LYP Stress	LYP Strain	Max Force
Units	kN	mm	N/mm2	%	kN
1 - 1	--	--	--	--	7,99062

Name	Max Disp	Max Stress	Max Strain	Break Force	Break Disp
Units	mm	N/mm2	%	kN	mm
1 - 1	1,21600	25,9514	12,1600	5,17188	1,75400

Name	Break Stress	Break Strain	EASL1 Disp	EASL1 Strain	Energy
Parameter			1 kN	1 kN	
Units	N/mm2	%	mm	%	J
1 - 1	16,7969	17,5400	,12800	1,28000	10,5775



EK-12 T3A2 Numunesine ait Kuvvet - Sıkıştırma Eğrisi

T3A-2

1

Shape: Rod

	Diameter	Height
Units	mm	mm
1 - 1	19,8000	10,0000

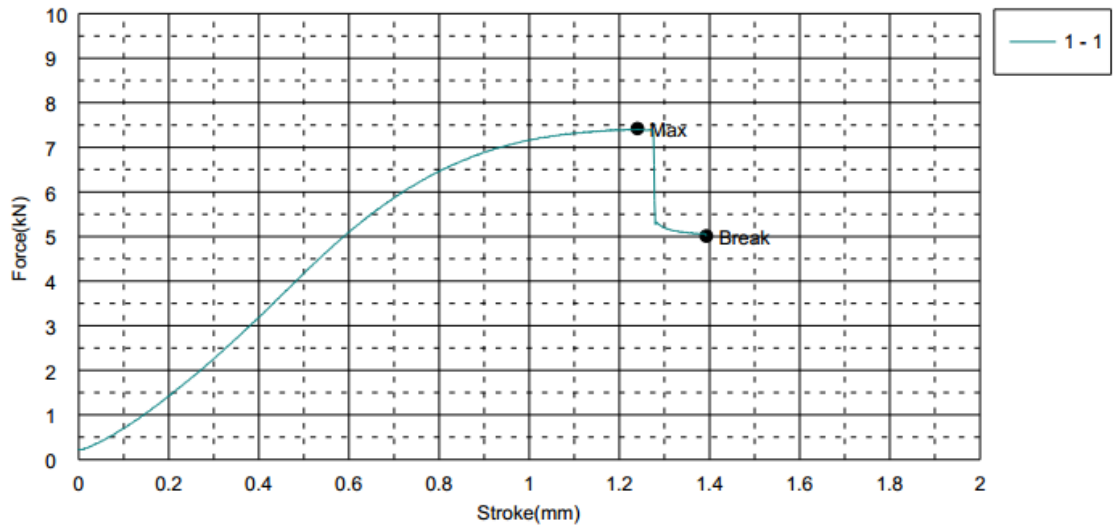
Name	LASE1 Force	LASE1 Stress	YP Force	YP Disp	YP Stress
Parameter	1 mm	1 mm	0,1 %/FS	0,1 %/FS	0,1 %/FS
Units	kN	N/mm2	kN	mm	N/mm2
1 - 1	7,15938	23,2517	--	--	--

Name	YP Strain	YS1 Force	YS1 Disp	YS1 Stress	YS1 Strain
Parameter	0,1 %/FS	0,2 %	0,2 %	0,2 %	0,2 %
Units	%	kN	mm	N/mm2	%
1 - 1	--	--	--	--	--

Name	LYP Force	LYP Disp	LYP Stress	LYP Strain	Max Force
Units	kN	mm	N/mm2	%	kN
1 - 1	--	--	--	--	7,42188

Name	Max Disp	Max Stress	Max Strain	Break Force	Break Disp
Units	mm	N/mm2	%	kN	mm
1 - 1	1,24000	24,1042	12,4000	5,01250	1,39300

Name	Break Stress	Break Strain	EASL1 Disp	EASL1 Strain	Energy
Parameter			1 kN	1 kN	
Units	N/mm2	%	mm	%	J
1 - 1	16,2792	13,9300	,14386	1,43857	6,60573



EK-13 T3A3 Numunesine ait Kuvvet - Sıkıştırma Eğrisi

T3A-3

1

Shape: Rod

	Diameter	Height
Units	mm	mm
1 - 1	19,8000	10,0000

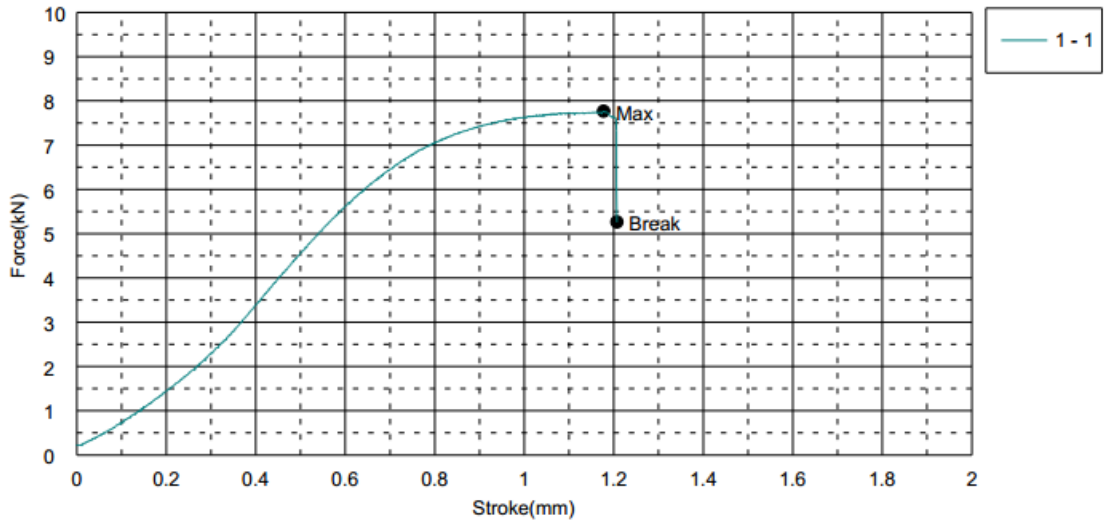
Name	LASE1 Force	LASE1 Stress	YP Force	YP Disp	YP Stress
Parameter	1 mm	1 mm	0,1 %/FS	0,1 %/FS	0,1 %/FS
Units	kN	N/mm2	kN	mm	N/mm2
1 - 1	7,64375	24,8248	--	--	--

Name	YP Strain	YS1 Force	YS1 Disp	YS1 Stress	YS1 Strain
Parameter	0,1 %/FS	0,2 %	0,2 %	0,2 %	0,2 %
Units	%	kN	mm	N/mm2	%
1 - 1	--	--	--	--	--

Name	LYP Force	LYP Disp	LYP Stress	LYP Strain	Max Force
Units	kN	mm	N/mm2	%	kN
1 - 1	--	--	--	--	7,76875

Name	Max Disp	Max Stress	Max Strain	Break Force	Break Disp
Units	mm	N/mm2	%	kN	mm
1 - 1	1,17700	25,2308	11,7700	5,26250	1,20700

Name	Break Stress	Break Strain	EASL1 Disp	EASL1 Strain	Energy
Parameter			1 kN	1 kN	
Units	N/mm2	%	mm	%	J
1 - 1	17,0912	12,0700	,13900	1,39000	5,88434



EK-14 T4A1 Numunesine ait Kuvvet - Sıkıştırma Eğrisi

T4A-1

1

Shape: Rod

	Diameter	Height
Units	mm	mm
1 - 1	19,8000	10,0000

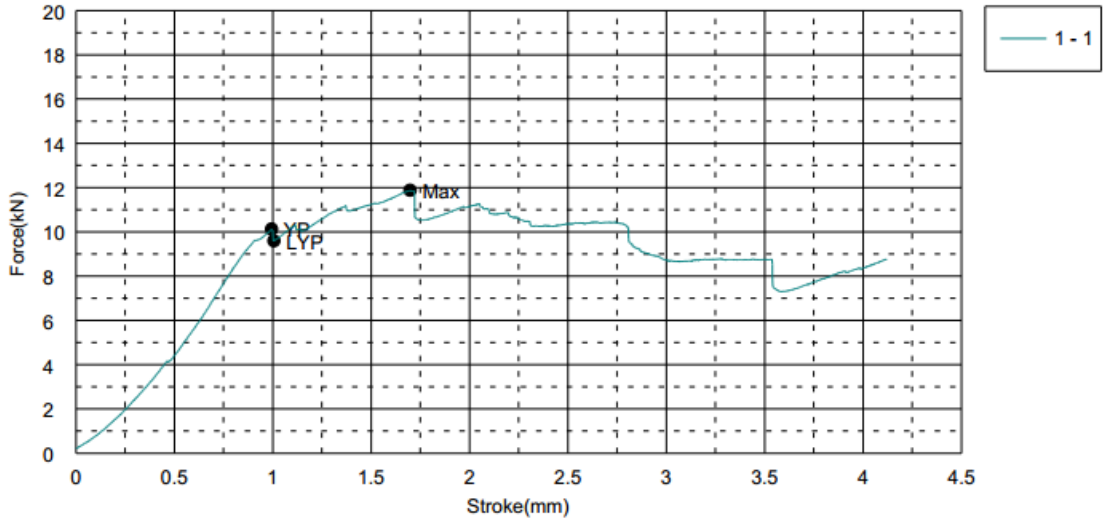
Name	LASE1 Force	LASE1 Stress	YP Force	YP Disp	YP Stress
Parameter	1 mm	1 mm	0,1 %/FS	0,1 %/FS	0,1 %/FS
Units	kN	N/mm2	kN	mm	N/mm2
1 - 1	10,0844	32,7513	10,1250	,99500	32,8833

Name	YP Strain	YS1 Force	YS1 Disp	YS1 Stress	YS1 Strain
Parameter	0,1 %/FS	0,2 %	0,2 %	0,2 %	0,2 %
Units	%	kN	mm	N/mm2	%
1 - 1	9,95000	--	--	--	--

Name	LYP Force	LYP Disp	LYP Stress	LYP Strain	Max Force
Units	kN	mm	N/mm2	%	kN
1 - 1	9,59688	1,00700	31,1681	10,0700	11,8844

Name	Max Disp	Max Stress	Max Strain	Break Force	Break Disp
Units	mm	N/mm2	%	kN	mm
1 - 1	1,69900	38,5972	16,9900	--	--

Name	Break Stress	Break Strain	EASL1 Disp	EASL1 Strain	Energy
Parameter			1 kN	1 kN	
Units	N/mm2	%	mm	%	J
1 - 1	--	--	,13100	1,31000	35,2888



EK-15 T4A2 Numunesine ait Kuvvet - Sıkıştırma Eğrisi

T4A-2

1

Shape: Rod

	Diameter	Height
Units	mm	mm
1 - 1	19,8000	10,0000

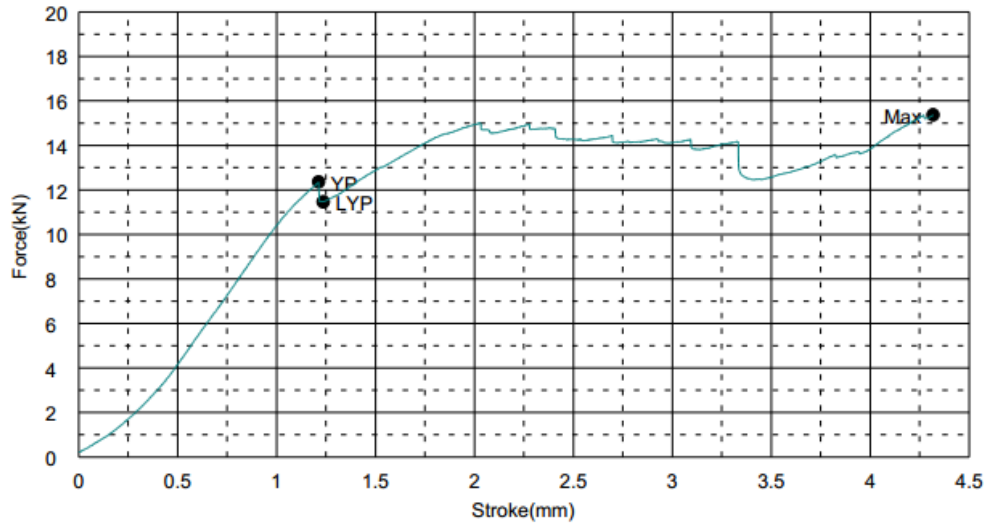
Name	LASE1 Force	LASE1 Stress	YP Force	YP Disp	YP Stress
Parameter	1 mm	1 mm	0,1 %/FS	0,1 %/FS	0,1 %/FS
Units	kN	N/mm2	kN	mm	N/mm2
1 - 1	10,3969	33,7662	12,3625	1,21300	40,1501

Name	YP Strain	YS1 Force	YS1 Disp	YS1 Stress	YS1 Strain
Parameter	0,1 %/FS	0,2 %	0,2 %	0,2 %	0,2 %
Units	%	kN	mm	N/mm2	%
1 - 1	12,1300	--	--	--	--

Name	LYP Force	LYP Disp	LYP Stress	LYP Strain	Max Force
Units	kN	mm	N/mm2	%	kN
1 - 1	11,4688	1,23700	37,2474	12,3700	15,3750

Name	Max Disp	Max Stress	Max Strain	Break Force	Break Disp
Units	mm	N/mm2	%	kN	mm
1 - 1	4,31800	49,9338	43,1800	--	--

Name	Break Stress	Break Strain	EASL1 Disp	EASL1 Strain	Energy
Parameter			1 kN	1 kN	
Units	N/mm2	%	mm	%	J
1 - 1	--	--	,15100	1,51000	50,0344



EK-16 T4A3 Numunesine ait Kuvvet - Sıkıştırma Eğrisi

T4A-3

1

Shape: Rod

	Diameter	Height
Units	mm	mm
1 - 1	19,8000	10,0000

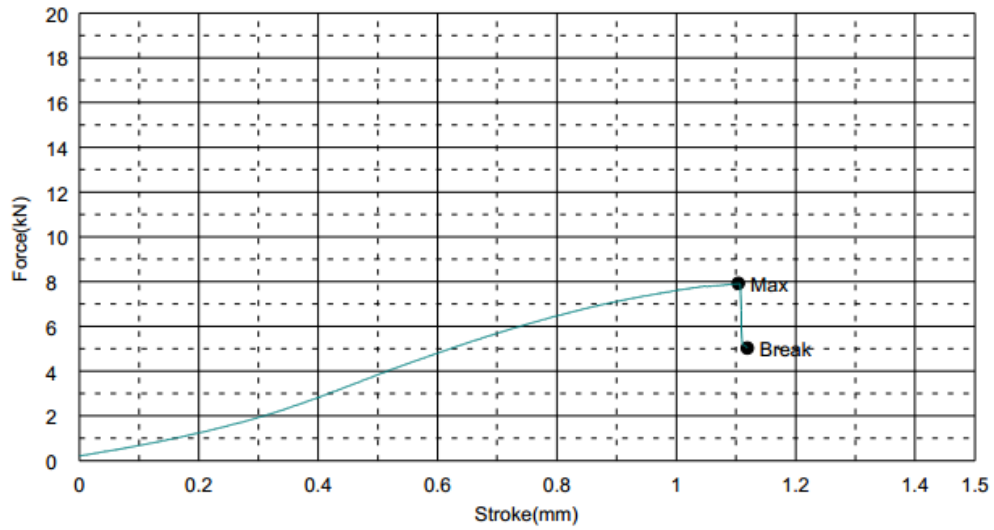
Name	LASE1 Force	LASE1 Stress	YP Force	YP Disp	YP Stress
Parameter	1 mm	1 mm	0,1 %/FS	0,1 %/FS	0,1 %/FS
Units	kN	N/mm2	kN	mm	N/mm2
1 - 1	7,60938	24,7132	--	--	--

Name	YP Strain	YS1 Force	YS1 Disp	YS1 Stress	YS1 Strain
Parameter	0,1 %/FS	0,2 %	0,2 %	0,2 %	0,2 %
Units	%	kN	mm	N/mm2	%
1 - 1	--	--	--	--	--

Name	LYP Force	LYP Disp	LYP Stress	LYP Strain	Max Force
Units	kN	mm	N/mm2	%	kN
1 - 1	--	--	--	--	7,92188

Name	Max Disp	Max Stress	Max Strain	Break Force	Break Disp
Units	mm	N/mm2	%	kN	mm
1 - 1	1,10400	25,7281	11,0400	5,03438	1,11900

Name	Break Stress	Break Strain	EASL1 Disp	EASL1 Strain	Energy
Parameter			1 kN	1 kN	
Units	N/mm2	%	mm	%	J
1 - 1	16,3503	11,1900	,15800	1,58000	4,75699



EK-17 T1B1 Numunesine ait Kuvvet - Sıkıştırma Eğrisi

T1B-1

1

Shape: Rod

	Diameter	Height
Units	mm	mm
1 - 1	19,8000	10,0000

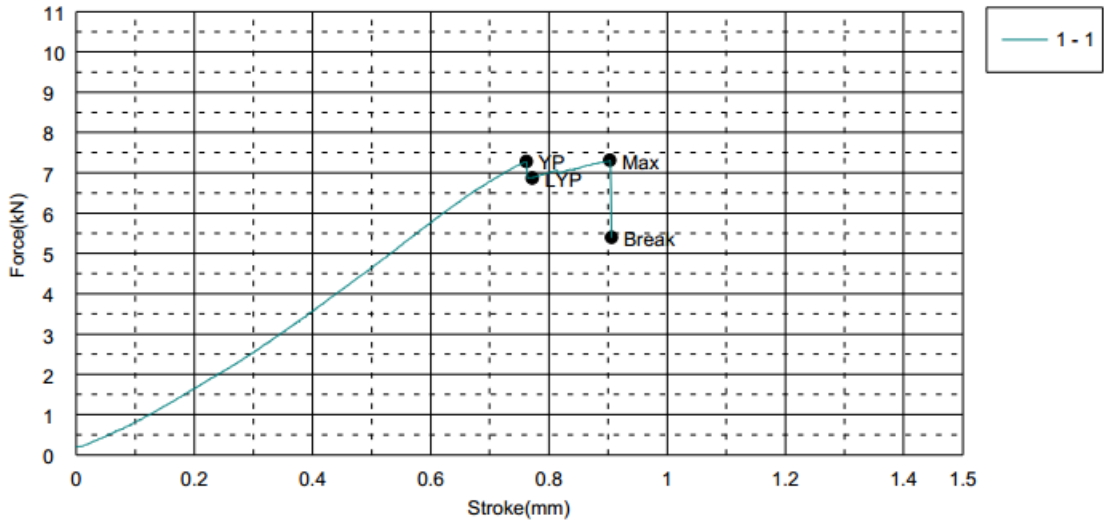
Name	LASE1 Force	LASE1 Stress	YP Force	YP Disp	YP Stress
Parameter	1 mm	1 mm	0,1 %/FS	0,1 %/FS	0,1 %/FS
Units	kN	N/mm2	kN	mm	N/mm2
1 - 1	--	--	7,28438	,76200	23,6577

Name	YP Strain	YS1 Force	YS1 Disp	YS1 Stress	YS1 Strain
Parameter	0,1 %/FS	0,2 %	0,2 %	0,2 %	0,2 %
Units	%	kN	mm	N/mm2	%
1 - 1	7,62000	--	--	--	--

Name	LYP Force	LYP Disp	LYP Stress	LYP Strain	Max Force
Units	kN	mm	N/mm2	%	kN
1 - 1	6,87187	,77200	22,3180	7,72000	7,31563

Name	Max Disp	Max Stress	Max Strain	Break Force	Break Disp
Units	mm	N/mm2	%	kN	mm
1 - 1	,90300	23,7592	9,03000	5,39687	,90600

Name	Break Stress	Break Strain	EASL1 Disp	EASL1 Strain	Energy
Parameter			1 kN	1 kN	
Units	N/mm2	%	mm	%	J
1 - 1	17,5276	9,06000	,12300	1,23000	3,70221



EK-18 T1B2 Numunesine ait Kuvvet - Sıkıştırma Eğrisi

T1B-2

1

Shape: Rod

	Diameter	Height
Units	mm	mm
1 - 1	19,8000	10,0000

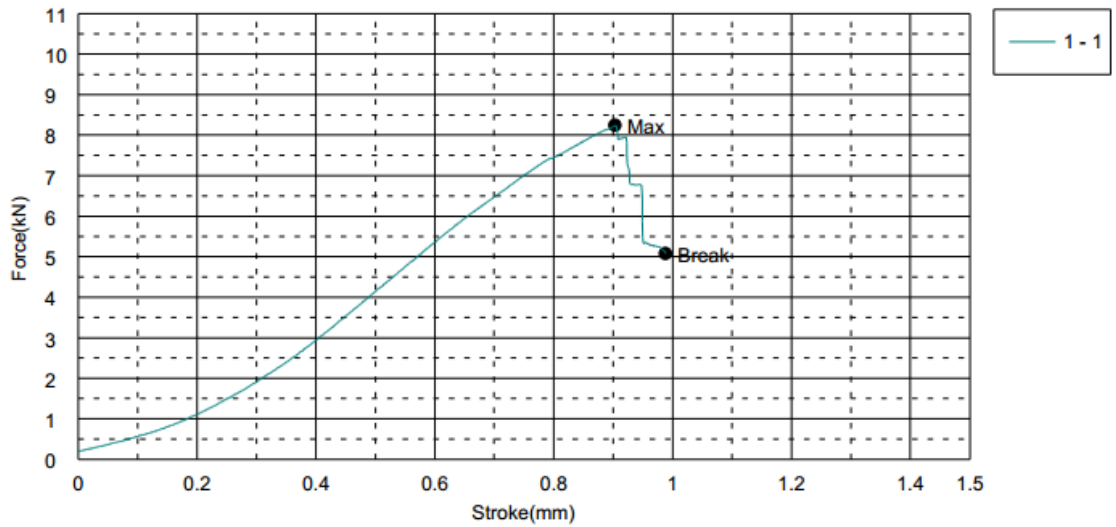
Name	LASE1 Force	LASE1 Stress	YP Force	YP Disp	YP Stress
Parameter	1 mm	1 mm	0,1 %/FS	0,1 %/FS	0,1 %/FS
Units	kN	N/mm2	kN	mm	N/mm2
1 - 1	--	--	--	--	--

Name	YP Strain	YS1 Force	YS1 Disp	YS1 Stress	YS1 Strain
Parameter	0,1 %/FS	0,2 %	0,2 %	0,2 %	0,2 %
Units	%	kN	mm	N/mm2	%
1 - 1	--	--	--	--	--

Name	LYP Force	LYP Disp	LYP Stress	LYP Strain	Max Force
Units	kN	mm	N/mm2	%	kN
1 - 1	--	--	--	--	8,24375

Name	Max_Disp	Max_Stress	Max_Strain	Break_Force	Break_Disp
Units	mm	N/mm2	%	kN	mm
1 - 1	,90300	26,7735	9,03000	5,08437	,98800

Name	Break_Stress	Break_Strain	EASL1_Disp	EASL1_Strain	Energy
Parameter			1 kN	1 kN	
Units	N/mm2	%	mm	%	J
1 - 1	16,5127	9,88000	,18300	1,83000	3,98644



EK-19 T2B1 Numunesine ait Kuvvet - Sıkıştırma Eğrisi

T2B-1

1

Shape: Rod

	Diameter	Height
Units	mm	mm
1 - 1	19,8000	10,0000

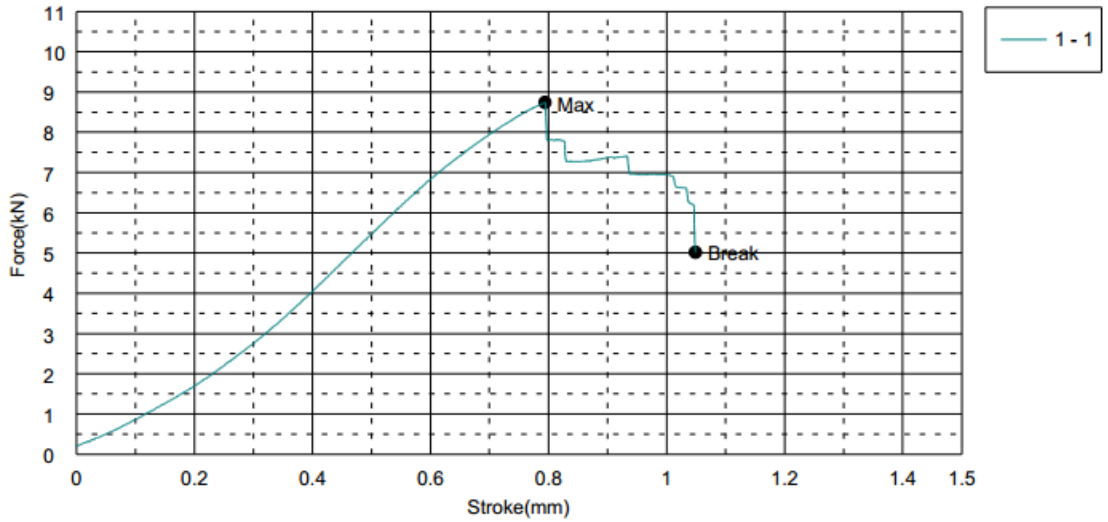
Name	LASE1 Force	LASE1 Stress	YP Force	YP Disp	YP Stress
Parameter	1 mm	1 mm	0,1 %/FS	0,1 %/FS	0,1 %/FS
Units	kN	N/mm2	kN	mm	N/mm2
1 - 1	6,96250	22,6123	--	--	--

Name	YP Strain	YS1 Force	YS1 Disp	YS1 Stress	YS1 Strain
Parameter	0,1 %/FS	0,2 %	0,2 %	0,2 %	0,2 %
Units	%	kN	mm	N/mm2	%
1 - 1	--	--	--	--	--

Name	LYP Force	LYP Disp	LYP Stress	LYP Strain	Max Force
Units	kN	mm	N/mm2	%	kN
1 - 1	--	--	--	--	8,74375

Name	Max Disp	Max Stress	Max Strain	Break Force	Break Disp
Units	mm	N/mm2	%	kN	mm
1 - 1	,79400	28,3973	7,94000	5,01875	1,04900

Name	Break Stress	Break Strain	EASL1 Disp	EASL1 Strain	Energy
Parameter			1 kN	1 kN	
Units	N/mm2	%	mm	%	J
1 - 1	16,2995	10,4900	,11700	1,17000	5,18722



EK-20 T2B2 Numunesine ait Kuvvet - Sıkıştırma Eğrisi

T2B-2

1

Shape: Rod

	Diameter	Height
Units	mm	mm
1 - 1	19,8000	10,0000

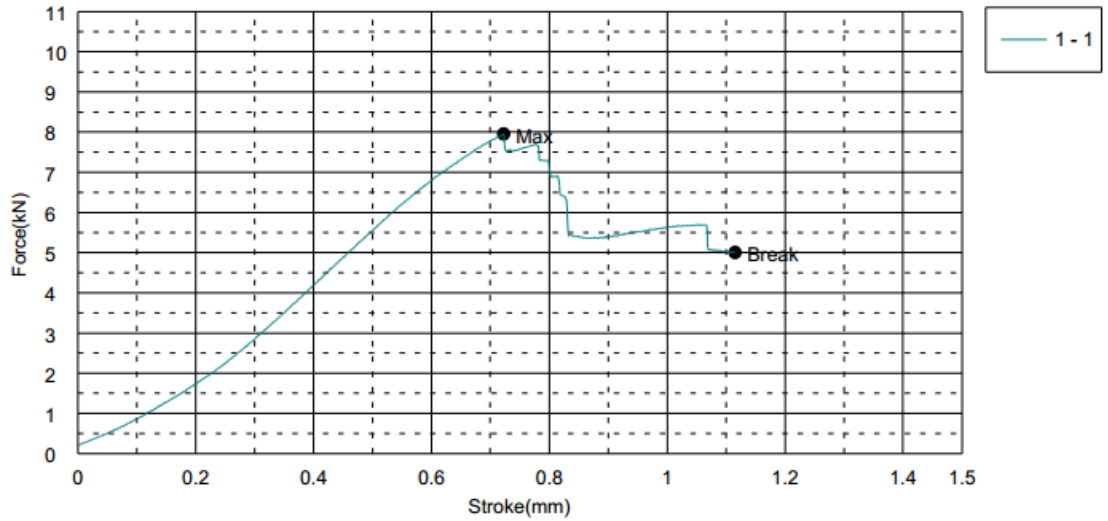
Name	LASE1_Force	LASE1_Stress	YP_Force	YP_Displacement	YP_Stress
Parameter	1 mm	1 mm	0,1 %/FS	0,1 %/FS	0,1 %/FS
Units	kN	N/mm2	kN	mm	N/mm2
1 - 1	5,64063	18,3192	--	--	--

Name	YP_Strain	YS1_Force	YS1_Displacement	YS1_Stress	YS1_Strain
Parameter	0,1 %/FS	0,2 %	0,2 %	0,2 %	0,2 %
Units	%	kN	mm	N/mm2	%
1 - 1	--	--	--	--	--

Name	LYP_Force	LYP_Displacement	LYP_Stress	LYP_Strain	Max_Force
Units	kN	mm	N/mm2	%	kN
1 - 1	--	--	--	--	7,95313

Name	Max_Displacement	Max_Stress	Max_Strain	Break_Force	Break_Displacement
Units	mm	N/mm2	%	kN	mm
1 - 1	,72250	25,8296	7,22500	5,00313	1,11500

Name	Break_Stress	Break_Strain	EASL1_Displacement	EASL1_Strain	Energy
Parameter			1 kN	1 kN	
Units	N/mm2	%	mm	%	J
1 - 1	16,2488	11,1500	,11667	1,16667	5,11440



EK-21 T3B1 Numunesine ait Kuvvet - Sıkıştırma Eğrisi

T3B-1

1

Shape: Rod

	Diameter	Height
Units	mm	mm
1 - 1	19,8000	10,0000

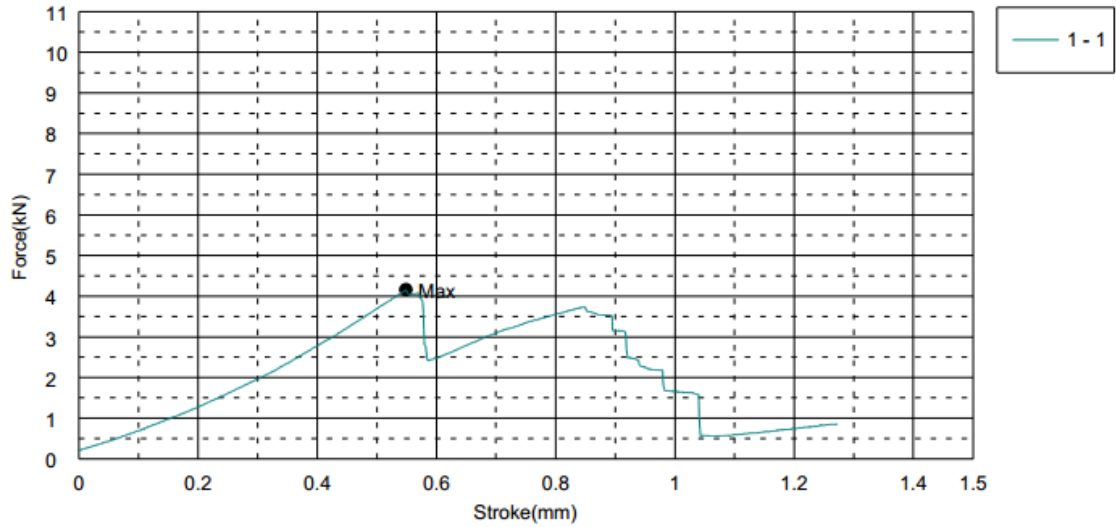
Name	LASE1_Force	LASE1_Stress	YP_Force	YP_Displacement	YP_Stress
Parameter	1 mm	1 mm	0,1 %/FS	0,1 %/FS	0,1 %/FS
Units	kN	N/mm2	kN	mm	N/mm2
1 - 1	1,65625	5,37905	--	--	--

Name	YP_Strain	YS1_Force	YS1_Displacement	YS1_Stress	YS1_Strain
Parameter	0,1 %/FS	0,2 %	0,2 %	0,2 %	0,2 %
Units	%	kN	mm	N/mm2	%
1 - 1	--	--	--	--	--

Name	LYP_Force	LYP_Displacement	LYP_Stress	LYP_Strain	Max_Force
Units	kN	mm	N/mm2	%	kN
1 - 1	--	--	--	--	4,16250

Name	Max_Displacement	Max_Stress	Max_Strain	Break_Force	Break_Displacement
Units	mm	N/mm2	%	kN	mm
1 - 1	,54900	13,5187	5,49000	--	--

Name	Break_Stress	Break_Strain	EASL1_Displacement	EASL1_Strain	Energy
Parameter			1 kN	1 kN	
Units	N/mm2	%	mm	%	J
1 - 1	--	--	,15450	1,54500	2,66228



EK-22 T3B2 Numunesine ait Kuvvet - Sıkıştırma Eğrisi

T3B-2

1

Shape: Rod

	Diameter	Height
Units	mm	mm
1 - 1	19,8000	10,0000

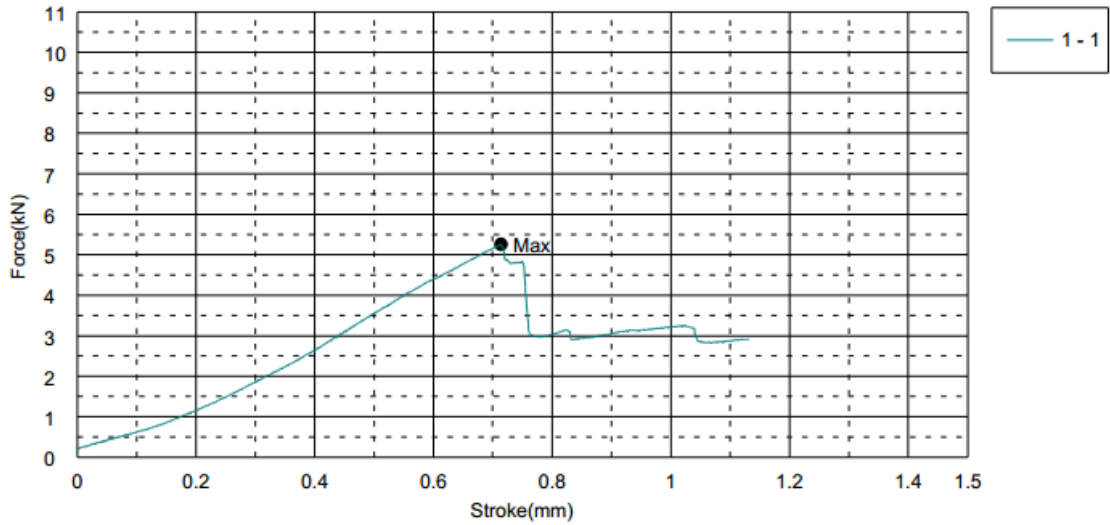
Name	LASE1 Force	LASE1 Stress	YP Force	YP Disp	YP Stress
Parameter	1 mm	1 mm	0,1 %/FS	0,1 %/FS	0,1 %/FS
Units	kN	N/mm2	kN	mm	N/mm2
1 - 1	3,22500	10,4739	--	--	--

Name	YP Strain	YS1 Force	YS1 Disp	YS1 Stress	YS1 Strain
Parameter	0,1 %/FS	0,2 %	0,2 %	0,2 %	0,2 %
Units	%	kN	mm	N/mm2	%
1 - 1	--	--	--	--	--

Name	LYP Force	LYP Disp	LYP Stress	LYP Strain	Max Force
Units	kN	mm	N/mm2	%	kN
1 - 1	--	--	--	--	5,25938

Name	Max Disp	Max Stress	Max Strain	Break Force	Break Disp
Units	mm	N/mm2	%	kN	mm
1 - 1	,71400	17,0810	7,14000	--	--

Name	Break Stress	Break Strain	EASL1 Disp	EASL1 Strain	Energy
Parameter			1 kN	1 kN	
Units	N/mm2	%	mm	%	J
1 - 1	--	--	,17200	1,72000	3,11066



EK-23 T4B1 Numunesine ait Kuvvet - Sıkıştırma Eğrisi

T4B-1

1

Shape: Rod

	Diameter	Height
Units	mm	mm
1 - 1	19,8000	10,0000

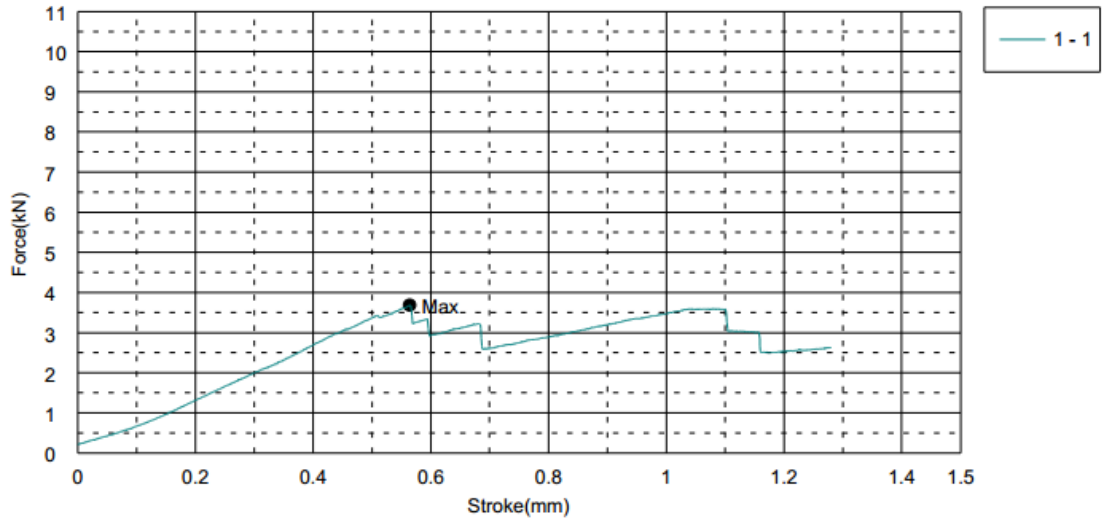
Name	LASE1 Force	LASE1 Stress	YP Force	YP Disp	YP Stress
Parameter	1 mm	1 mm	0,1 %/FS	0,1 %/FS	0,1 %/FS
Units	kN	N/mm2	kN	mm	N/mm2
1 - 1	3,47813	11,2960	--	--	--

Name	YP Strain	YS1 Force	YS1 Disp	YS1 Stress	YS1 Strain
Parameter	0,1 %/FS	0,2 %	0,2 %	0,2 %	0,2 %
Units	%	kN	mm	N/mm2	%
1 - 1	--	--	--	--	--

Name	LYP Force	LYP Disp	LYP Stress	LYP Strain	Max Force
Units	kN	mm	N/mm2	%	kN
1 - 1	--	--	--	--	3,68750

Name	Max_Disp	Max_Stress	Max_Strain	Break_Force	Break_Disp
Units	mm	N/mm2	%	kN	mm
1 - 1	,56400	11,9760	5,64000	--	--

Name	Break_Stress	Break_Strain	EASL1_Disp	EASL1 Strain	Energy
Parameter			1 kN	1 kN	
Units	N/mm2	%	mm	%	J
1 - 1	--	--	,15400	1,54000	3,25038



EK-24 T4B2 Numunesine ait Kuvvet - Sıkıştırma Eğrisi

T4B-2

1

Shape: Rod

	Diameter	Height
Units	mm	mm
1 - 1	19,8000	10,0000

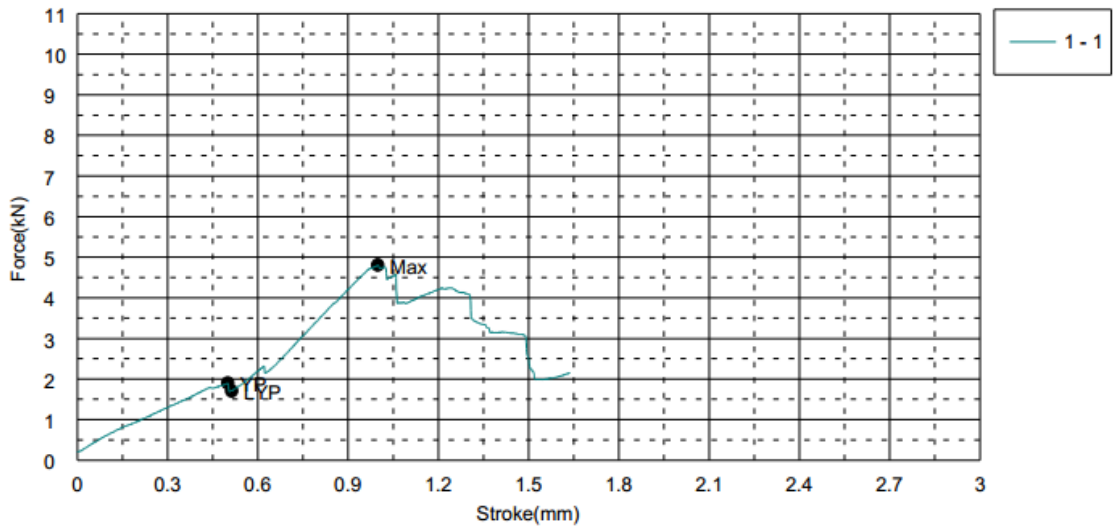
Name	LASE1 Force	LASE1 Stress	YP Force	YP Disp	YP Stress
Parameter	1 mm	1 mm	0,1 %/FS	0,1 %/FS	0,1 %/FS
Units	kN	N/mm2	kN	mm	N/mm2
1 - 1	4,79688	15,5790	1,90625	,50000	6,19098

Name	YP Strain	YS1 Force	YS1 Disp	YS1 Stress	YS1 Strain
Parameter	0,1 %/FS	0,2 %	0,2 %	0,2 %	0,2 %
Units	%	kN	mm	N/mm2	%
1 - 1	5,00000	--	--	--	--

Name	LYP Force	LYP Disp	LYP Stress	LYP Strain	Max Force
Units	kN	mm	N/mm2	%	kN
1 - 1	1,70938	,51300	5,55159	5,13000	4,80937

Name	Max Disp	Max Stress	Max Strain	Break Force	Break Disp
Units	mm	N/mm2	%	kN	mm
1 - 1	,99900	15,6195	9,99000	--	--

Name	Break Stress	Break Strain	EASL1 Disp	EASL1 Strain	Energy
Parameter			1 kN	1 kN	
Units	N/mm2	%	mm	%	J
1 - 1	--	--	,21167	2,11667	4,32167



EK-25 T1C1 Numunesine ait Kuvvet - Sıkıştırma Eğrisi

T1C-1

1

Shape: Rod

	Diameter	Height
Units	mm	mm
1 - 1	19,8000	10,0000

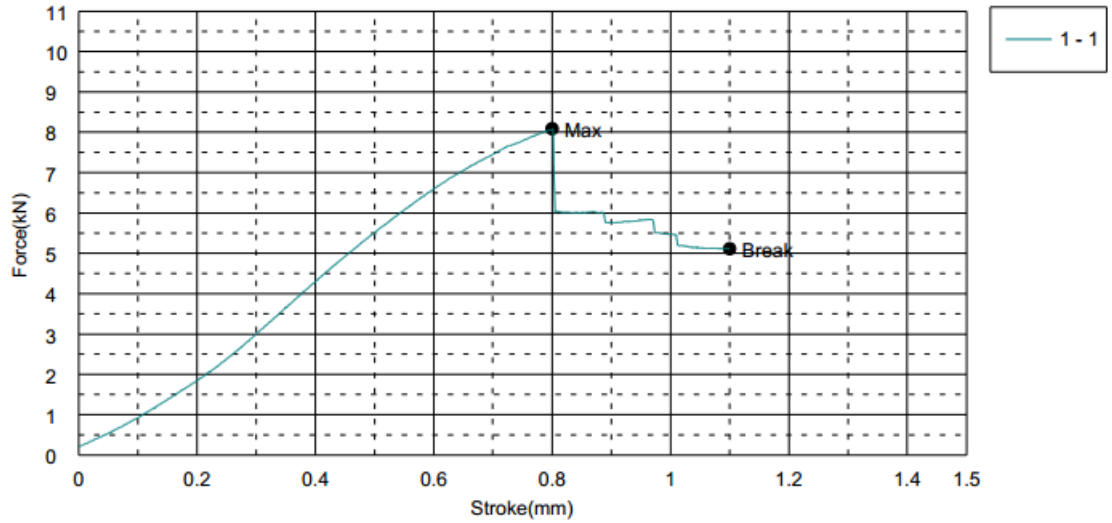
Name	LASE1 Force	LASE1 Stress	YP Force	YP Disp	YP Stress
Parameter	1 mm	1 mm	0,1 %/FS	0,1 %/FS	0,1 %/FS
Units	kN	N/mm2	kN	mm	N/mm2
1 - 1	5,47188	17,7712	--	--	--

Name	YP Strain	YS1 Force	YS1 Disp	YS1 Stress	YS1 Strain
Parameter	0,1 %/FS	0,2 %	0,2 %	0,2 %	0,2 %
Units	%	kN	mm	N/mm2	%
1 - 1	--	--	--	--	--

Name	LYP Force	LYP Disp	LYP Stress	LYP Strain	Max Force
Units	kN	mm	N/mm2	%	kN
1 - 1	--	--	--	--	8,09062

Name	Max_Disp	Max Stress	Max Strain	Break Force	Break_Disp
Units	mm	N/mm2	%	kN	mm
1 - 1	,80000	26,2762	8,00000	5,11562	1,10000

Name	Break Stress	Break Strain	EASL1 Disp	EASL1 Strain	Energy
Parameter			1 kN	1 kN	
Units	N/mm2	%	mm	%	J
1 - 1	16,6142	11,0000	,10837	1,08375	5,07813



EK-26 T1C2 Numunesine ait Kuvvet - Sıkıştırma Eğrisi

T1C-2

1

Shape: Rod

	Diameter	Height
Units	mm	mm
1 - 1	19,8000	10,0000

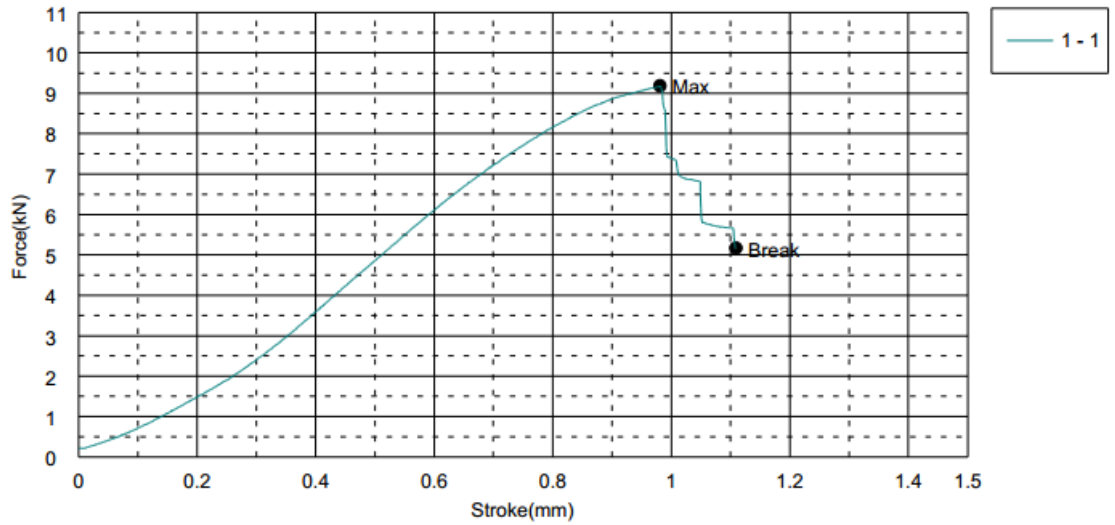
Name	LASE1 Force	LASE1 Stress	YP Force	YP Disp	YP Stress
Parameter	1 mm	1 mm	0,1 %/FS	0,1 %/FS	0,1 %/FS
Units	kN	N/mm2	kN	mm	N/mm2
1 - 1	7,39063	24,0028	--	--	--

Name	YP Strain	YS1 Force	YS1 Disp	YS1 Stress	YS1 Strain
Parameter	0,1 %/FS	0,2 %	0,2 %	0,2 %	0,2 %
Units	%	kN	mm	N/mm2	%
1 - 1	--	--	--	--	--

Name	LYP Force	LYP Disp	LYP Stress	LYP Strain	Max Force
Units	kN	mm	N/mm2	%	kN
1 - 1	--	--	--	--	9,18437

Name	Max_Disp	Max_Stress	Max_Strain	Break_Force	Break_Disp
Units	mm	N/mm2	%	kN	mm
1 - 1	,98100	29,8284	9,81000	5,17188	1,10900

Name	Break_Stress	Break_Strain	EASL1_Disp	EASL1_Strain	Energy
Parameter			1 kN	1 kN	
Units	N/mm2	%	mm	%	J
1 - 1	16,7969	11,0900	,13913	1,39125	5,48020



EK-27 T2C1 Numunesine ait Kuvvet - Sıkıştırma Eğrisi

T2C-1

1

Shape: Rod

	Diameter	Height
Units	mm	mm
1 - 1	19,8000	10,0000

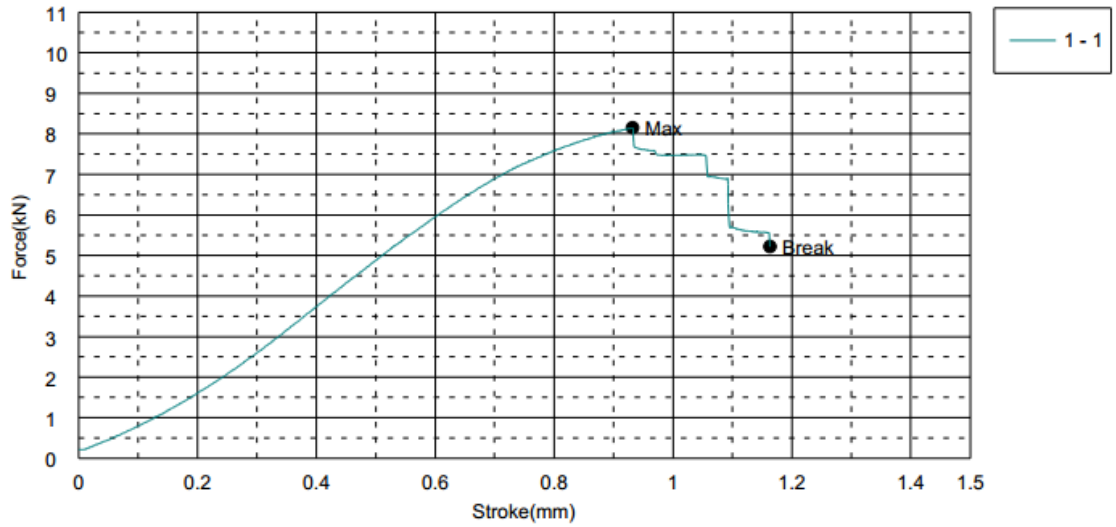
Name	LASE1 Force	LASE1 Stress	YP Force	YP Disp	YP Stress
Parameter	1 mm	1 mm	0,1 %/FS	0,1 %/FS	0,1 %/FS
Units	kN	N/mm2	kN	mm	N/mm2
1 - 1	7,47500	24,2768	--	--	--

Name	YP Strain	YS1 Force	YS1 Disp	YS1 Stress	YS1 Strain
Parameter	0,1 %/FS	0,2 %	0,2 %	0,2 %	0,2 %
Units	%	kN	mm	N/mm2	%
1 - 1	--	--	--	--	--

Name	LYP Force	LYP Disp	LYP Stress	LYP Strain	Max Force
Units	kN	mm	N/mm2	%	kN
1 - 1	--	--	--	--	8,15312

Name	Max Disp	Max Stress	Max Strain	Break Force	Break Disp
Units	mm	N/mm2	%	kN	mm
1 - 1	,93200	26,4791	9,32000	5,22188	1,16300

Name	Break Stress	Break Strain	EASL1 Disp	EASL1 Strain	Energy
Parameter			1 kN	1 kN	
Units	N/mm2	%	mm	%	J
1 - 1	16,9592	11,6300	,12700	1,27000	5,66350



EK-28 T2C2 Numunesine ait Kuvvet - Sıkıştırma Eğrisi

T2C-2

1

Shape: Rod

	Diameter	Height
Units	mm	mm
1 - 1	19,8000	10,0000

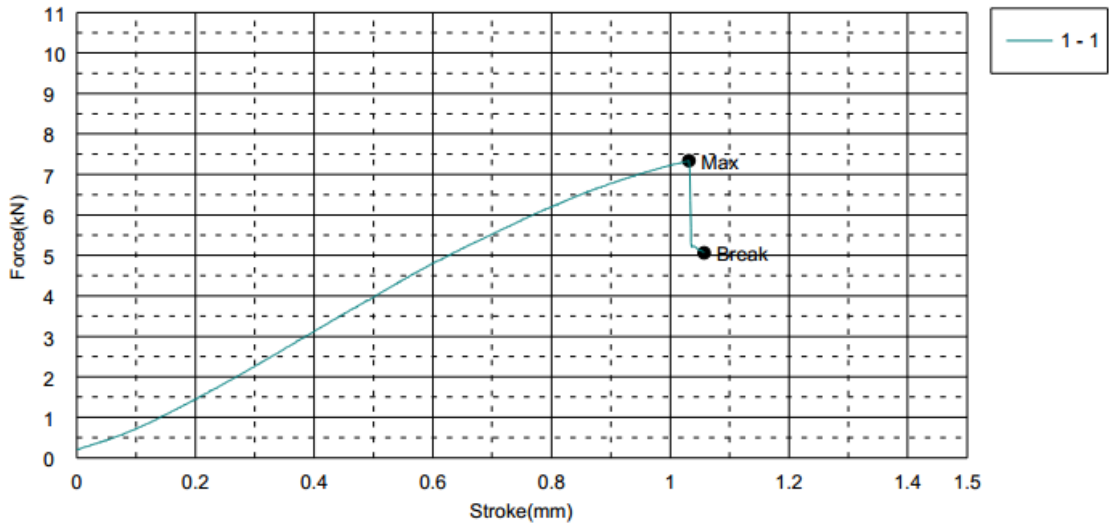
Name	LASE1 Force	LASE1 Stress	YP Force	YP Disp	YP Stress
Parameter	1 mm	1 mm	0,1 %/FS	0,1 %/FS	0,1 %/FS
Units	kN	N/mm2	kN	mm	N/mm2
1 - 1	7,23438	23,4953	--	--	--

Name	YP Strain	YS1 Force	YS1 Disp	YS1 Stress	YS1 Strain
Parameter	0,1 %/FS	0,2 %	0,2 %	0,2 %	0,2 %
Units	%	kN	mm	N/mm2	%
1 - 1	--	--	--	--	--

Name	LYP Force	LYP Disp	LYP Stress	LYP Strain	Max Force
Units	kN	mm	N/mm2	%	kN
1 - 1	--	--	--	--	7,34062

Name	Max Disp	Max Stress	Max Strain	Break Force	Break Disp
Units	mm	N/mm2	%	kN	mm
1 - 1	1,03150	23,8404	10,3150	5,05937	1,05700

Name	Break Stress	Break Strain	EASL1 Disp	EASL1 Strain	Energy
Parameter			1 kN	1 kN	
Units	N/mm2	%	mm	%	J
1 - 1	16,4315	10,5700	,14050	1,40500	4,22540



EK-29 T3C1 Numunesine ait Kuvvet - Sıkıştırma Eğrisi

T3C-1

1

Shape: Rod

	Diameter	Height
Units	mm	mm
1 - 1	19,8000	10,0000

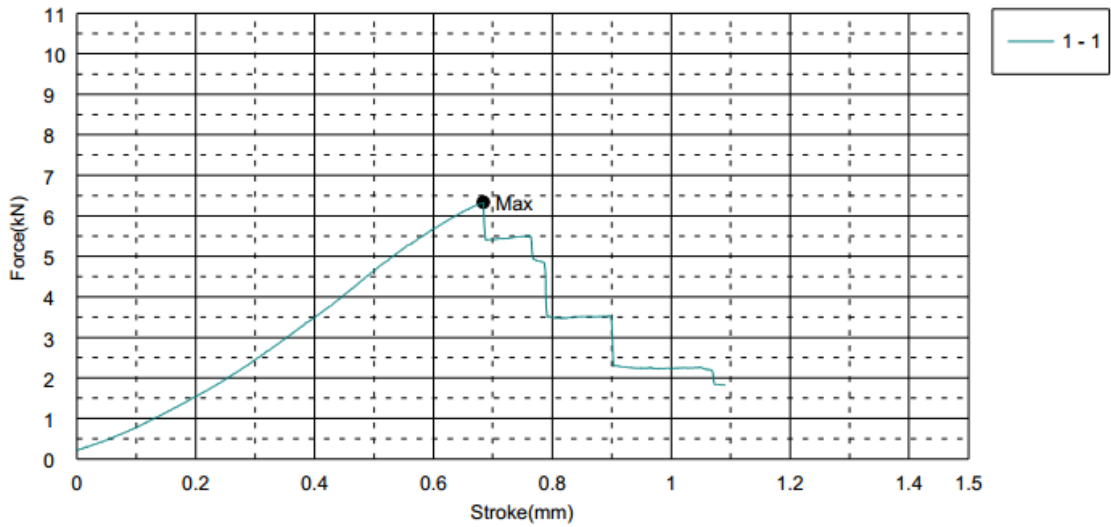
Name	LASE1 Force	LASE1 Stress	YP Force	YP Disp	YP Stress
Parameter	1 mm	1 mm	0,1 %/FS	0,1 %/FS	0,1 %/FS
Units	kN	N/mm2	kN	mm	N/mm2
1 - 1	2,23125	7,24650	--	--	--

Name	YP Strain	YS1 Force	YS1 Disp	YS1 Stress	YS1 Strain
Parameter	0,1 %/FS	0,2 %	0,2 %	0,2 %	0,2 %
Units	%	kN	mm	N/mm2	%
1 - 1	--	--	--	--	--

Name	LYP Force	LYP Disp	LYP Stress	LYP Strain	Max Force
Units	kN	mm	N/mm2	%	kN
1 - 1	--	--	--	--	6,33750

Name	Max Disp	Max Stress	Max Strain	Break Force	Break Disp
Units	mm	N/mm2	%	kN	mm
1 - 1	,68400	20,5825	6,84000	--	--

Name	Break Stress	Break Strain	EASL1 Disp	EASL1 Strain	Energy
Parameter			1 kN	1 kN	
Units	N/mm2	%	mm	%	J
1 - 1	--	--	,13000	1,30000	3,46358



EK-30 T3C2 Numunesine ait Kuvvet - Sıkıştırma Eğrisi

T3C-2

1

Shape: Rod

	Diameter	Height
Units	mm	mm
1 - 1	19,8000	10,0000

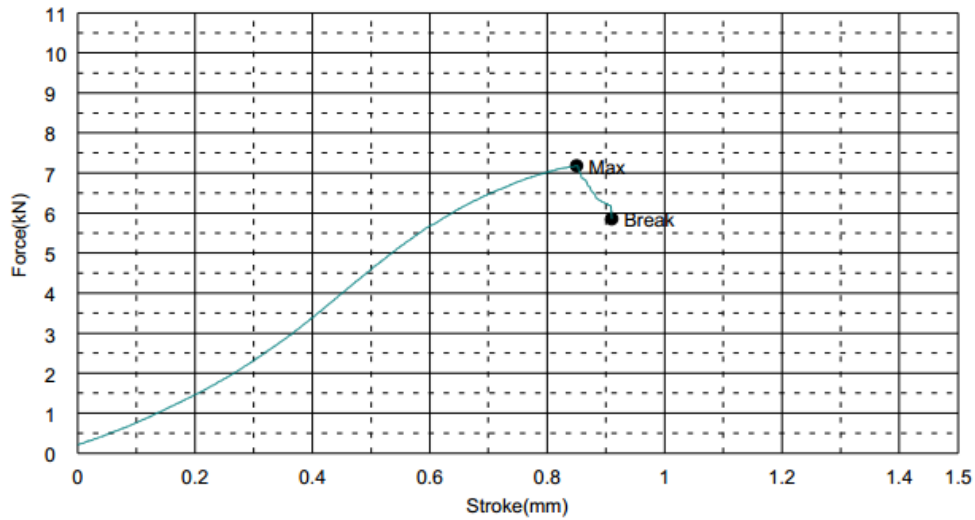
Name	LASE1 Force	LASE1 Stress	YP Force	YP Disp	YP Stress
Parameter	1 mm	1 mm	0,1 %/FS	0,1 %/FS	0,1 %/FS
Units	kN	N/mm2	kN	mm	N/mm2
1 - 1	--	--	--	--	--

Name	YP Strain	YS1 Force	YS1 Disp	YS1 Stress	YS1 Strain
Parameter	0,1 %/FS	0,2 %	0,2 %	0,2 %	0,2 %
Units	%	kN	mm	N/mm2	%
1 - 1	--	--	--	--	--

Name	LYP Force	LYP Disp	LYP Stress	LYP Strain	Max Force
Units	kN	mm	N/mm2	%	kN
1 - 1	--	--	--	--	7,18125

Name	Max_Disp	Max_Stress	Max_Strain	Break Force	Break_Disp
Units	mm	N/mm2	%	kN	mm
1 - 1	,85000	23,3228	8,50000	5,85313	,91000

Name	Break Stress	Break Strain	EASL1 Disp	EASL1 Strain	Energy
Parameter			1 kN	1 kN	
Units	N/mm2	%	mm	%	J
1 - 1	19,0094	9,10000	,13530	1,35300	3,57906



EK-31 T4C1 Numunesine ait Kuvvet - Sıkıştırma Eğrisi

T4C-1

1

Shape: Rod

	Diameter	Height
Units	mm	mm
1 - 1	19,8000	10,0000

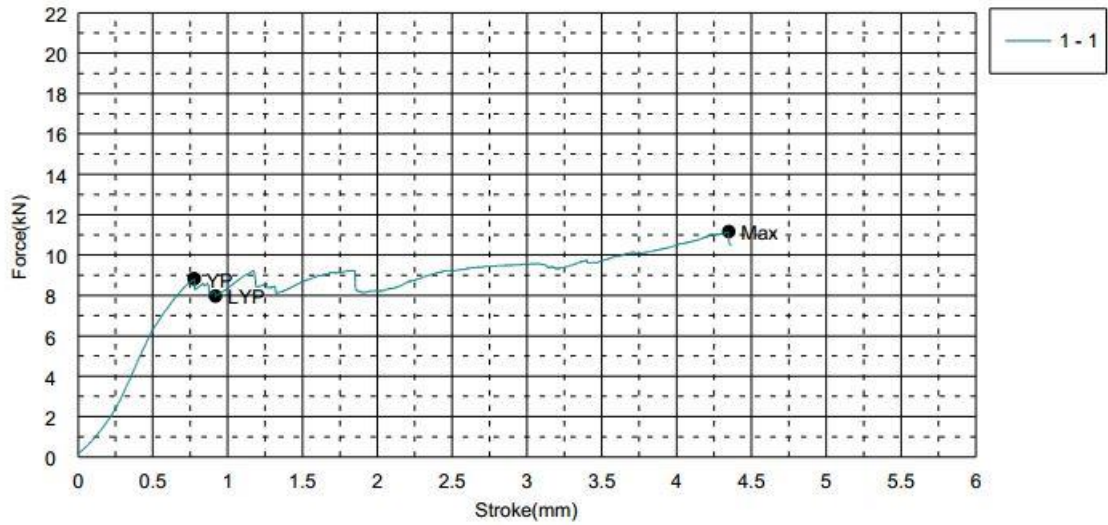
Name	LASE1 Force	LASE1 Stress	YP_Force	YP_Displacement	YP_Stress
Parameter	1 mm	1 mm	0,1 %/FS	0,1 %/FS	0,1 %/FS
Units	kN	N/mm2	kN	mm	N/mm2
1 - 1	8,36563	27,1693	8,82813	,77600	28,6714

Name	YP Strain	YS1 Force	YS1 Displacement	YS1 Stress	YS1 Strain
Parameter	0,1 %/FS	0,2 %	0,2 %	0,2 %	0,2 %
Units	%	kN	mm	N/mm2	%
1 - 1	7,76000	--	--	--	--

Name	LYP_Force	LYP_Displacement	LYP_Stress	LYP Strain	Max Force
Units	kN	mm	N/mm2	%	kN
1 - 1	7,96562	,91800	25,8702	9,18000	11,1656

Name	Max_Displacement	Max_Stress	Max Strain	Break_Force	Break_Displacement
Units	mm	N/mm2	%	kN	mm
1 - 1	4,34800	36,2629	43,4800	--	--

Name	Break_Stress	Break Strain	EASL1 Displacement	EASL1 Strain	Energy
Parameter			1 kN	1 kN	
Units	N/mm2	%	mm	%	J
1 - 1	--	--	,11500	1,15000	36,9607



EK-32 T4C2 Numunesine ait Kuvvet - Sıkıştırma Eğrisi

T4C-2

1

Shape: Rod

	Diameter	Height
Units	mm	mm
1 - 1	19,8000	10,0000

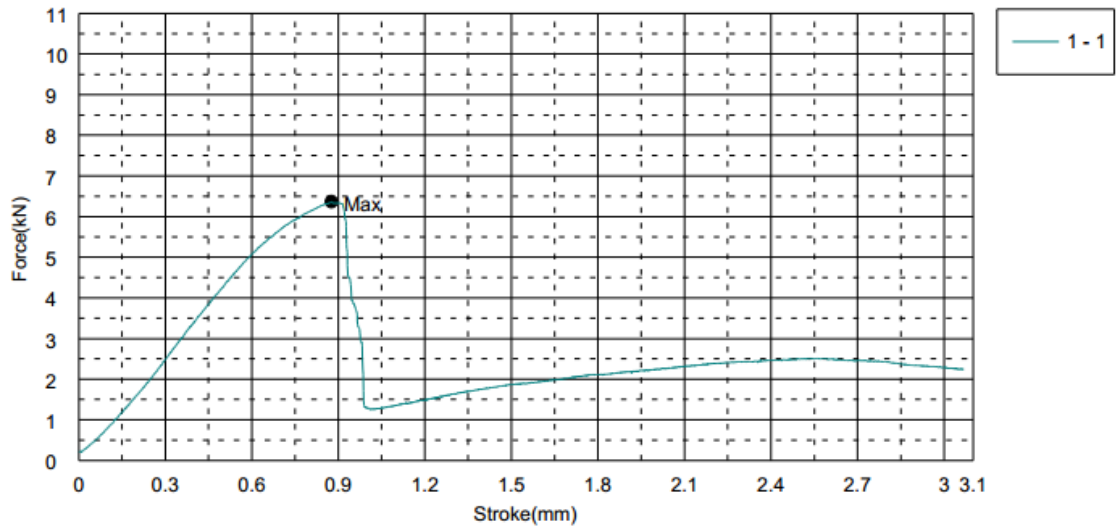
Name	LASE1_Force	LASE1_Stress	YP_Force	YP_Displacement	YP_Stress
Parameter	1 mm	1 mm	0,1 %/FS	0,1 %/FS	0,1 %/FS
Units	kN	N/mm2	kN	mm	N/mm2
1 - 1	1,29375	4,20175	--	--	--

Name	YP_Strain	YS1_Force	YS1_Displacement	YS1_Stress	YS1_Strain
Parameter	0,1 %/FS	0,2 %	0,2 %	0,2 %	0,2 %
Units	%	kN	mm	N/mm2	%
1 - 1	--	--	--	--	--

Name	LYP_Force	LYP_Displacement	LYP_Stress	LYP_Strain	Max_Force
Units	kN	mm	N/mm2	%	kN
1 - 1	--	--	--	--	6,37187

Name	Max_Displacement	Max_Stress	Max_Strain	Break_Force	Break_Displacement
Units	mm	N/mm2	%	kN	mm
1 - 1	,87600	20,6941	8,76000	--	--

Name	Break_Stress	Break_Strain	EASL1_Displacement	EASL1_Strain	Energy
Parameter			1 kN	1 kN	
Units	N/mm2	%	mm	%	J
1 - 1	--	--	,12525	1,25250	8,06872



ÖZGEÇMİŞ

KİŞİSEL BİLGİLER

Adı Soyadı : Muhammed Enes Dokuz
Uyruğu : T.C.
Doğum Yeri ve Tarihi : Çanakkale 18/11/1995
Telefon : 05511597235
Faks : -
e-mail : ensdokuz@gmail.com

EĞİTİM

Derece	Adı, İlçe, İl	Bitirme Yılı
Lise	: İbrahim Bodur Anadolu Lisesi, Merkez, Çanakkale	2014
Üniversite	: Konya Ticaret Odası Karatay Üniversitesi, Karatay, Konya	2018
Yüksek Lisans	: Necmettin Erbakan Üniversitesi, Meram, Konya	Devam ediyor

İŞ DENEYİMLERİ

Yıl	Kurum	Görevi
2018-2019	Aydınlar Otomotiv Yedek Parça İmalat	Ürün Geliştirme ve Tasarım Mühendisi
2019-...	Manisa Celal Bayar Üniversitesi Hasan Ferdi Turgutlu Teknoloji Fakültesi	Araştırma Görevlisi

UZMANLIK ALANI

Ürün Tasarımı, Mekanik Test ve Analizler, 3B Yazıcılar

YABANCI DİLLER

İngilizce

BELİRTMEK İSTEĞİNİZ DİĞER ÖZELLİKLER

YAYINLAR

-