T.C.

YILDIZ TEKNİK ÜNİVERSİTESİ

FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

EKLEMELİ İMALAT İLE ELDE EDİLEN İMPLANT YÜZEYLERİNDE BİYOAKTİF KAPLAMALARIN GERÇEKLEŞTİRİLMESİ

DORUK GÜRKAN

DOKTORA TEZİ

Makine Mühendisliği Anabilim Dalı

İmal Usulleri Programı

Danışman

Doç. Dr. Binnur Sağbaş

Ağustos, 2023

Danışmanım Doç. Dr. Binnur Sağbaş sorumluluğunda tarafımca hazırlanan **Eklemeli İmalat ile Elde Edilen İmplant Yüzeylerinde Biyoaktif Kaplamaların Gerçekleştirilmesi** başlıklı çalışmada veri toplama ve veri kullanımında gerekli yasal izinleri aldığımı, diğer kaynaklardan aldığım bilgileri ana metin ve referanslarda eksiksiz gösterdiğimi, araştırma verilerine ve sonuçlarına ilişkin çarpıtma ve/veya sahtecilik yapmadığımı, çalışmam süresince bilimsel araştırma ve etik ilkelerine uygun davrandığımı beyan ederim. Beyanımın aksinin ispatı halinde her türlü yasal sonucu kabul ederim.

Doruk Gürkan

Bu çalışma, Yıldız Teknik Üniversitesi Bilimsel Araştırma Proje Koordinatörlüğü'nün 4135 numaralı projesi ve 123M104 numaralı Tübitak 1002-B projesi ile desteklenmiştir.

Aileme

ve

dostlarıma

TEŞEKKÜR

Doktora tez çalışmamın başlamasından bitimine kadar her konuda bana yardımcı olan, karar mekanizmasında en önemli rolü üstelenen, aldığım bütün kararlarda desteğini esirgemeyen, her zaman bana yol gösteren değerli tez danışmanım Sayın Doç. Dr. Binnur SAĞBAŞ'a,

Çalışmamın başından sonuna kadar süreci izleyen ve her ihtiyacım olduğunda yanımda olup yardımlarını esirgemeyen, gerektiğinde imkanlarını bana sunan ve tecrübeleriyle bana ışık tutan değerli tez izleme komitesi üyeleri ve hocalarım Sayın Prof. Dr. Ayşegül AKDOĞAN EKER ve Sayın Prof. Dr. Deniz UZUNSOY'a,

Tez çalışmamın başından sonuna kadar başarılı olabilmem için desteklerini esirgemeyen değerli hocam Sayın Prof. Dr. Cem Bülent ÜSTÜDAĞ'a ve Sayın Doç. Dr. Kadir Kıran'a,

Çalışmalarım boyunca ihtiyaç duyduğum malzeme ve ekipmanın kullanımı aşamalarında imkanlarını asla esirgemeyen değerli hocalarım Sayın Prof. Dr. Elif DAMLA ARISAN ve Sayın Prof. Dr. Yusuf KAYNAK'a,

Deneysel çalışmalarım ve tez yazımı sırasında yardımlarını esirgemeyen, beni hiç kırmayan değerli hocalarım Sayın Arş. Grv. Burak KÜÇÜKELYAS, Sayın Arş. Grv. Başak DALBAYRAK'a,

Çalışmalarım sırasında bilgisini ve desteğini benden esirgemeyen makine mühendisi Emir Halit SÜMER, YTÜ Merkezi Araştırma Laboratuvarı çalışanları ve Bursa Teknik Üniversitesi Metalurji ve Malzeme Mühendisliği Bölümüne,

Her şeyden önemlisi beni bu yaşıma kadar büyüten, koşulsuz maddi ve manevi destekleri hayatımın her alanında bana güç veren annem ve babam Fatma – Güngör Gürkan'a, desteklerini hiç bir zaman esirgemeyen ablam Özlem SEVGİ ve kardeşim Onur GÜRKAN'a,

Bana akademik çalışmalarım için destek veren herkese sonsuz teşekkürü bir borç bilir, saygılarımı sunarım.

Doruk GÜRKAN

İÇİNDEKİLER

TEŞEKKÜR **v**
SİMGE LİSTESİ **viii**
KISALTMA LİSTESİ **xi**
ŞEKİL LİSTESİ **xiii**
TABLO LİSTESİ **xviii**
ÖZET **xx**
ABSTRACT **xxiii**
1 GİRİŞ **1**
1.1 Literatür Özeti ... 1
1.2 Tezin Amacı ... 21
1.3 Hipotez ... 22
2 MATERYAL VE YÖNTEM **23**
2.1 SWOT Analizi ... 23
2.2 Numune Tasarımı ve İmalatı ... 26
2.3 EPD İşlemi ... 33
2.4 Korozyon Testleri ... 37
2.5 Biyouyumluluk Testleri ... 40
2.6 SEM ve Mikroskop İncelemeleri ... 41
2.7 Yoğunluk İncelemeleri ... 42
3 HAZIRLIKLAR **44**
3.1 Parça İmalatı Denemeleri ... 44
3.2 Elektroforez Kaplama (EPD) Ön Denemeleri ... 47
3.3 Kafes Yapı Temizlik Prosedürü ... 51
4 SONUÇ VE ÖNERİLER **60**
4.1 Topografik İncelemeler ... 60
4.2 Yoğunluk Ölçümleri ... 68
4.3 Basma Testleri ... 69
4.4 Çekme Testleri ... 83
4.5 Kaplama Biriktirilmesi ve Biyouyumluluk Testleri ... 87
4.6 Korozyon Testleri ... 113
4.7 Bulgular, Tartışma ve Öneriler ... 123
KAYNAKÇA **128**

A BASMA TESTLERİ **152**
B KOROZYON TESTLERİ **155**
C BİYOUYUMLULUK TESTLERİ **173**
TEZDEN ÜRETİLMİŞ YAYINLAR **176**

SİMGE LİSTESİ

<	‘den küçüktür
≥	‘den büyük veya eşittir
I	Akım
I_{corr}	Akım yoğunluğu, Korozyon hızı
α	Alfa
Au	Altın
Al	Alüminyum
Ar	Argon
+	Artı
N	Azot
Cu	Bakır
r/r_s	Bağıl yoğunluk
β	Beta
f	Birim köşegen uzunluğu
R_1	Çözelti direnci
$_{dağ}$	Dağlama indisi
Fe	Demir
^{o}	Derece
e	Dış gözenek kenarlarının dikey mesafesi
Y	Diğer elementler
R	Direnç, Empedans
Z	Direnç, Empedans
n	Düğüm sayısı, EIS indisi, Nominal boyut
-	Eksi
E	Enerji yoğunluğu, Potansiyel
=	Eşittir
θ	Faz kayması
F	Flor
P	Fosfor, Lazer Gücü
Z’	Gerçek direnç, $Z_{gerçek}$
Ag	Gümüş
H	Hidrojen

Yb	İterbiyum
v	Kafes gözenek genişliği, Tarama hızı
u	Kafes gözenek uzunluğu
r	Kafes yoğunluğu
Ca	Kalsiyum
C	Karbon, Selsiyus
CPE_1	Kapasitans 1, P_1, Sabit Faz 1
CPE_2	Kapasitans 2, Kaplama kapasitansı, P_2, Sabit Faz 2
R_3	Kaplama direnci
^{2}	Kare
t	Katman kalınlığı, Kafes gözenek boyutu
r_s	Katı malzeme yoğunluğu
d	Kiriş çapı
s	Kiriş sayısı
Cl	Klor
Co	Kobalt
i_{corr}	Korozyon akımı
E_{corr}	Korozyon potansiyeli
Cr	Krom
^{3}	Küp
Mg	Magnezyum
σ_{max}	Maksimum basma gerilmesi
M	Maxwell sayısı, Molar
Mo	Molibden
nm	Nanometre
Ni	Nikel
g	Nominal iç kafes gözenek çapı
O	Oksijen
m	Ölçülen sonuçların ortalama değeri
*	p değeri, İstatiksel analiz sonucu
Pd	Paladyum
()	Parantez
R_p	Polarizasyon empedansı
K	Potasyum
Z”	Sanal direnç, Z_{sanal}

Na	Sodyum
/	Taksim, Bölü
h	Tarama aralığı
Ti	Titanyum
|Z|	Toplam direnç
V	Vanadyum
~	Yaklaşık
R_2	Yük transfer direnci
%	Yüzde

KISALTMA LİSTESİ

µm	Mikrometre
3B	Üç Boyutlu
ASTM	Amerikan Test ve Malzeme Kurumu
BSD	Geri saçılan elektron dedektörü
CT	Bilgisayarlı Tomografi
dk	dakika
DLS	Dinamik ışık saçılımı
DMEM	Dulbecco'nun Değiştirilmiş Eagle Sıvısı
DMSO	Dimetil sülfoksit
EDS	Enerji Dağılımı Spektroskopisi
EDTA	Etilendiamintetraasetik asit
EIS	Elektrokimyasal Empedans Spektroskopisi
Eİ	Eklemeli İmalat
EPD	Elektroforez Biriktirme
gr	gram
GPa	Giga Paskal
HA/CS	Hidroksiapatit / Kitosan
Hz	Frekans
ISO	Uluslararası Standardizasyon Örgütü
J	Joule
Kn	Kilo Newton
lt	litre
Ma	miliamper
mbar	milibar
ml	mililitre
mm	milimetre
MPa	Mega Paskal
MRI	Manyetik Rezonans Görüntüleme
MTT	Hücre Canlılığı Testi
N	Newton
Ns	Anlamlı değil

OCP	Açık Devre Potansiyeli
Pa	Paskal
Ph	Hidrojen potansiyeli
rpm	Dakika Başına Dönüş
SEM	Taramalı Elektron Mikroskobu
LTYF	Lazer Toz Yatak Füzyonu
sn	saniye
SWOT	Güçlü Yönler, Zayıf Yönler, Fırsatlar ve Tehditler
Ti64	Ti6Al4V
TPMS	Üçlü Periyodik Minimal Yüzeyler
Tübitak	Türkiye Bilimsel ve Teknolojik Araştırma Kurumu
UV	Ultraviyole
V	Voltaj
vb.	Ve benzeri
vd.	Ve diğerleri
W	Watt

ŞEKİL LİSTESİ

Şekil 1.1 Eklemeli imalat süreci **2**

Şekil 1.2 Fotopilomerizasyon yönteminin çalışma prensibi (Sürmen, 2019)..... **2**

Şekil 1.3 Malzeme ekstrüzyonu. a) çalışma prensibi, b) uygulama (Leary, 2019) **4**

Şekil 1.4 Malzeme püskürtme çalışma prensibi (Çelik vd., 2019)..... **5**

Şekil 1.5 Yapıştırıcılı eklemeli imalat çalışma prensibi (Yalçın ve Ergene, 2017)..... **6**

Şekil 1.6 Toz yataklı ergitme çalışma prensibi (Anderl, 2017)..... **7**

Şekil 1.7 Doğrudan enerji depolama çalışma prensibi (Özsolak, 2019) **8**

Şekil 1.8 Levha laminasyon metodu çalışma prensibi (Ambrosi ve Pumera, 2016)..... **9**

Şekil 1.9 LTYF sisteminin şematik gösterimi **10**

Şekil 1.10 Kalça ve diz implantları (sol ve orta) (Chouirfa, 2019) ile kafes yapılı kemik implantı (sağ) (Kladovasilakis vd., 2020) **11**

Şekil 1.11 Kafes birim hücresi şekilsel gösterimi **13**

Şekil 1.12 Sıklıkla kullanılan kiriş tabanlı kafes yapılar- a) hacim merkezli kübik, b) z kirişli hacim merkezli kübik, c) yüzey merkezli kübik, d) z kirişli yüzey merkezli kübik, e) kübik, f) sekiz yüzlü, g) elmas (Maconachie vd., 2019) **14**

Şekil 1.13 Metal kafes yapılar için tipik basma gerilme – gerinim eğrisi **18**

Şekil 2.1 EOS M280 LTYF (EOS GmbH, Almanya) **26**

Şekil 2.2 Soldan sağa sırasıyla dodekahedron, oktahedroid ve yıldız birim kafes hücreleri..... **27**

Şekil 2.3 ASTM-E8/E8M-16a standardına uygun çekme numunesi revize edilmiş ölçülerinin şematik gösterimi..... **28**

Şekil 2.4 Resimde görülen açıklıkların (B, C, D) A ile gösterilen yapıya kavuşturulması sağda gösterilmiştir (oktahedroid)..... **29**

Şekil 2.5 Yıldız kafes yapısında alt veya yan kısımlardan parçaya teması olmayan kısımlar (I ve II) ve alt noktasından temassız kısımlar (III) **29**

Şekil 2.6 Dodekahedron kafes yapının merdiven basamaklı son hali **29**

Şekil 2.7 Merdiven tipi çekme testi numunesi tasarımları **30**

Şekil 2.8 Ortası kafes yapılı tasarımlar..... **30**

Şekil 2.9 Tek plakalı olarak tasarlanan basma testi numuneleri..... **32**

Şekil 2.10 Çift plakalı olarak tasarlanan basma testi numuneleri..... **32**

Şekil 2.11 Kaplama ve korozyon testlerinde kullanılan test parçası tasarımları **32**

Şekil 2.12 Kurulan EPD sistemi **33**

Şekil 2.13 Kullanılan distile su, kalsiyum nitrat tetrahidrat ve diamonyum hidrojen

fosfat **34**
Şekil 2.14 Beherlerde karıştırılan ve Ph dengelemesi yapılan çözeltiler **34**
Şekil 2.15 Çözelti 24 saat karıştırılmaya bırakılmıştır **35**
Şekil 2.16 Santrüfüj işlemi ve kullanılan laboratuvar cihazı **35**
Şekil 2.17 Santrifüjleme sonrası tüpün üstünde kalan süpernatant **36**
Şekil 2.18 Saat camı üzerinde toplanan hidroksiapatit tozu **36**
Şekil 2.19 HA tozunun kurutulması (a) ve sentezlenen tozun TEM görüntüsü (b) **37**
Şekil 2.20 Hazırlanan Kokubo SBF **38**
Şekil 2.21 Kaplamalı kafes yapıları için kurulan devre ve örnek devre kurulum hata oranları **39**
Şekil 2.22 Kontrol (kaplamasız) kafes yapıları için kurulan devre ve örnek devre kurulum hata oranları **40**
Şekil 2.23 3B Keyence VHX-6000 optik mikroskop (Keyence, Japonya) **42**
Şekil 2.24 Ağırlık ve yoğunluk ölçümleri **43**
Şekil 3.1 Deneme üretimi **44**
Şekil 3.2 İmalatı gerçekleştirilen ilk parçalar (basma testi numuneleri-solda, kaplama ve korozyon testi numuneleri-sağda) **44**
Şekil 3.3 İmalatı başarısız gerçekleştirilen çekme testi parçaları **45**
Şekil 3.4 Kabuk destek yapısı ve karşılaşılan topolojik etki **45**
Şekil 3.5 Kabuk destek yapısı tasarımı **46**
Şekil 3.6 Çekme numunelerinin destek yapısı (Kafes-bulk yapı birleşimi (sol üst), destek yapı-numune geçişi (orta üst), geniş destek yapı ayrım çizgileri (sağ üst) ve sıkı destek yapı ayrım çizgileri (alt)) **46**
Şekil 3.7 Yazıcıya gönderilen örnek tasarımlar **47**
Şekil 3.8 Temizleme Süreci **48**
Şekil 3.9 Kaplanacak numune **49**
Şekil 3.10 1. ve 2. Deney parametre setine göre biriktirilen hidroksiapatit/kitosan kaplama **49**
Şekil 3.11 3. ve 4. Deney parametre setine göre biriktirilen hidroksiapatit/kitosan kaplama **49**
Şekil 3.12 5. ve 6. Deney parametre setine göre biriktirilen hidroksiapatit/kitosan kaplama **50**
Şekil 3.13 7. ve 8. Deney parametre setine göre biriktirilen hidroksiapatit/kitosan kaplama **50**
Şekil 3.14 %2 HF – % 20 HNO3 – saf su çözeltisinde dağlama **53**
Şekil 3.15 Dağlama sonucu kafes yapının zamana bağlı değişimi (5x büyütme) **53**
Şekil 3.16 Dağlama sonucu kafes yapının zamana bağlı değişimi (10x büyütme) **54**

Şekil 3.17 %5 HF – saf su çözeltisinde dağlama **55**
Şekil 3.18 10 M NaOH çözeltisine bırakılan kafes yapısı **55**
Şekil 3.19 10 M NaOH sulu çözeltisine daldırılmadan önce (sol) ve sonra (sağ) parçanın mikroskop görüntüsü (5x büyütme) **55**
Şekil 3.20 Kafes yapıların temizlik prosedürü öncesi optik mikroskop görüntüleri (2x büyütme solda, 5x büyütme sağda) **56**
Şekil 3.21 Kafes yapıların temizlik prosedürü sonrası optik mikroskop görüntüleri (2x büyütme solda, 5x büyütme sağda) **57**
Şekil 3.22 Oktahedroid kafes yapısının dağlama sonrası görünümü. Şekilde d ve t değerleri görülmektedir, 5x büyütme **58**
Şekil 3.23 Yıldız kafes yapısının dağlama sonrası görünümü. Şekilde e ve v değerleri görülmektedir, 5x büyütme **59**
Şekil 3.24 Dodekahedron kafes yapısının dağlama sonrası görünümü. Şekilde d ve g değerleri görülmektedir, 5x büyütme **59**
Şekil 4.1 Kafes numunelerinden elde edilen ölçümlerin alım yöntemi **60**
Şekil 4.2 Oktahedroid kafes yapı için alınan ölçümler. (a) üst yüzey, (b) yan yüzey **61**
Şekil 4.3 Yıldız kafes yapı için alınan ölçümler. (a) üst yüzey, (b) yan yüzey **61**
Şekil 4.4 Dodekahedron kafes yapı için alınan ölçümler. (a) üst yüzey, (b) yan yüzey **62**
Şekil 4.5 Ergimemiş toz parçacıkları (a) oktahedroid, (b) yıldız ve (c) dodekahedron kafes yapıları **63**
Şekil 4.6 Ortalama gözenek boyutu ölçümü (oktahedroid-sol, yıldız-orta, dodekahedron-sağ **64**
Şekil 4.7 Kafes yapıların yüzey topografi görüntüleri **64**
Şekil 4.8 Kafes yapılarında görülen kusurlar **66**
Şekil 4.9 Kaplama ve korozyon testi numuneleri **68**
Şekil 4.10 Arşimed yoğunluk kiti ile ölçümler. Sağda havada tartım, solda sıvıda tartım görülmektedir **68**
Şekil 4.11 Basma testlerinin yapıldığı cihaz **70**
Şekil 4.12 Tek plakalı kafes yapıları (sol-oktahedroid, orta –yıldız sağ-dodekahedron) **70**
Şekil 4.13 Kuvvet – şekil değiştirme eğrisi **71**
Şekil 4.14 Basma gerilmesi – gerinim eğrisi **71**
Şekil 4.15 Basma testleri sonunda numunelerin son hali. Oktahedroid (a), yıldız (b), dodekahedron (c) **72**
Şekil 4.16 Çift plakalı basma testi numunelerinin basma gerilmesi-gerinim eğrileri **74**
Şekil 4.17 Grup–2 kafes yapılar. Oktahedroid (sol), yıldız (orta) ve dodekahedron (sağ) **75**
Şekil 4.18 Grup–3 kafes yapılar **76**
Şekil 4.19 Grup–4 basma testi **78**
Şekil 4.20 Grup–4 basma testi gerilme-gerinim grafiği **79**

Şekil 4.21 Yıldız (a), dodekahedron (b) ve oktahedroidin (c) basma testi kırılma morfolojisi SEM görüntüleri **82**

Şekil 4.22 Çekme testlerinin yapıldığı cihaz **83**

Şekil 4.23 Ortası kafes yapı olan tasarıma sahip çekme testi numunelerinin gerilme gerinim eğrileri **83**

Şekil 4.24 Çekme testi sonunda parçaların kopma noktaları, oktahedroid (sol), yıldız (orta) ve dodekahedron (sağ) **84**

Şekil 4.25 Tamamen kafes yapılı tasarıma sahip parçaların çekme testi sonuçları **85**

Şekil 4.26 Soldan sağa; yıldız 2, oktahedroid, dodekahedron 2, yıldız 1 ve dodekahedron 1 ..... **86**

Şekil 4.27 Oktahedroid (a), dodekahedron (b) ve yıldızın (c) çekme testi kırılma morfolojisi SEM görüntüleri **87**

Şekil 4.28 Kullanılan EPD sistemi **88**

Şekil 4.29 Kaplama için oluşturulan düzenek **89**

Şekil 4.30 Kafes yapı üzerinde oluşan oksidasyon **90**

Şekil 4.31 Kafes yapılar üzerinde biriken kaplama **90**

Şekil 4.32 Oktahedroid kafes üzerinde biriken kaplama. Sol ve orta 5x büyütme, sağ 2x büyütme **90**

Şekil 4.33 Yıldız kafes üzerinde biriken kaplama. Sol ve orta 5x büyütme, sağ 2x ------- büyütme **91**

Şekil 4.34 Dodekahedron kafes üzerinde biriken kaplama. Sol ve orta 5x büyütme, sağ - 2x büyütme **91**

Şekil 4.35 Kaplama testi numunelerinin EPD işlemi sonrası görüntüleri (oktahedroid --- altta, yıldız ortada, dodekahedron üstte) **92**

Şekil 4.36 Kafessiz yapı için temizlik ve EPD işlemleri **93**

Şekil 4.37 SEM incelemeleri için seçilen numuneler (1-dodekahedron, 2-oktahedroid, 3-yıldız, 4- konvansiyonel-kafessiz) **94**

Şekil 4.38 Numunelerin Au / Pd kaplaması için kullanılan püskürtme kaplayıcı ve SEM **94**

Şekil 4.39 Dodekahedron kafes yapısının çeşitli büyütmelerde kaplama SEM görüntüsü **94**

Şekil 4.40 Oktahedroid kafes yapısının çeşitli büyütmelerde kaplama SEM görüntüsü **95**

Şekil 4.41 Yıldız kafes yapısının çeşitli büyütmelerde kaplama SEM görüntüsü **96**

Şekil 4.42 Konvansiyonel – kafessiz yapının çeşitli büyütmelerde kaplama SEM görüntüsü **96**

Şekil 4.43 Oktahedroid kafes yapısının düğüm noktaları **97**

Şekil 4.44 Yıldız kafes yapısının topolojik görüntüsü **97**

Şekil 4.45 SEM – BSD görüntüleri **98**

Şekil 4.46 Kafes yapıların kaplamalı ve kaplamasız SEM-EDS görüntüleri **98**

Şekil 4.47 Testlerde kullanılan laboratuvar cihazları **101**

Şekil 4.48 Yapılan ilk testler ve deney parçalarının yerleşimi (1-dodekahedron, 2- oktahedroid, 3- yıldız) **101**

Şekil 4.49 Sağlıklı hücre morfolojileri **101**

Şekil 4.50 Parçalar üzerinden alınan görüntüler **102**

Şekil 4.51 İkinci testler ve deney parçalarının yerleşimi (1-dodekahedron, 2- yıldız, 3 oktahedroid, 4- dodekahedron kontrol, 5- yıldız kontrol, 6- oktahedroid kontrol) **103**

Şekil 4.52 İkinci testler sonrası elde edilen malzeme üzerindeki görüntüler (on material – kaplamanın üzerinden alınan hücre resimleri) **103**

Şekil 4.53 Üçüncü testler ve deney parçalarının yerleşimi (1-dodekahedron, 2- yıldız, 3- oktahedroid, kontrol grubu kaplanmamış yüzeylerden alınmıştır **104**

Şekil 4.54 Üçüncü testler sonrası elde edilen malzeme üzerindeki görüntüler (control petri kabına ekilen hücrelerin referans görüntüsü (hücre serumu görüntüsü), üst resimler kontrol ve alt resimler kaplamalı yüzeylerden alınmıştır) **104**

Şekil 4.55 Dördüncü test ve deney parçalarının yerleşimi (1-dodekahedron, 2- oktahedroid, 3- yıldız, kontrol grubu kaplanmamış yüzeylerden alınmıştır) **105**

Şekil 4.56 Dördüncü test sonrası elde edilen malzeme üzerindeki görüntüler (sol- parçanın hiçbir bölgesine temas etmeyen ancak petri kabında parça etrafında bulunan hücreler, control- petri kabına ekilen hücrelerin referans görüntüsü (hücre serumu görüntüsü), sağ üst- kaplamalı yüzeyler, sağ alt- kaplamasız yüzeyler) **105**

Şekil 4.57 NaOH batırma işlemi ve sonuçları (fotoğraf parça ıslakken çekilmiştir) **106**

Şekil 4.58 11 numaralı solüsyon için ön biyouyumluluk test sonuçları (on material- kaplama üzerindeki hücreler, noncoated site- kaplamasız bölgedeki hücreler, side – parçanın hiçbir bölgesine temas etmeyen ancak petri kabında parça etrafında bulunan hücreler) **109**

Şekil 4.59 Yeni kaplama reçetesine göre SEM incelemeleri **109**

Şekil 4.60 Tüm kafes numunelerinde canlı/ölü hücreler boyanmıştır. Canlı hücreler yeşil ve ölü hücreler kırmızı renktedir **112**

Şekil 4.61 Tüm kafes numunelerinde canlı/ölü hücreler boyanmıştır. Canlı hücreler yeşil (DIOC6) ve ölü hücreler (PI) kırmızı renktedir **113**

Şekil 4.62 Test sonuçlarına göre elde edilen OCP-Zaman grafikleri **115**

Şekil 4.63 Tafel grafikleri **115**

Şekil 4.64 Tafel grafiklerinde görülen dalgalanmalar **117**

Şekil 4.65 Nyquist eğrileri **118**

Şekil 4.66 Bode eğrileri **118**

Şekil 4.67 SBF renk değişimi (sol test öncesi, ortada kaplamalı parçanın testi sonrası, sağda kaplamasız parçanın testi sonrası). **120**

Şekil 4.68 Korozyon testi sonrası SEM incelemeleri **121**

TABLO LİSTESİ

Tablo 1.1 LTYF İşlem Parametreleri **11**
Tablo 2.1 Ti6Al4V tozunun kimyasal kompozisyonu (EOS Titanium Ti64) **26**
Tablo 2.2 Üretim parametreleri **27**
Tablo 2.3 SBF için eklenen malzemeler **38**
Tablo 2.4 Elektrokimyasal test parametreleri **39**
Tablo 3.1 EPD ön denemeleri sırasında kullanılan parametre setleri **48**
Tablo 3.2 Oktahedroid kafes yapının ölçüm sonuçları (mm) **58**
Tablo 3.3 Yıldız kafes yapının ölçüm sonuçları (mm) **58**
Tablo 3.4 Dodekahedron kafes yapının ölçüm sonuçları (mm) **59**
Tablo 4.1 Oktahedroid kafes yapı ölçümleri (mm) **61**
Tablo 4.2 Yıldız kafes yapı ölçümleri (mm) **62**
Tablo 4.3 Dodekahedron kafes yapı ölçümleri (mm) **62**
Tablo 4.4 Kafes yapıların yüzey alanları **64**
Tablo 4.5 Ortalama pürüzlülük değerleri **67**
Tablo 4.6 Yoğunluk ölçüm sonuçları **69**
Tablo 4.7 Tek plakalı kafes yapıların ön basma testlerinde gösterdiği mekanik davranışlar **70**
Tablo 4.8 Basma testi metodolojisi **73**
Tablo 4.9 Basma testleri sonuçları (Çift Plaka) **75**
Tablo 4.10 Grup–4 basma testi sonuçları **78**
Tablo 4.11 Yapılan tüm basma testleri ve sonuçları **80**
Tablo 4.12 Ağırlık ve bağıl yoğunluk sonuçları **81**
Tablo 4.13 Tamamen kafes yapılı tasarıma sahip parçaların çekme testi sonuçları **86**
Tablo 4.14 1M HCl ilavesi ile elde edilen akım sonuçları (mA) **89**
Tablo 4.15 Kaplama sonrası ağırlık değişimleri **92**
Tablo 4.16 Kafes yapılarına göre elde edilen Ca/P oranları **100**
Tablo 4.17 Kaplamasız kafes yapıların elementel dağılımı **100**
Tablo 4.18 Uygun parametre seti için yeni denemeler (10 dakika biriktirme süresi, 10 mm elektrot mesafesi. Tüm solüsyon reçeteleri 0,2 g hidroksiapatit, 0,025 g kitosan, % 0,05 hacim asetik asit (% 98,5) ve Ph düşürücü ile hazırlanmıştır – damla damla ekleme ile) **106**
Tablo 4.19 Yeni kaplama reçetesine göre 60V gerilimde elde edilen akım değerleri **108**
Tablo 4.20 Ortalama OCP değerleri **114**

Tablo 4.21 Tafel ölçümlerinde elde edilen ortalama veriler **115**
Tablo 4.22 Ortalama EIS sonuçları **118**
Tablo 4.23 Test sonuçlarına göre kafes yapı üstünlük sıralaması **127**

ÖZET

Eklemeli İmalat ile Elde Edilen İmplant Yüzeylerinde Biyoaktif Kaplamaların Gerçekleştirilmesi

Doruk Gürkan

Makine Mühendisliği Anabilim Dalı

İmal Usulleri Programı

Doktora Tezi

Danışman: Doç. Dr. Binnur Sağbaş

Ortopedik implantlar, kemik ve eklem sağlığının geri kazanılması, ağrının azaltılması, hareket kabiliyetinin sağlanması ve hastaların yaşam kalitesinin arttırılması amacıyla vücuda yerleştirilen son derece önemli tıbbi bileşenlerdir. Ortopedik implantların başarısı, kullanılan implant malzemelerinin kimyasal kararlılığı, toksik etkiye sahip olmaması ve kemik ile uyumlu mekanik özellikler sergilemesidir. Bu özellikler bir implantın vücut içerisindeki ömrü boyunca biyolojik açıdan uyumluluk sağlaması bakımından hayati öneme sahiptir. Bu nedenle, mekanik ve biyolojik özelliklerin kombinasyonu biyomalzemelerin ortopedik cerrahide kullanım uygunluğunu belirlemektedir. Titanyum ve alaşımlarının mükemmel mukavemet/ağırlık oranı, korozyon direnci, tokluğu ve biyo-inert oksit yüzeyi oluşturması nedeniyle en yaygın kullanılan implant malzemesidir. Eklemeli imalat, karmaşık geometrili ve gözenekli yapıların üretimini mümkün kılarak, kemik benzeri implantların üretimini mümkün kılan etkin bir imalat yöntemi olarak literatürde yerini almıştır. Kafes yapılı ortopedik

implantların imalatına imkan sağlayan eklemeli imalat, daha hafif, özelleştirilebilir, biyouyumlu, hızlı üretilebilir ve yenilikçi implantların tasarlanması ve üretilmesinin önünü açmıştır. Böylelikle, ortopedik implantların biyouyumluluklarının ve fonksiyonelliklerinin artmasıyla hastaların yaşam kalitesinin de iyileştirilmesi sağlanmaktadır. Lazer toz yatak füzyonu (LTYF), bir lazer ışını tarafından sağlanan termal enerjiyi kullanarak toz halindeki malzemelerden CAD tasarımına dayalı yapılar üreten bir eklemeli imalat sürecidir. LTYF, art arda gelen metal tozu katmanlarının ergitilmesiyle karmaşık 3B parçaların oluşturulmasına izin verir. Mevcut literatürde, farklı yüzey özellikleri, mekanik özellikler ve mikro yapı ile ilgili eklemeli imalatın farklı proses parametreleri arasındaki ilişkiyi gösteren çalışmalar bulunmaktadır.

Literatür çalışmalarının büyük çoğunluğunun temel olarak, farklı geometrilere sahip kafes yapıların mekanik performansına odaklandığı görülmektedir. Biyomedikal uygulamalarla ilgili olarak, çok az kafes yapısı için osseintegrasyon mekanizması incelenmiştir. Bu tez çalışmasında gözenek boyutunun ve gözenekliliğin lazer toz yatak füzyonu ile üretilen kafes yapılarının mekanik ve biyolojik özellikleri üzerindeki etkileri konusunda ilgili literatüre yeni verilerin sunulması ile katkı sağlanmıştır. Ti6Al4V (Ti64) kafes yapılarının mekanik özelliklerinden, biyomedikal özelliklerine kadar sistematik bir araştırma yapılmıştır. Bunun için 3 farklı kafes yapısında kiriş tabanlı olmak üzere (dodekahedron, oktahedroid ve yıldız) çekme, basma, kaplama ve korozyon test numuneleri üretilmiştir. Parçaların tasarım metodolojisi, yüzey pürüzlülük değerleri, yoğunluk ölçümleri, morfolojik incelemeler, boyutsal ölçümler, test hazırlık aşamaları ve sorunların çözümü tez çalışmasında verilmiştir. Bütün numuneler aynı LTYF proses parametreleri ile üretilmiş ve karşılaştırılmıştır. Bu şekilde proses parametresi değiştirilmeden farklı kafes yapılara uygulanan yüzey işlemlerinin etkisi görülmek istenmiştir. Bunun için elektroforez biriktirme (EPD) kullanılarak kafes yapıları üzerine hidroksiapatit / kitosan (HA/CS) kompozit kaplama başarılı bir şekilde biriktirilmiş ve biyouyumluluğu incelenmiştir. Literatürde titanyum kafes yapısının kemik-implant biyoarayüzeyini iyileştirmek için nasıl kullanılabileceğine dair sınırlı araştırma yapılmıştır. Ayrıca kafes yapılar üzerine yapılan kaplama çalışmaları ile ilgili de son derece az sayıda araştırma blunmaktadır. Başarılı olan kaplamalar biyouyumluluk için önemli bir adım olmakla beraber, kemik implantı uygulamaları için mekanik dayanımında sağlanması gerekir. Basma ve çekme testleri ile kemik implant

uygulamaları için kafes yapıların uygunluğu karşılaştırılmıştır. Ardından elektrokimyasal testler ile korozyon davranışı gözlemlenmiştir.

Yapılan testlerde kafes yapıların mekanik ve biyouyumluluk davranışlarını etkilediği görülmüştür. Yüzeyler üzerine biriktirilen kompozit kaplamalar biyouyumluluk davranışını ve korozyon direncini arttırmıştır. Mekanik özellikler kemik implant uygulamaları için yeterli bulunmuş ve kullanım alanları için önerilerde bulunulmuştur. Bu çalışma gerek kullanılan ince kiriş kafes geometrileri gerekse geliştirilen biyoaktif kompozit kaplama yapıları ile literature katkı sağlamıştır. Bu çalışmada sunulan analiz sonuçlarının, değerlendirme ve yorumların bundan sonraki çalışmalara temel oluşturması beklenmektedir.

Anahtar Kelimeler: Ti6Al4V, kafes yapılar, lazer toz yatak füzyon, elektroforez biriktirme, hidroksiapatit / kitosan kompozit kaplama, ince kiriş çapı, biyoaktivite, ortopedik implant.

ABSTRACT

Achieving Bioactive Coating on Implant Surfaces Obtained by Additive Manufacturing

Doruk GÜRKAN

Department of Mechanical Engineering

Doctor of Philosophy Thesis

Supervisor: Assoc. Prof. Dr. Binnur SAĞBAŞ

Orthopedic implants are highly important medical components placed in the body with the aim of restoring bone and joint health, reducing pain, providing mobility and increasing the quality of life of patients. The success of orthopedic implants is the chemical stability of the implant materials used, non-toxic effects and mechanical properties compatible with bone. These properties are vital to ensure biocompatibility of an implant throughout its life in the body. Therefore, the combination of mechanical and biological properties determines the suitability of biomaterials for use in orthopedic surgery. Titanium and its alloys are the most widely used implant material due to their excellent strength/weight ratio, corrosion resistance, toughness and bio-inert oxide surface formation. Additive manufacturing has taken its place in the literature as an effective manufacturing method that enables the production of bone-like implants by enabling the production of complex geometries and porous structures. Additive manufacturing which enables the fabrication of latticed orthopedic implants has ensured for the design and production of lighter, customizable, biocompatible, rapidly manufacturable and innovative implants. Thus, the quality of life of patients is improved by increasing the biocompatibility and functionality of orthopedic implants. Laser powder bed fusion (LPBF) is an additive manufacturing process that produces

structures based on CAD design from powdered materials using thermal energy provided by a laser beam. LPBF allows the creation of complex 3D parts by melting successive layers of metal powder. In the current literature, there are studies showing the relationship between different surface properties, mechanical properties and microstructure and different process parameters of additive manufacturing.

It is seen that the majority of the literature studies mainly focus on the mechanical performance of lattice structures with different geometries. With regard to biomedical applications, very few lattice structures have been studied their osseointegration mechanism. In this thesis, a contribution has been made to the related literature by presenting new data on the effects of pore size and porosity on the mechanical and biological properties of lattice structures produced by laser powder bed fusion. A systematic research was carried out from the mechanical properties to the biomedical properties of Ti6Al4V (Ti64) lattice structures. For this purpose, tensile, compression, coating and corrosion test specimens were produced in 3 different lattice structures as strut-base (dodecahedron, octahedroid and star). The design methodology of the parts, surface roughness values, density measurements, morphological examinations, dimensional accuracy measurements test preparation stages and the solution of the problems are given in the thesis. All samples were produced with the same LTYF process parameters and compared. In this way, it is desired to see the effect of surface treatments applied to different lattice structures without changing the process parameter. For this, hydroxyapatite / chitosan (HA/CS) composite coating was successfully deposited on the lattice structures using electrophoresis deposition (EPD) and its biocompatibility was investigated. There has been limited research in the literature on how titanium lattice structure can be used to improve the bone-implant biointerface. In addition, there are very few studies on coating studies for lattice structures. While successful coatings are important step towards biocompatibility, mechanical strength must be also provided for bone implant applications. The suitability of lattice structures for bone implant applications was compared with compression and tensile tests. Then, corrosion behavior was observed with electrochemical tests.

With the tests performed, it was seen that the cage structures affect the mechanical and biocompatibility behaviors. Composite coatings deposited on the surfaces increased the biocompatibility behavior and corrosion resistance. Mechanical properties were found

to be sufficient for bone implant applications and suggestions were made for application areas. This study contributed to the literature both of the thin strut lattice geometries used and the developed bioactive composite coating structures. It is expected that the analysis results, evaluations and comments presented in this study will form the basis for future studies.

Keywords: Ti6Al4V, lattice structures, laser powder bed fusion, electrophoresis deposition, hydroxyapatite / chitosan composite coating, thin strut diameter, bioactivity, orthopedic implant.

1
GİRİŞ

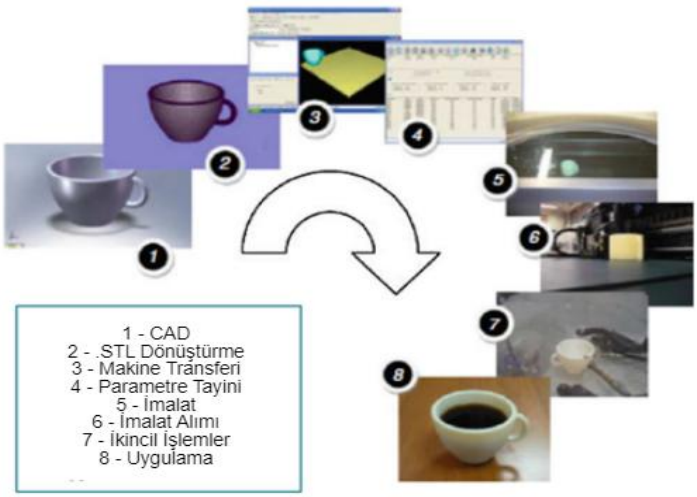
1.1 Literatür Özeti

Eklemeli İmalat (Eİ) geleneksel imalat metotlarının aksine, üç boyutlu (3B) model verilerinden nesneler yapmak için malzemeleri birleştirme süreci olarak tanımlanır. Yöntem, malzemelerin katmanlar halinde birbirleri üzerinde inşa edilmesiyle gerçekleşir. Eklemeli imalat teknolojileri son zamanlarda önemli bir ticari üretim teknolojisi olarak yaygınlaşmaya başlamıştır (Telang vd., 2022). Eklemeli imalat teknolojileri ile metal, polimerler, seramik ve kompozit esaslı geniş bir malzeme aralığında imalat gerçekleştirmek mümkündür (Prashant, 2020).

Ergitme ve katılaşmaya dayalı metal eklemeli imalat, elektrik arkına ve yüksek enerji yoğunluklu ışınlara (lazer ve elektron ışını) dayanan kaynak metalurjisi ve teknolojileri üzerine onlarca yıllık araştırmalarla üretilen temel bilgilerin kullanılarak geliştirilmiştir. Bu sayede, eklemeli üretim sürecini ve üretilen parçaların iç kusurların kaynağı (tip, morfoloji, yer ve miktar) dahil olmak üzere mikroyapısal özellikleri üzerindeki etkilerini daha iyi anlamak için kullanılabilir (Oliveira vd., 2020).

Eklemeli imalat, diğer imalat yöntemlerine oranla daha az malzeme kullanımına olanak vermesi, karmaşık geometrideki ürünlerin kolayca üretilmesini sağlaması ve bunlardan dolayı ekonomik kazanç sağlaması gibi özelliklerinden dolayı birçok uygulama alanına sahiptir (Yalçın vd.,2019).

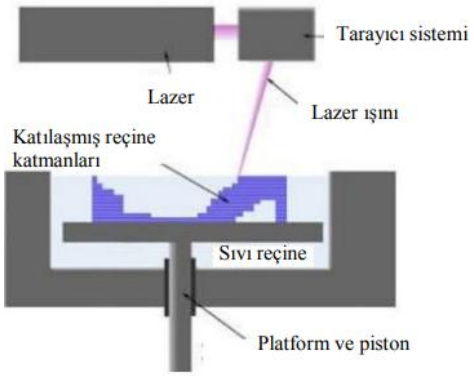
Prensip ve standartları 2012 yılında oluşturulan eklemeli imalat yöntemleri (ASTM F42); ilk olarak imal edilecek parçanın üç boyutlu tasarımı, tasarım verilerinin .STL formatına dönüştürülmesi, .STL formatının eklemeli imalat makinasına gönderilmesi, makine parametrelerinin seçilmesi ve nihayetinde imalat sürecinin tamamlanarak varsa ikincil işlemler ile sonlandırılması (ısıl işlem gibi) esaslarına dayanır (Şekil 1.1) (Wohlers, 2014).



Şekil 1.1 Eklemeli imalat süreci (Gibson vd., 2015)

Eklemeli imalat yöntemleri aşağıdaki çeşitleri ile 7 ana gruba ayrılmıştır:

●**Fotopolimerizasyon,** ışık enerjisi ile sıvı reçine sistemlerinin çapraz bağlı katıpolimerlere hızlı dönüşümünü sağlayan etkili, ekonomik ve çevreci bir yöntemdir (Şekil 1.2). Gerektiğinde reçineyi sertleştirmek için bir ultraviyole (UV) ışık kullanılırken, her yeni katman kürlendikten sonra bir platform yapılan nesneyi aşağı doğru hareket ettirir (Gibson vd., 2015). Aynı zamanda UV ışık motor kontrollü aynalarla reçine yüzeyine yönlendirilebilir (Madla vd., 2018).



Şekil 1.2 Fotopilomerizasyon yönteminin çalışma prensibi (Sürmen, 2019)

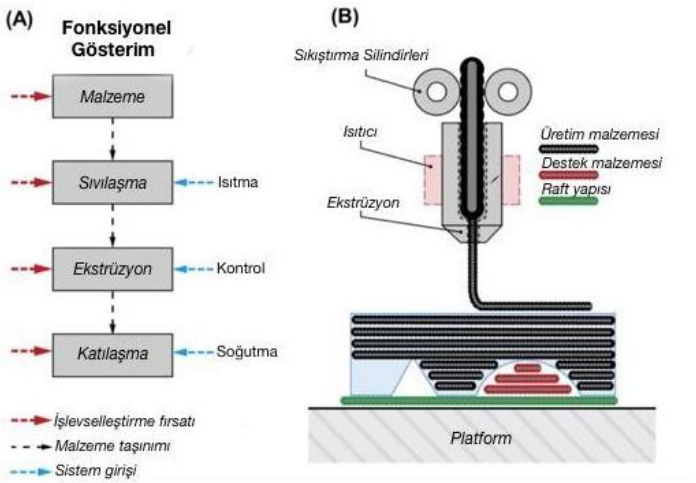
Stereolitografi, plastik nesneler oluşturmak için lazer teknolojisini kullanan ilk ticarileştirilmiş Eİ teknolojisidir. Her katman tamamlandıktan sonra platform, genellikle bıçağın nesnenin yüzeyindeki sıvı reçineyi yeniden doldurmasına izin vererek kendisini bir katman alçaltır. Bu teknoloji, polimerik ürünler oluşturmak ve döküm işlemlerinde ana modeller oluşturmak için kullanılmaktadır. Genel olarak, elde edilen tabaka kalınlığı makinenin modeline bağlı olmakla 0,05-0,15 mm arasında değişir ve yaklaşık

35-40 μm R_a pürüzlülüğü sağlayabilir (Reeves, 2009). Ana avantajları, ısı direncine sahip çok ince duvarlı karmaşık yapıların oluşturulmasıdır. Dezavantajları arasında, ek malzeme tüketen ve üretim süresini uzatan nesneleri imal etmek için gerekli destek yapısıdır (Alammar vd., 2022).

Fotopolimerizasyon işlemi sonrası üretilen parçalar reçineden çıkarılmalı ve fazla reçine tekneden tamamen boşaltılmalıdır. Destekler bir bıçak veya keskin bir alet kullanılarak çıkarılabilir. Reçineyi kirletmemeye özen gösterilmeli ve uygun güvenlik önlemleri alınmalıdır. Reçine ve desteklerin çıkarılmasına yönelik yöntemler, alkollü durulama ve ardından suyla durulama kullanımını içerir. Parçalar, reçineyi tamamen çıkarmak için ek temizlik işlemleri gerektirebileceğinden, işlem uzun sürebilirÇıkarılan parçalar doğal olarak veya bir hava hortumu kullanılarak kurutulabilir (Reddy ve Dufera, 2016).

- **Malzeme ekstrüzyonu**, polimerler, plastikler, ve kompozit malzemelerden oluşan filamentler kullanılarak besleme makarası vasıtasıyla hareket sağlanır ve onlar sıvı hale getirilip imalat platformuna dökülür.

Eriyik yığma modellemesi en çok kullanılan ve bilinen malzeme ekstrüzyonu yöntemidir. Malzemenin bir ağızlıktan çekildiği, ısıtıldığı ve ardından katman katman biriktirildiği eklemeli imlat işlemidir (Şekil 1.3). Ağızlık yatay hareket edebilir ve platform her yeni katman yerleştirildikten sonra dikey olarak yukarı ve aşağı hareket edebilir. Süreç, nihai modelin kalitesini etkileyen birçok faktöre sahiptir, ancak bu faktörler uygun şekilde kontrol edildiğinde büyük bir potansiyele ve uygulanabilirliğe sahiptir. Malzemenin bir ağızlık aracılığıyla sabit basınç altında ve sürekli bir akış halinde eklenmesi gerektiğinden diger eklemeli imlat yöntemlerinden farklılık gösterir. Doğru sonuçların elde edilebilmesi için bu basınç sabit tutulmalıdır. Malzeme katmanları, kimyasal maddeler veya sıcaklık kontrolü ile yapıştırılabilir (Serdeczny vd., 2019).



Şekil 1.3 Malzeme ekstrüzyonu. a) çalışma prensibi, b) uygulama (Leary, 2019)

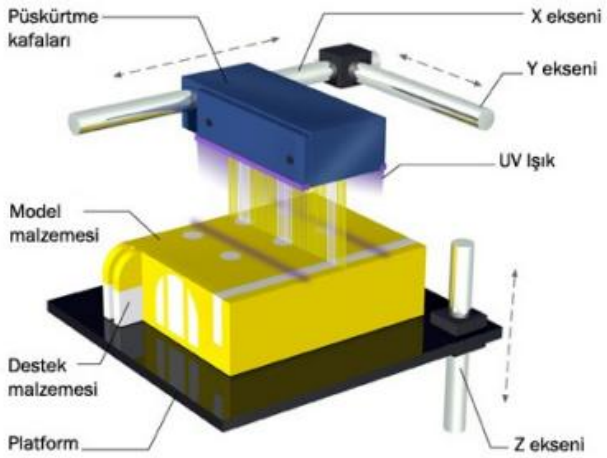
Malzeme ekstrüzyon işleminin avantajları arasında nihai üretim modeline yakın ve iyi yapısal özelliklere sahip modeller üretilmesine imkan veren ABS plastiğinin kullanılması yer alır. Düşük hacimli durumlarda, enjeksiyon kalıplama kullanmaktan daha ekonomik bir yöntem olabilir. Bununla birlikte, süreç, yüksek kaliteli bir yüzey elde etmek için kontrol edilmesi gereken birçok faktör gerektirir. Ağızlık ucu boyutu ve şekli, yazdırılan nesnenin nihai kalitesini etkileyecektir, çünkü malzeme bırakan ağızlık bir yarıçapa sahiptir. Bu yöntemin hassasiyeti ve hızı diğer işlemlere göre düşüktür (Khan vd., 2022).

Modellerin görsel görünümünü iyileştirmek için malzeme geçirgenliğini iyileştirmek gerekir. İmalat esnasında kendini çekme meydana gelebilir ve yüksek bir tolerans gerekiyorsa dikkate alınmalıdır (Garg vd., 2016).

●**Malzeme püskürtme,** bir ağızlıktan püskürtülen polimer, mum veya metal malzemeler ile tabakalar elde edilmekte ve tabakalar ultraviyole ışık kullanılarak sertleştirilmektedir (Şekil 1.4). Malzeme katılaştığı ve modelin katman katman oluşturulduğu yapı yüzeyine veya platformuna püskürtülür ve yapı platformu boyunca yatay olarak hareket eden bir ağızlıktan bırakılır. Makineler, karmaşıklık ve malzeme birikimini kontrol etme yöntemleri bakımından farklılık gösterir.

Malzemenin damlalar halinde bırakılması gerektiğinden, kullanılabilecek malzeme sayısı sınırlıdır. Polimerlerin ve mumların viskoz yapıları ve damla oluşturucu yapıları nedeniyle yaygın olarak kullanılan malzemelerdir. Nesneler iki boyutlu bir mürekkep

püskürtmeli yazıcıya benzer bir yöntemle oluşturulur. Tek bir işlemde birden fazla malzeme kullanılabilir ve malzeme yapım aşamasında değiştirilebilir.



Şekil 1.4 Malzeme püskürtme çalışma prensibi (Çelik vd., 2019)

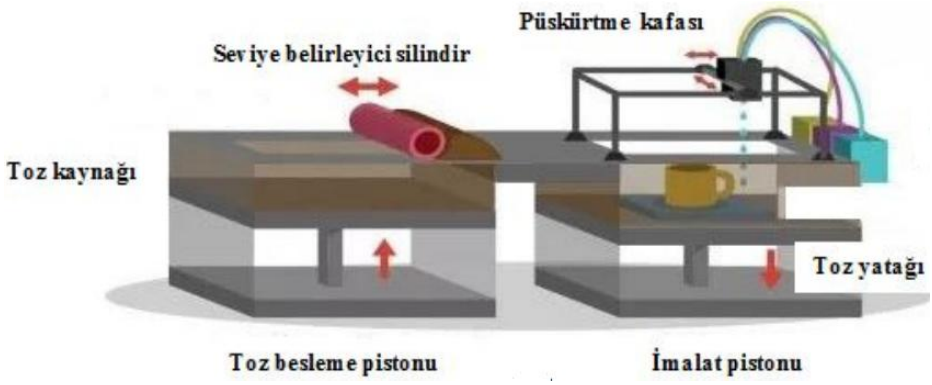
Viskozite prosesteki ana belirleyicidir; rezervuarı hızlı bir şekilde yeniden doldurma ihtiyacı vardır ve bu da baskı hızını etkiler. Sürekli bir malzeme akışından farklı olarak, damlacıklar yalnızca gerektiğinde dağıtılır ve ağızlıkta termal veya piezoelektrik aktüatörlerden gelen bir basınç değişikliği ile salınır. Damlacıklar, termal aktüatörler tarafından çok hızlı bir şekilde biriktirilir ve damlacığı oluşturmak için ince bir film direnci kullanılır. Piezoelektrik yöntem, çok çeşitli malzemelere izin verir ve genellikle daha iyi bir seçenek olarak kabul edilir (Wei, 2022).

Destek parçaları, sodyum hidroksit çözeltisi veya su jeti kullanılarak çıkarılabilir. Proses teknolojisinin yüksek doğruluğu nedeniyle, özellikleri geliştirmek için gereken son işlemler sınırlıdır ve bir parçanın fonksiyonel ve estetik nitelikleri büyük ölçüde baskı aşamasında belirlenir (Elkaseer vd.,2022).

●**Yapıştırıcılı eklemeli imalat,** ince bir toz yatağı oluşturmak için yayılan metaller, kompozitler, kum ve seramikler gibi toz malzemeleri kullanır. Bir diğer adı bağlayıcı (yapıştırıcı) püskürtmedir (Şekil 1.5). Bir sıvı bağlayıcı ile nihai 3B nesne tamamlanana kadar malzeme katmanları oluşturulur. Daha sonra parçayı bitirmek için parçaların sertleştirilmesi (plastikten yapılmışsa) veya sinterlenmesi (metal ise) gerekir.

Bağlama yöntemi nedeniyle, malzeme özellikleri her zaman yapısal parçalar için uygun değildir ve ortalama baskı hızına rağmen, ek son işlemler genel sürece önemli ölçüde

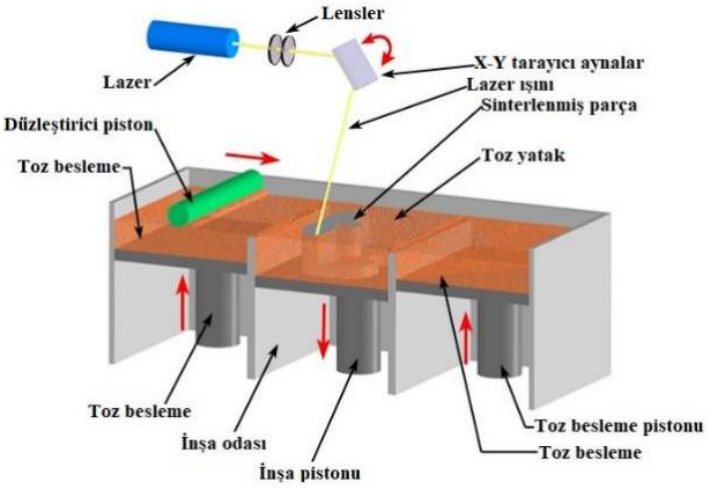
zaman kazandırabilir. Diğer toz bazlı üretim yöntemlerinde olduğu gibi, üretilen nesne toz yatağı içinde kalır ve tamamlandığında bağlanmamış tozdan çıkarılır.



Şekil 1.5 Yapıştırıcılı eklemeli imalat çalışma prensibi (Yalçın ve Ergene, 2017)

Bu yöntem renkli baskıya izin verir ve hızlıdır. Aynı zamanda malzeme bırakan baskı kafası deliklerinin sayısı artırılarak daha da hızlandırılabilir. İki malzeme kullanımı ile çok sayıda farklı bağlayıcı-toz kombinasyonuna, son modelin çeşitli mekanik özelliklere ulaşmasına ve iki malzemenin oranının değiştirilebilmesi sağlanır. Bu nedenle, iç malzeme yapısının belirli bir kalitede olması gerektiğinde yöntem çok uygundur. Isıtılmış bir yapı odası, malzemelerin viskozitesini artırarak baskı sürecini hızlandırmaya yardımcı olabilir (Miyanaji, 2018). Bağlayıcının sertleşmesi gerektiğinden genel işlem süresi uzar ve yüksek kaliteli bir yüzey elde etmek için parçanın tamamen katılaşması için genellikle makinede soğumasına izin verilir (Ziaee ve Crane, 2019). Parçayı daha güçlü hale getirmek ve bağlayıcı malzemeye daha iyi mekanik ve yapısal özellikler vermek için genellikle ikincil işlemler gerekir.

●**Toz yataklı ergitme,** malzeme tozunu ergitmek ve kaynaştırmak için bir elektron ışını veya lazer kaynağı kullanır (Şekil 1.6). Toz malzemenin önceki katmanlar üzerine yayılması gerekir. Bunu sağlamak için bir silindir veya bıçak dahil olmak üzere farklı mekanizmalar vardır. Bir besleme hunisi veya rezervuar malzeme tedariğini sağlar. Tüm işlemlerde vakum gereklidir (Gibson vd., 2015).



Şekil 1.6 Toz yataklı ergitme çalışma prensibi (Anderl, 2017)

Lazer toz yatak füzyonu (LTYF), sinterleme yerine tam olarak ergitme yapılır. En çok kullanılan malzemelerden biri biyouyumluluğu ve yüksek korozyon direncine sahip titanyum alaşımlarıdır. Titanyum alaşımları dışında paslanmaz çelik, alüminyum, krom gibi metallerin de kullanıldığı bu yöntemde seçmeli lazersinterlemede kullanılan plastik, cam, seramik gibi malzemeler uygun değildir (Pratama ve Irwansyah, 2023).

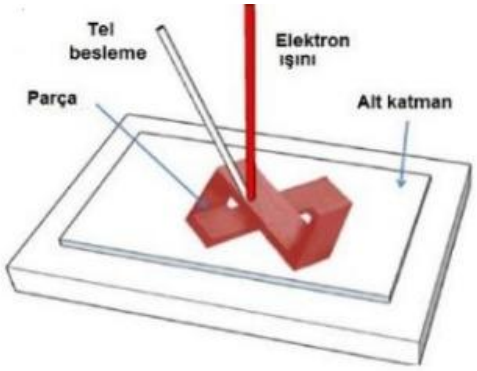
Seçmeli lazer sinterleme, lazer toz yatak füzyon ile aynı prensibe sahiptir ve genellikle bu yöntem polimer ve seramik tozlardan parça üretmek için kullanılan sinterleme sürecini ifade eder. Karşılaştırıldığında genellikle daha yavaştır, inert gaz kullanılması tercihe bağlıdır, daha düşük enerji maliyetlerine sahiptir ve tipik olarak %10 ila 20 arasında yüksek bir enerji verimliliğine sahiptir (Gibson vd., 2015). İmal edilen parça genellikle basınçlı hava yardımıyla temizlenir (Salifu vd., 2022).

Seçmeli ısı sinterleme, toz malzemeyi birbirine kaynaştırmak için ısıtılmış bir termal baskı kafası kullanır. Yöntem genel olarak prototip oluşturmada kullanılır. Lazer yerine termal baskı kafasının kullanılması, gereken ısı ve güç seviyelerini önemli ölçüde azaltarak sürece fayda sağlar. Genel kullanım malzemesi termoplastik tozlardır (Kushwawa vd., 2022).

Elektron ışınlı ergitme, metal tozlarını ergitmek için bir elektron ışını kullanır. Füzyon sırasında eşit sıcaklık dağılımı nedeniyle çok iyi dayanım özelliklerine sahip modeller sağlanır. Sürecin sağladığı yüksek kalite ve kaplama, onu uçaklarda ve tıbbi uygulamalarda kullanılan yüksek standartlı parçaların üretimine uygun hale getirmiştir (Smith vd., 2016).

Toz yataklı ergitme ile geleneksel imalat yöntemlerine kıyasla daha kısa sürede daha iyi sonuçlar elde edilebilir ve maliyet azaltılabilir (Reddy ve Dufera, 2016).

●**Doğrudan enerji depolama**, çok eksenli hareket kabiliyetine sahip bir ağızlıktan tel veya toz formdaki malzeme imalat platformuna aktarılır ve lazer/elektron ışını ile ergitilir. Mevcut bileşenleri onarmak veya bunlara ek malzeme katmak için yaygın olarak kullanılan bir imalat işlemidir (Kalel, 2023). Prensipte malzeme ekstrüzyonuna benzer, ancak ağızlık birden fazla yönde hareket edebilir ve belirli bir eksene sabitlenmez. Polimerler ve seramikler ile kullanılabilir. Tipik uygulamaları, yapısal parçaların onarımını ve bakımını içerir (Şekil 1.7).



Şekil 1.7 Doğrudan enerji depolama çalışma prensibi (Özsolak, 2019)

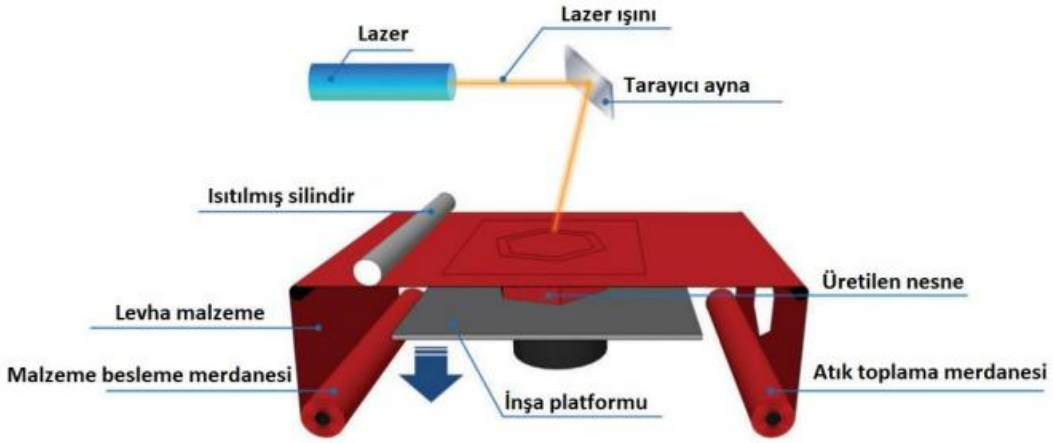
Doğrudan enerji depolamada tel veya toz halindeki malzeme kullanılır. Tel malzemeler daha az hassastır ancak toza kıyasla daha verimlidir (Costello vd., 2023). Malzeme ergitme yöntemi, kontrollü bir oda içinde elektron ışını, lazer ışını veya plazma arkı arasında değişir. Malzeme soğuma süreleri çok hızlıdır. Katmanların üst üste binmesi yeniden ergimenin meydana gelmesine neden olabileceğinden tane yapısı değişir, bu da tekdüze ancak değişen bir mikro yapıya neden olur. Bu yöntem ile 0,25 mm ila 0,5 mm arası tipik katman kalınlıkları elde edilir (Mao vd., 2023).

●**Levha laminasyon metodu,** parçalar, yapışkan kaplı sac tabakalarının üst üste istiflenmesi ve kesilmesi ile katman katman üretilmesini sağlar. Daha sonra ısıtılmış merdane ile yeni katmanı birleştirmek için haddelemeye benzer bir şekilde basınç uygulanmaktadır. Lazer imal edilen levhayı keserek ürün geometrisi elde edilene kadar bu işlem tekrarlanmaktadır.

Ultrason eklemeli imalat, ultrasonik kaynak kullanılarak birbirine bağlanan metal levhalar veya şeritler kullanır. Bağlanmamış metalin parçadan çıkarılmasını gerektirir.

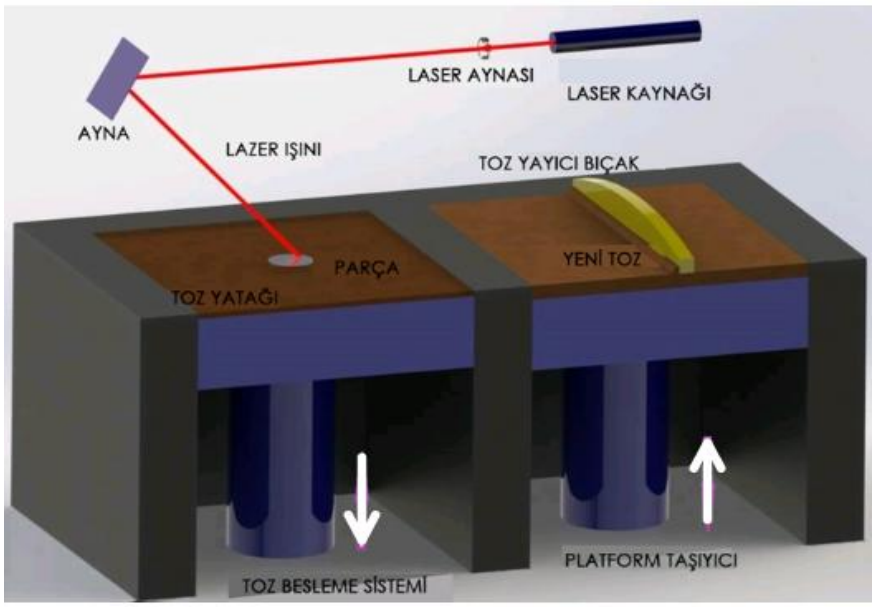
Alüminyum, bakır, paslanmaz çelik ve titanyum gibi metaller için uygundur. Düşük sıcaklık kullanılır ve iç geometrilerin oluşturulmasına izin verir. İşlem, farklı malzemeleri bağlayabilir ve metal ergimediği için nispeten az enerji gerektirir (Guo vd., 2023).

Tabakalı nesne imalatı, benzer bir katman katman yaklaşımı kullanır, ancak kaynak yerine malzeme ve yapıştırıcı olarak kağıt kullanır (Şekil 1.8). Bu yöntemle üretilen nesneler genellikle estetik ve görsel modeller için kullanılır ve yapısal kullanıma uygun değildir (Gade vd., 2023).



Şekil 1.8 Levha laminasyon metodu çalışma prensibi (Ambrosi ve Pumera, 2016)

Eklemeli imalat teknolojilerinde metal parça imalatında en yaygın kullanılanlarından toz yataklı ergitme yöntemlerinin bir çeşidi olan lazer toz yatak füzyonu (Şekil 1.9), metal toz parçacıklarını katmanlar halinde birleştirerek üç boyutlu model verilerinden parçaların doğrudan imalatını sağlar (Khorasani vd., 2020). Net şekilli parçaların üretilebilmesi, atık malzeme minimizasyonu, çok az son işlemle veya hiç işlem görmeden net şekle yakın imalat nedeniyle diğer eklemeli imalat yöntemlerine göre düşük maliyetli, hızlı ve sürdürülebilir bir üretim yöntemi haline gelmektedir (Prashanth ve Eckert, 2017).



Şekil 1.9 LTYF sisteminin şematik gösterimi (Sagbas, 2019)

LTYF sisteminin temeli, metal tozu parçacıklarının ergimesine ve kaynaşmasına bağlı olduğundan, işlem ergime ve soğutma süresi boyunca karmaşık çoklu fizik ve denge dışı koşullara sahiptir (Liu ve Shin, 2019). Lazer ışını metal tozu besleme stoğu ile etkileşime girerken hızlı ergime ve katılaşmanın meydana geldiği ergime havuzu oluşur. Yüksek ısı girişi ve kısa etkileşim süresi nedeniyle, büyük sıcaklık gradyanları ve hızlı soğuma meydana gelir. Ayrıca, inşa edilmiş parçanın mikroyapısı, faz oluşumu ve tane kalınlaşması ile oldukça etkilidir (Khairallah vd., 2016). Lazer tabanlı toz yatağı füzyon işlemi olarak da bilinen lazer toz yatak füzyon Al, Fe, Ti, Co, Cu ve Ni alaşımları gibi metallerle parça üretiminde kullanılmaktadır (Şekil 1.9). Geniş malzeme seçkisi nedeniyle havacılık, otomotiv, savunma, denizcilik, makina, inşaat, biyomedikal gibi pek çok alanda kullanılmaktadır (Yap vd., 2015).

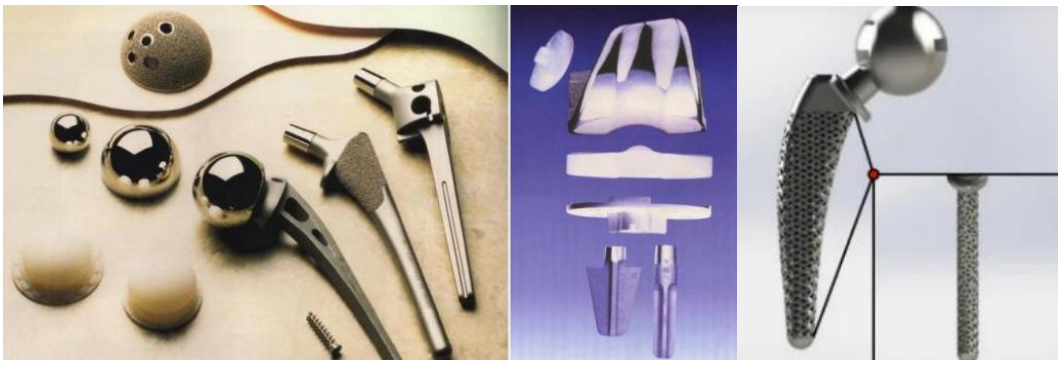
LTYF için işlem parametreleri aşağıdaki tabloda gösterildiği gibi 4 ana grupta toplanabilir (Aboulkhair vd., 2014). Bu parametreler elde edilen nihai ürünün tüm özelliklerini (yoğunluk, gözeneklilik, pürüzlülük, dayanım gibi) belirlemede önemli rol oynar.

Tablo 1.1 LTYF İşlem Parametreleri

<table>
<tr><th colspan="4">LTYF İşlem Parametreleri</th></tr>
<tr><th>Lazer</th><th>Tarama</th><th>Toz</th><th>Sıcaklık</th></tr>
<tr><td rowspan="2">Lazer Gücü</td><td>Tarama Hızı</td><td>Toz Boyutu</td><td>Toz Yatak Sıcaklığı</td></tr>
<tr><td rowspan="2">Tarama Aralığı</td><td>Toz Şekli ve Dağılımı</td><td rowspan="2">Toz Besleyici Sıcaklığı</td></tr>
<tr><td>Odak Çapı</td><td>Toz Yatak Yoğunluğu</td></tr>
<tr><td>Etki Süresi</td><td rowspan="2">Tarama Şekli</td><td>Katman Kalınlığı</td><td rowspan="2">Sıcaklık Dağılımı</td></tr>
<tr><td>Etki Sıklığı</td><td>Malzeme Özellikleri</td></tr>
</table>

LTYF tekniğinin giderek yaygınlaşması ve biyomedikal alanlarında da sıklıkla kullanılması yapılan çalışmaları çeşitlendirerek yeni gelişmelerin önünü açmıştır Özellikle ortopedik implant alanında yapılan çalışmalar son yıllarda hız kazanmıştır. (Santecchia vd., 2019).

Ortopedik implantlar, herhangi bir sebeple vücudun bazı bölgelerinde oluşan travmatik hasarların tedavi edilmesi amacı ile eksik biyolojik yapıyı değiştirmek, desteklemek veya geliştirmek için kullanılan tıbbi ürünlerdir (Palmquist vd., 2023). Kemik hasarı durumunda, dokunun yenilenmesi çok sınırlıdır (Boerckel vd., 2012). Kemiğin yeniden şekillenmesini sağlamakla birlikte kemik hücrelerinin çoğalması, farklılaşması ve matris oluşturması yeteneğinin sağlanması gerekir (Bose vd., 2012).



Şekil 1.10 Kalça ve diz implantları (sol ve orta) (Chouirfa, 2019) ile kafes yapılı kemik implantı (sağ) (Kladovasilakis vd., 2020)

Kemik büyümesini sağlayan besin ve oksijen difüzyonunu kolaylaştırmak için en uygun gözenek boyutu, şekli ve birbirine bağlı ağlar gerekir. Kemik oluşumunu yönlendirmek ve uyarmak için kusur bölgesine yerleştirilen implantlar, dokunun gözenekli ağ içine doğru büyümesini ve mekanik desteği kolaylaştırır (Vacanti ve Langer, 1999).

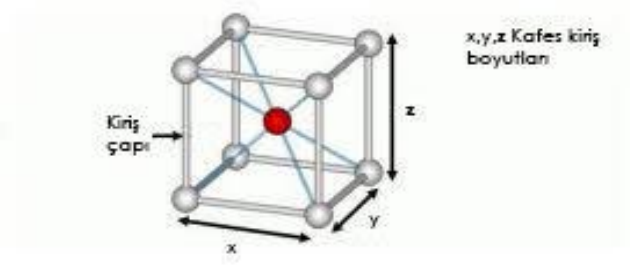
Tantal, krom, kobalt, titanyum, çelik, porselen, polimer, altın çeşitli implant malzemeleridir (Şekil 1.10). Günümüzde kemik implantı olarak Ti alaşımlarının kullanımı giderek artmaktadır. Kemik implantlarının elastik modüllerinin kemiğe yakın olması, imalat çıktısı olan gözeneklilik ile daha hafif olması ve kemik doku oluşumunu hızlandıran yüzeylerin eldesi metal eklemeli imalatın bu alanda kullanımını yaygınlaştırmaktadır. İmalat parametrelerinin kolaylıkla değiştirilebilmesi elde edilecek numunenin optimizasyonunu kolaylaştırmakta ve istenilen ürün eldesinin yolunu açmaktadır (Attar vd., 2020). Tüm bu nedenlerle birlikte LTYF sadece istenen şekil ve yapıya sahip karmaşık parçaları üretme yeteneğine sahip olmakla kalmaz, aynı zamanda vücudun hasarlı bir bölümü için tasarım ve üretime kadar kapalı bir işlem zinciri oluşturma avantajını da sağlar. Örneğin, kemik implant parçalarının imalatında manyetik rezonans görüntüleme (MRI) veya bilgisayarlı tomografi (CT) kullanılarak kemik kusurunun taranması, implant yapısının tasarlanması ve ardından implantın üretilmesi yoluyla kullanılabilmektedir (Elsayed vd., 2018).

Ti6Al4V alaşımları; havacılık uygulamaları, jet motor parçaları, gaz türbinleri, deniz ve otomotiv endüstrisi, biyomedikal uygulamalara kadar geniş bir alanda kullanılmaktadır (Alipour vd., 2022). Bu kadar geniş kullanım alanına sahip olmaları üstün mekanik özellikleri, biyouyumluluk, yüksek mukavemet / ağırlık oranı, süneklik, yüksek sıcaklık direnci, yüksek tokluk ve zorlu ortamlara karşı yüksek korozyon direnci göstermelerinden kaynaklanır (Nguyen vd., 2022). Titanyum iki tür kristal yapıya sahip olması nedeniyle (altıgen sıkı paketli- α fazı ve hacim merkezli kübik-β fazı) kendine özgü özelliklere sahip alaşımlarının geliştirilmesini sağlamıştır. Alaşım ilaveleri, ısıl işlem ve kimyasal bileşimdeki modifikasyonlar seçilen mekanik özelliklerin sağlanmasına imkan sağlamaktadır. Titanyum alaşımlarından Ti6Al4V 1950'lerin başında havacılık uygulamaları için geliştirilmiştir ve şu anda en yaygın kullanılan titanyum alaşımlarından biri olarak bilinmektedir. Ti6Al4V, düşük özgül ağırlık ve biyouyumluluk kombinasyonuna sahip α / β alaşımıdır (Yadroitsev vd., 2014). Bununla birlikte gerinim sertleştirme eğilimi, oksijene karşı aktif kimyasal reaktivite ve zayıf

termal iletkenlik nedeniyle, geleneksel imalat teknikleriyle titanyum açısından zengin parçalar üretmek zordur. Günümüzde, bu kısıtlamalar eklemeli imalat teknolojilerinin geliştirilmesi ile yavaş yavaş ortadan kaldırılmıştır (Wang vd., 2019). Tüm bu gelişmeler ve biyomedikal alanda kullanımının uygunluğu nedeniyle Ti6Al4V alaşımının kemik implantı malzemesi olarak kullanımı giderek yaygınlaşmaktadır.

LTYF kullanılarak üretilen gözenekli Ti6Al4V implantlarının in vitro hücre uygulamaları için uygun olduğu kanıtlanmıştır (Ellyson vd., 2017). Şu anda, LTYF aracılığıyla mükemmel tekrarlama ve gözenekli implant kontrolü sağlamak için çeşitli uygulamalar sunulmakta ve uyarlanmaktadır. Prensip olarak, karmaşık geometrili ve gözenekli metal yapılar geliştirmek başka bir zorluk seviyesi ortaya çıkardığından, metalik implantlar üretmek kolay değildir (Davis vd., 2022). Bununla birlikte, proses parametrelerini hassas bir şekilde kontrol ederek, gözenekli metal yapılar LTYF tekniği kullanılarak kolaylıkla elde edilebilir (Li vd., 2017). Aynı şekilde hücresel ve kafes yapılı implant parçalarının üretilebilecek olması bir diğer avantajdır.

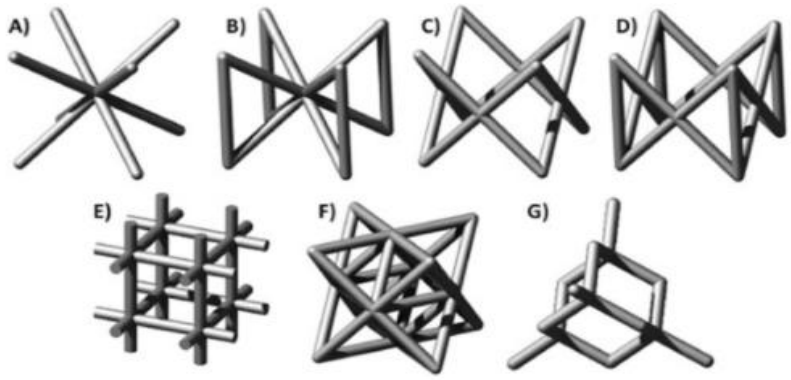
Hücresel malzemeler, katı malzemelerin kapasitesinin ötesinde tasarım özgürlüğü sağlayan benzersiz işlevsel özellikler sunar. Bu özellikler arasında yüksek özgül mukavemet ve sertlik, gelişmiş mekanik enerji emilimi ve ısı transferi kontrolü bulunmaktadır. Hücresel malzemeler, iki boyutlu hücre konfigürasyonları (bal peteği gibi) veya üç boyutlu çok yüzlü düzenler (alümina yapıları gibi) ile açık veya kapalı hücre tiplerinin periyodik veya stokastik düzenlemeleriyle oluşturulur. Hücresel yapıların mekanik performansı, hücre topolojisi gibi faktörlere bağlıdır (hücre sayısı; kiriş çapı ve hücre boyutu (Şekil 1.11) dahil geometrik parametreler, malzeme ve üretim süreci özellikleri, yapısal sınır). Hücre topolojisinin ve boyutunun ayarlanması, hücresel malzemenin karakteristik özelliklerinin istenen uygulama gereksinimlerini elde etmek için düzenlenmesine izin verir (Mazur vd., 2017).



Şekil 1.11 Kafes birim hücresi şekilsel gösterimi

Metal kafes yapıları, birim hücrelerinin düzenli tekrar eden yapısı ile metalik köpüklerden farklılaşan başka bir hücresel malzeme türüdür (Maconachie vd., 2019). Kafes yapıları, literatürde genellikle mekanik tepkilerine göre iki grup altında sınıflandırılmıştır: bükülme-baskın ve gerilme-baskın. Literatürde kafes yapılarının hücre topolojileri kiriş tabanlı, üçlü periyodik minimal yüzeyler (TPMS) ve kabuk kafes olarak araştırılmıştır (Zhang vd., 2018).

Bu tez çalışmasında kiriş tabanlı kafes yapılar üzerinde durulacaktır (Şekil 1.12).



Şekil 1.12 Sıklıkla kullanılan kiriş tabanlı kafes yapılar- a) hacim merkezli kübik, b) z kirişli hacim merkezli kübik, c) yüzey merkezli kübik, d) z kirişli yüzey merkezli kübik, e) kübik, f) sekiz yüzlü, g) elmas (Maconachie vd., 2019)

Şekil 1.12'te gösterilen topolojiler genellikle tasarım basitlikleri nedeniyle seçilir, ancak kafes yapısı içindeki malzeme dağılımının verimliliğini en üst düzeye çıkarmak ve eklemeli imalat ile kazanılan avantajları tam olarak kullanabilmek için topolojik optimizasyonla farklı kafes yapılar üretilebilir (Alkentar vd., 2023). Maxwell sayısı (M), kiriş tabanlı kafes topolojilerinin karakteristik bir özelliğidir (kiriş sayısı, s ve düğüm sayısı, n).

$$M = s - 3n + 6 \tag{1.1}$$

$M<0$, bükülme ağırlıklı davranışa neden olurken $M\geq0$, esneme ağırlıklı davranışa neden olur (Leary vd., 2018). Gözenek boyutları ve birim hücre boyutları, kiriş tabanlı kafes topolojileri ile kolayca ayarlanabilir. Ancak kiriş çapının değiştirilmesi tüm tasarımı değiştirir (Li vd., 2022).

Kafes yapıların mekanik özellikleri, özellikle basma dayanımı ve modülü, hücre topolojisi, geometrik parametreler, malzeme özellikleri, yapısal sınır ve yükleme koşulları, katı malzeme yoğunluğu (r_s) ile kafes yoğunluğunun bağıl yoğunluğu (r/r_s)

gibi faktörlere bağlıdır (Ashby vd., 2006). LTYF parçaların kalitesi, lazer gücü, tarama hızı, tarama stratejisi, katman yüksekliği, tarama aralığı, tarama açısı vb. gibi farklı işlem parametrelerine bağlıdır. Mikroyapıyı, mekanik özellikleri ve kusur oluşumunu etkileyen en önemli parametrelerden biri aşağıdaki denklemle ifade edilen enerji yoğunluğudur:

$$E = P/(v.h.t) \qquad (J/mm^3) \qquad (1.2)$$

Burada P lazer gücü (W), v tarama hızı (mm / s), h tarama aralığı (μm) ve t katman kalınlığıdır (μm).

Üretilen parçanın pürüzlülüğü, sertliği ve mekanik özellikleri proses parametrelerinden güçlü bir şekilde etkilenir. Bu nedenle, çok sayıda çalışma, istenen mekanik ve diğer malzeme özelliklerini elde etmek için proses parametrelerini optimize etmeye odaklanmıştır (Khorasani vd., 2020). Aynı şekilde bu proses parametreleri kafes yapıları etkilemekte, kafes yapı parametrelerinin değiştirilmesi de mekanik, elektrokimyasal ve biyouyumluluk özelliklerini etkileyebilmektedir (Cao vd., 2022; Hrabe ve Quinn, 2013).

Ti6Al4V alaşımı, 316 paslanmaz çelik (~ 210GPa) ve CoCrMo alaşımları (~ 240GPa) gibi implantlar için kullanılan diğer metal alaşımlarla karşılaştırıldığında düşük bir esneklik modülüne (~ 110GPa) sahiptir ve bu durum implantlar üzerindeki gerilme perdelemesi etkisini azaltmaktadır. Bu etkiye kemik-implant arasındaki elastik modüldeki fark yol açmakta ve istenmeyen gerilme dağılımı neticesinde kemik yoğunluğunun ve osseintegrasyon (implant veya yabancı bir ortam üzerinde kemik dokunun büyümesi) kabiliyetinin azalmasına yol açmaktadır (kortikal kemik – 17 GPa; trabeküler kemik – 11 GPa, vb.) (Geetha vd., 2009).

İmplantlarda kafes yapıların kullanılması, osseointegrasyonu yani kemiğin büyümesini desteklemektedir (Van Bael vd., 2012). Metal kafes yapılı kemik implantları birbirine bağlı gözeneklerden oluştuklarından üzerlerinde oluşacak yeni kemik dokusunun bağlanması ve birleşmesi için geniş bir yüzey alanı sağladığından günümüzde ortopedik uygulamalarda giderek daha yaygın kullanım alanı bulmaktadırlar. Yüksek gözeneklilik kemiğin büyümesini kolaylaştırabilir, böylece osseointegrasyonu ve stabiliteyi iyileştirebilir (Hara vd., 2016).

Biyouyumluluk, implant üzerinde doğal bir hücre büyüme hızına ve proliferasyon ile kemik hücresi bağlanması için birbirine geçen yüzey morfolojisine yol açar (Tan vd.,

2017). Protein ve sıvı adsorpsiyonlu daha yüksek yüzey alanları eldesi, kafes yapısı için biyomalzeme-hücre arayüzünde gerçekleşen ilk biyolojik sonuçtur (Luo vd., 2020). Ortopedik implantların optimal yüzey topografilerini tasarlayarak, kemik hücresi reaksiyonunu ve kemik iyileşmesini kontrol etmek mümkündür (de Wild vd., 2013; Sing vd., 2016). Tasarım adımında, farklı gözenek boyutlarının ve geometrilerinin, kalıntı tozlar için farklı son işlemlere ihtiyaç duyabileceği dikkate alınmalıdır. Örneğin, daha küçük gözenek boyutları, üretim sürecinden sonra daha fazla artık toz tutabilir (Hunter vd., 2020). Yüzey son işlemleri (mekanik, kimyasal) veya biyoaktif kaplama, biyolojik ortamda bu artık toz etkilerini azaltmak için etkili çözümler olabilir (Li vd., 2021).

SWOT analizi bir proje veya kuruluşun izleyeceği stratejilerin seçilmesine yardımcı olmak için fikir ve dayanak noktası oluşturur. Swot kelimesi İngilizce üstünlükler (strengths), zayıflıklar (weaknesses), fırsatlar (opportunities) ve tehditler (threats) kelimelerinin baş harflerinden oluşmaktadır (Helms ve Nixon, 2010). Üstünlükler ve zayıflıklar içinde bulunulan durumdan etkilenilen ve müdahele edilebilir içsel faktörlerdir. Fırsatlar ve tehditler ise dış ortamda oluşmuş ve müdahele edilemeyen dışsal faktörleri temsil eder. Doktora çalışmaları öncesi sıklıkla kullanılan ve gerçekleştirilen bir analiz yöntemidir.

Literatürde kafes yapıların kaplanması ile ilgili sınırlı sayıda çalışma mevcuttur ve hidroksiapatit (HA) ağırlıklı olarak kafes yapılar için kaplama malzemesi olarak kullanılmaktadır (Anene vd., 2020). HA ($Ca_{10}(PO_4)_6(OH)_2$), osteokondüktif ve biyouyumluluk değerleri nedeniyle diğer tüm biyoaktif seramikler içinde dikkat çeken biyomalzemelerden biridir. Bu seramiğin bileşimi, insan kemiği mineralleri ve fazlarının benzer bir bileşimini sunar (Boyd vd., 2015).Yan vd. (2017), Ti6Al4V örgü yüzeyleri üzerinde biyomimetik HA kaplaması gerçekleştirmiş ve biyoaktif özelliklere sahip olduğunu göstermiştir.

Kitosan ((1,4)-2-amino-2-deoxy-β-D-glucan, $(C_6H_{11}NO_4)_n$), bol miktarda deniz kopepodlarından üretilen bir şeker ve kitin formudur (Ilyas vd., 2022). Üstelik antibakteriyel özelliği de vardır (Yu vd., 2022). Kitosan ilaveli hidroksiapatit (HA / CS), kompozit kaplama implant yüzeylerinde kemik dokusu rejenerasyonunu ve osteokondüksiyonu arttırmak için kullanılır. Son zamanlarda yapılan çalışmalarda, HA / CS kompozit yapılarının, HA kaplamaya göre daha iyi hücre proliferasyonuna sahip

olduğu ortaya konmuştur (Kong vd., 2005; Singh vd., 2022). Kitosan kullanımı ayrıca HA kaplama sonrasında oluşabilecek çatlakları önlemekte ve ısıl işlem ihtiyacını ortadan kaldırmaktadır (Avcu vd., 2019).

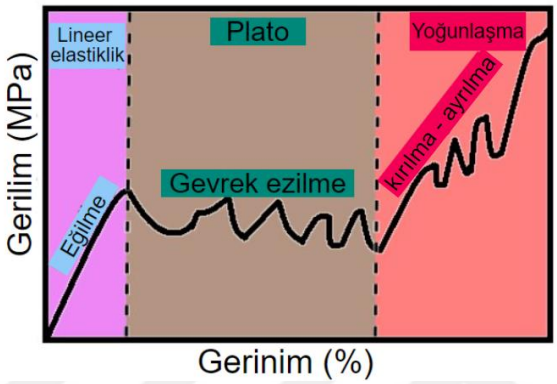
Elektroforetik biriktirme (EPD), metal yüzey kaplaması için en uygun yöntemlerden biri olarak ortaya çıkmıştır çünkü kaplama morfolojisini, kalınlığını, kristalliğini ve stokiyometrisini etkileyen biriktirme parametreleri kontrol edilebilirken karmaşık geometrilerde bile başarılı kaplamalara izin verir (Lokeshkumar vd., 2022). Ayrıca, işlem çok ucuz ve gerçekleştirilmesi kolaydır. EPD işlemi, elektroforez ve biriktirme olmak üzere iki aşamadan oluşur. Elektroforez, yüklü parçacıkların uygulanan bir elektrik alanı altında sıvı bir çözelti içindeki hareketini içerir. Biriktirmede, parçacıklar zıt yüklü iş parçası üzerinde biriktirilir (Hadzhieva ve Boccaccini, 2022). EPD işlemi sırasında kaplama malzemesinin partikül boyutu, süspansiyonun dielektrik katsayısı ve iletkenliği, viskozite, pH değeri, voltaj gücü, uygulama süresi ve sıcaklık gibi faktörler kaplama kalitesini etkileyen önemli değişkenlerdir (Besra ve Liu, 2007).

Pawlik vd.(2019), EPD ile HA / CS kompozit kaplamaları anodik titanyum dioksit katmanları üzerinde biriktirmiştir. Kristal fazlar, kompozisyon analizi ve morfoloji çalışmaları, numunelerin kemiğe benzer yüzeyler elde etmek için etkili bir şekilde kaplandığını ortaya çıkarmıştır. Ancak bu tür kaplama uygulamaları literatürde de görüldüğü üzere kafes yapılara EPD ile uygulanmamıştır.

Kemik implantı gibi biyomedikal uygulamalar için kafes yapıları karmaşıktır ve farklı gözeneklilik boyutları ve gözenek çapı gerektirir. Kafes yapısını oluşturan birim hücrenin özellikleri, kafes yapının elastik modülü ve doku rejenerasyon performansı gibi mekanik ve biyolojik özelliklerini doğrudan belirler (Hedayati vd., 2017). Küp, dodekahedron, elmas, piramidal ve tetrakaidekahedron gibi farklı topolojilere sahip birim hücreler çalışmalarda sıklıkla kullanılmaktadır.

Kafes yapıların biyomedikal özellikleri sınanırken en önemli parametre olarak basma gerilme değerleri dikkate alınır. Özellikle implant uygulamaları için kullanılacak malzemelerin kullanılabilirliğini ve uygulanabilirliğini belirlemede önemlidir (El-Sayed vd., 2020). Metal kafes yapılı parçalar için tipik basma gerilme-gerinim eğrisi, elastik eğilme, gevrek ezilme (plastik plato) ve yoğunlaşma olmak üzere üç aşamadan oluşur (Ge vd., 2021). Elastik eğilme, kafes tepkisinin elastik deformasyon alanıdır ve doğrusal bir gerilme-gerinim ilişkisi gösterebilir. Gevrek ezilme, gerilme ile gerinmenin arttığı

akma noktası alanıdır. Yoğunlaşma ise çökme bölgesi alanıdır (kırılma-ayrılma mekanizmasının olduğu yer). Basma gerilmesi, uygulanan yükleme kuvveti/etkin kesit alanı olarak hesaplanır. Maksimum basma gerilmesi (σ_{max}), elastik ezilme ve plastik plato bölgesi arasındaki dönüm noktasında herhangi bir malzemenin mümkün olan maksimum gerilmeyi alabileceği noktayı temsil eder. Basma gerinimi, kafes yapısının toplam uzunluğunun gerçek zamanlı yer değiştirmesi olarak hesaplanır (Carlton vd., 2017). Metal kafes yapılar için tipik sıkıştırma eğrisi, Şekil 1.13'te görülebilir.



Şekil 1.13 Metal kafes yapılar için tipik basma gerilme - gerinim eğrisi

Sun vd. (2013), basitleştirilmiş oktahedral modeli kullanarak LTYF Ti6Al4V kafesinin kırılma yükü ile gözenekliliği arasında üstel bir ilişki bulmuştur. Dallago vd. (2018), yaptıkları çalışmada LTYF Ti6Al4V düzenli kübik kafes yapısını metrolojik karakterizasyonunu yapmak ve hücresel kafeslerdeki üretim kusurlarının elastiklik üzerindeki etkisini incelemek amacıyla kullanmışlardır. Kafes içindeki malzemenin düzensiz dağılımının elastik gerilme üzerinde zararlı bir etkiye sahip olduğu görülmüştür. Tasarlanan ve üretilen numuneler arasındaki duvar kalınlıklarındaki sapmalar, bağıl gözenekliliğin artması nedeniyle mekanik özellikleri olumsuz etkileyip etkilemediği Vilardell vd. (2019) tarafından araştırılmıştır. Anizotropi dikey ve yatay duvarlar arasındaki kalınlık farklılıkları ile artmıştır. Basma testinde yükleme yönü boyunca daha kalın duvarlara uygulanan gerilmelerin daha yüksek elastik modül ve basınç mukavemeti sağladığı görülmüştür. Bununla birlikte, daha ince duvarlar basma testinin yükleme yönü boyunca yönlendirildiğinde, biraz daha yüksek enerji emilimi elde edilmiştir. Bu çalışma giroid kafes yapılarında denenmiş olup aynı çalışmanın kiriş tabanlı kafes yapılara uygulanabilirliği gerçekleştirilebilir. Aynı şekilde Li vd. (2019), tasarladıkları üçlü periyodik minimal yüzeyli kademeli gözenekli yapı ile gerilme perdelemesi etkisini azaltmada, erken osteojenez (kemik yumuşak dokunun oluşması)

ve osseointegrasyonu teşvik etmede etkili olduğunu göstermiştir. Bu tür gözenekli yapıların in vivo kemik oluşumu üzerindeki etkisini araştıran ilk araştırmadır ve elde edilen sonuçlar, kemik dokusu mühendisliğindeki uygulama potansiyeli üzerine önceki teorik araştırmaları desteklemektedir ve kiriş tabanlı kafes yapıların araştırılmasının geliştirilmesi açısından önemlidir.

Maskery vd. (2015), LTYF Ti6Al4V hacim merkezli kübik kafes yapısı için yaptıkları çalışmada, birim hücre boyutunun kafes yapıların çekme gerilmesi özelliklerinin belirlenmesinde önemli bir rol oynadığını belirtmiştir. Ataee vd. (2018), Ti kafes yapıları farklı birim hücre boyutunda imal etmiş ve mekanik özelliklerinin Gibson-Ashby modelinin öngördüğü değerlerden önemli ölçüde daha yüksek olduğu belirtmiştir.

Bununla birlikte, literatürdeki birçok araştırma, ince kiriş çaplı kafes yapıların biyomekanik özelliklerine odaklanmaktadır ancak biyouyumluluk ve mekanik özellikleri henüz tam olarak karakterize edilememiştir.

Zhang vd. (2018), ince kiriş çaplı (0.2 mm ila 0.4 mm) ve yük taşıyan topolojileri incelemiş ve 36 ila 140 MPa basma dayanımı raporlamıştır. Zheng vd. (2019), çeşitli kiriş çaplarını (0.2-1 mm) incelemiş ve implant uygulamaları için uygun sonuçlar elde ettiklerini raporlamışlardır.

Kafes yapı özellikleri, birim hücre geometrisi, gözenek boyutu ve topoloji gibi kafes parametrelerinden etkilenir (Sagbas ve Gürkan, 2021). Gibson-Ashby modeli, bu tür yapıların biyomedikal özelliklerini karakterize etmek için kullanılır (Lee, 2000). Ancak bu özellikler de birçok faktörden etkilenmektedir ve literatürdeki sonuçlara göre topolojik yapılar benzersiz özelliklerinden dolayı halen araştırılmakta ve geliştirilmektedir (Wang vd., 2022).

Gözenek boyutu ve gözenek yoğunluğu, tüm kafes topolojileri için ana faktörlerdir, çünkü kafes topolojisine bağlı olan biyouyumluluk özelliklerini belirler (Li vd., 2023). Çeşitli yazarlar (Fukuda vd., 2011; Taniguchi vd., 2016; Benazzo vd., 2014; Hara vd., 2016), kafes yapısına bağlı kemik iç büyümesinde 1000’µm'den daha küçük gözenek boyutunun etkili olduğunu bildirmiştir ve bazı yazarlar, kemik dokusunun kesilmesi gibi cerrahi operasyonlardan sonra kemik implantlarında 1000’µm'den daha büyük gözenek boyutlarının gerekli olabileceğini göstermiştir (Colen vd., 2013; Zadpoor, 2019). Gözenek boyutlarının ve gözenek yoğunluklarının kafes yapıların biyolojik ve mekanik

özellikleri üzerindeki etkilerini karşılaştırmak için bu çalışmada farklı gözenek boyutları, geometrileri ve yoğunlukları ile 3 farklı kafes yapısı tasarlanmıştır.

Titanyum alaşımlarının korozyonu tıbbi uygulamalarda önemli bir yere sahiptir. Yüzeylerde amorf titanyum dioksit olarak pasif bir film oluşur (Zakerin ve Morshed-Behbahani, 2021). Bu oksit film, indüklenmiş korozyon korumasıdır (Yeganeh vd., 2021). Ti6Al4V alaşımının korozyon davranışı, yüzey işlemlerinden etkilenir ve kimyasal ortama bağlı olarak değişir. İmplant malzemelerinin korozyon davranışı, simüle edilmiş vücut sıvılarında daha iyi gözlemlenebilir (Zhao vd., 2017). Korozyon davranışının belirlenebilmesi için elektrokimyasal testler yapılır.

Açık devre potansiyeli (OCP) tekniğiyle bir elektrokimyasal hücrede, hiç akım geçmediği kabul edilerek, zamana karşı potansiyel değişimi ölçülür. Dolayısıyla metal yüzeyinde herhangi bir yükseltgenme/indirgenme reaksiyonu gerçekleşmez. Korozif ortamda ise, metalin korozyona uğraması sonucunda bir potansiyel farkı oluşur. OCP tekniğiyle oluşan bu potansiyel değeri ölçülür. Ölçülen bu değer açık devre potansiyeli veya korozyon potansiyeli olarak adlandırılır. Açık devre potansiyel değerlerinin referans elektrodun potansiyeline göre daha pozitif olması, metalin korozyona karşı dirençli, daha negatif olması ise korozyona karşı dirençsiz olduğunu gösterir (Domenech-Carbo vd., 2022).

Elektrokimyasal empedans spektroskopisi (EIS) tekniğinde, sisteme uygulanan küçük amplitüdlü periyodik alternatif akım sinyallerine elektrokimyasal hücrenin yanıtı incelenir. Böylece ara yüzey reaksiyonları ve kinetiği hakkında sabit potansiyel altında bilgi alınır (Meyer vd., 2022). EIS tekniğinde yapılan işlem Ohm yasasına uygundur. Ohm yasası potansiyel-akım ilişkisi için bir direnç (R) (veya R=Z) tanımlar ve direnç (empedans), potansiyel ile akım oranına eşittir (Z=E/I). Dolayısıyla alternatif akımda gerçek ve sanal durumlar için iki ayrı empedans (Z), sırasıyla $Z_{gerçek}$ (Z') ve Z_{sanal} (Z'') değeri hesaplanabilir. Hesaplanan bu Z değerleri, x ekseninde Z' ve y ekseninde Z'' olacak şekilde grafiğe geçirildiğinde, elde edilen grafik Nyquist eğrisi olarak adlandırılır. Frekans bilgisi (Hz) toplam empedansa (|Z|) ya da frekans bilgisi faz kaymasına (θ) logaritmik olarak geçirildiğinde ise Bode grafiği olarak adlandırılan grafikler elde edilir. EIS ölçümleri eşdeğer elektriksel devre modeli ile değerlendirilir. Dolayısıyla EIS ölçümleri hedeflenen bir elektriksel devre modelinin tanımlanması ve

bu modeldeki devre elemanlarının değerlerinin hesaplanmasıdır. Bu devre Nyquist eğrisi ile tanımlanabilir (Bucolo vd., 2021).

Tafel, kaydedilmiş potansiyel-akım grafiğinin, potansiyel-log (akım) grafiği olarak yeniden çizilmesidir. Korozyon potansiyelinden başlayarak anodik ve katodik yönde çizilen bu eğriler Tafel eğrileri olarak adlandırılır. Tafel eğrilerinden korozif ortam ile sürekli temasta olan metalin korozyon akımını (ve korozyon yoğunluğunu), korozyon potansiyelini, polarizasyon direncini ve saçılma parametrelerini hesaplamak mümkündür. Bu hesaplamalar için ekstrapolasyon yöntemi kullanılır. Tafel eğrilerinin doğrusal kısımları geriye doğru ekstrapole edildiğinde korozyon potansiyelinde (E_{corr}) kesişirler, aynı zamanda kesişme noktasındaki akım korozyon akımı (i_{corr}) olarak adlandırılır. Korozyon akımının elektrodun yüzey alanına bölünmesiyle de metalin korozyon hızı olan akım yoğunluğu (I_{corr}) elde edilir. Devre direncinin elektrodun yüzey alanı ile çarpımından polarizasyon empedans değeri bulunur (R_p).

Korozyon ile ilgili çeşitli çalışmalar Eİ parçalarına uygulanmıştır. Ummethala vd. (2021), yaptıkları çalışmada LTYF Ti alaşımlarını kullanmış ve korozyon ile biyouyumluluk incelemeleri gerçekleştirmiştir. Losiewicz vd. (2020), yaptıkları çalışmada TPMS hücresel yapılarla çalışmış ve önerilen yapının korozyon direncini arttıran özelliklere sahip olduğunu raporlamıştır. Bautin vd. (2022) ise Ti düzenli açık hücreli kafes yapısı ile yaptıkları çalışmada korozyon davranışını incelemiş ve 0.3 mm kiriş çaplı olarak üretilen yapıların insan implant uygulamalarına uygun olduğunu göstermiştir.

1.2 Tezin Amacı

Bu tezin amacı, eklemeli imalat ile üretilen ortopedik implantların mekanik ve yüzey özelliklerinin insan kemik uygulamaları ile uyumlu hale getirilmesine yönelik Ti6Al4V kafes yapıların geliştirilmesi ve yüzeylerde biyoaktif hidroksiapatit/kitosan kaplamaların biriktirilmesidir. Tez kapsamında Ti6Al4V kafes yapıları için en uygun kafes parametresi literatürden belirlenmiş, çekme ve basma dayanımları test edilmiştir. Elektroforez kaplama yöntemi ile yüzeyler kaplanarak, yüzey analizi, biyoaktivite ve korozyon testleri ile kaplamaların uygunluğu analiz edilmiştir. Bu sayede kemik implant malzemesi olarak kullanılması amaçlanan kafes yapıların uygunluğu test edilmiştir.

1.3 Hipotez

Tez kapsamında; lazer toz yatak füzyonu yöntemi ile, farklı birim hücrelere sahip kafes yapılı Ti6Al4V kemik implantı numunelerinin mekanik özellikleri incelenerek, korozyon direnci ile biyouyumluluk özelliklerinin iyileştirilmesine yönelik biyoaktif kaplamalar geliştirilmiştir. Eklemeli imalat parçalarının yüzeylerinde biyoaktif kaplamaların biriktirilmesinde en önemli güçlükler kaplamanın altlık yüzeyine tam olarak biriktirilememesi ve yapışmaması sorunlarıdır. Hidroksiapatit kaplamalarının zayıf yapışma becerisinden dolayı kitosan ilavesi yapılarak bu sorunların üstesinden gelinmeye çalışılmıştır. Böylece kaplamanın mukavemeti ve yapışma becerisi artarken, literatürde örneklerine rastlanan ve yapılması tavsiye edilen sinterleme işlemine gerek kalmayacaktır. Ayrıca kitosan ile yüzeydeki biyofilm oluşumuna olumlu bir etki yapılacaktır. Gerçekleştirilecek olan test ve analiz sonuçlarıyla;

- "İnce kiriş çaplı kafes yapıların yüzeylerine EPD ile biyoaktif kaplama biriktirilmesi mümkündür",
- "ince kiriş çaplı kafes yapıların yüzeylerine EPD ile biyoaktif kaplama biriktirilmesinin biyoaktif özellikler üzerinde anlamlı bir etkisi vardır",
- "Kafes topolojilerinin kaplama özellikleri ve korozyon davranışı üzerinde anlamlı bir etkisi vardır",

hipotezlerine cevap aranmıştır.

2
MATERYAL VE YÖNTEM

2.1 SWOT Analizi

Yapılacak çalışmalar öncesinde seçilen yöntemlerin uygunluğu Swot analizi ile ölçülmüştür. Swot analizinin daha anlaşılır ve değerlendirilebilir olması için iki ayrı inceleme yapılmıştır. İlk incelemede tez konusu olan "Eklemeli İmalat ile Elde Edilen İmplant Yüzeylerinde Biyoaktif Kaplamaların Gerçekleştirilmesi" analiz edilmiştir. İkinci inceleme tez konusuna özgünlüğünü veren EPD işleminin neden tercih edildiği üzerine yapılmıştır.

2.1.1 Eklemeli İmalat ile Elde Edilen İmplant Yüzeylerinde Biyoaktif Kaplamaların Gerçekleştirilmesi

Doktora tezi kapsamında yapılacak bu analiz çeşitli yönetimsel ve uygulanabilir adımlar için sorulara yanıt olacaktır.

Üstün Yönler

1. Araştırma olanağı olan oldukça geniş bir konu.

2. Deney ve analizlerin yapılabilmesi için gerekli çoğu teçhizat ve malzemeye sahibiz.

3. Çalışma bütçesi dış kaynaklardan karşılanabilir.

4. Elde edilecek çıktılar yeni araştırma konularına imkan verebilir.

5. Çalışma için çoğunlukla yeni teknoloji, altyapı ve ekipman gerekmiyor.

6. Çalışma çoğunlukla kendi laboratuvarlarımızda sürdürülebilir.

7. Endüstri 4.0 gelişmelerine paralel ilerleyen yenilikçi bir çalışma.

8. Literatüre katkı sağlayacak çıktıların elde edileceği aşikardır.

Zayıf Yönler

1. Gerçekçi süre ve maliyet tahminleri için elde yeterli veri ve bilgi yok.

2. Benzer çalışma deneyimi öğrencide yok.

3. Çalışma bütçesi için gerekli finansal yeterlilik yok.

4. Dış kaynak (malzeme, teçhizat vb.) ve hizmet desteği gerekiyor.

5. Makine mühendisliği disiplininin dışına çıkacak bilgi ve tecrübeye ihtiyaç var.

6. Çalışma takviminin ilerleyişi dış kaynak ve hizmetlerle örtüşmeyebilir.

7. Bazı ekipman ve teçhizat için revizyonlar gerekiyor.

Fırsatlar

1. Çalışma çıktıları yeni iş birliklerine ve iş fırsatlarına katkı sağlayacaktır.

2. Literatürde benzeri olmayan bir çalışma yapılacaktır.

3. Yeni araştırmalar benzeri alanda yapıldığından güncel bilgiler elde edilecektir.

4. Yeni teknoloji, yöntem, prosedür vb. geliştirme olasılığı vardır.

5. Sanayi iş birliklerinin çalışma süresince yapılabilir olması.

6. Çoklu yayın yapmaya yetecek kadar bulgulara ulaşılacaktır.

7. Çalışma kopyalanamayacak özgünlükte olacaktır.

Tehditler

1. Çalışma için gerekli kaynakları bulmak veya değiştirmek zor olabilir.

2. Çalışılacak konunun bazı kısımları mühendislik bilgimizin dışına çıkıyor.

3. Deney ve analizlerdeki aksaklıklar bütçe ve takvimi olumsuz etkileyebilir.

4. Benzeri çalışmaların yapılabilir olması.

5. Dış kaynakların kısıtlamaları (bütçe, deney tarihi, vb.).

Yukarıdaki analiz sonuçlarından anlaşılacağı üzere çoğu üstün yön, zayıf yönlerin çözümü konumundadır. Aynı zamanda fırsatlar, tehditlerin kabul edilebilecek düzeyde risk almaya değer olduğunu göstermektedir. Her projenin / çalışmanın risk olduğu, olumsuzlukların olabileceği ve bu durumların da üstesinden gelinmesi gerekmektedir.

2.1.2 EPD İşlemi

Doktora tezi bazında yapılacak olan bu işlem çeşitli yönetimsel ve uygulanabilir adımlar için sorulara yanıt olacaktır. Seçilen kaplama biriktirme yöntemi olan EPD uygunluğu için değerlendirmeye alınmıştır.

Üstün Yönler

1. Deney ve analiz için gerekli altyapı mevcut.

2. Yöntemin gerçekleştirilebilmesi için ek bütçeye gerek yok.

3. Yöntemin uygulanabilirliği kolaydır.

4. Elde edilecek çıktılarla literatüre katkı yapılacaktır.

5. Çalışma kendi laboratuvarımızda gerçekleşecektir.

6. Yöntemin uygulama süresi kısa.

Zayıf Yönler

1. Ön hazırlıklar uzun.

2. Benzer çalışma deneyimi öğrencide yok.

3. Parametre setlerinin belirlenmesi süre istiyor.

4. İşlem öncesi ve esnası için ölçüm aletlerine ihtiyaç var.

5. Karşılaşılacak sorunlar neticesinde kullanılan teçhizata revizyonlar gerekebilir.

Fırsatlar

1. Sıklıkla kullanılan bu yönteme yeni uygulama alanları kazandırılabilir.

2. Literatürde benzeri olmayan bir çalışma yapılacaktır.

3.Yeni araştırmalar benzeri alanda yapıldığından sürekli güncel bilgiler elde edilecektir.

4. Yeni teknoloji, yöntem, prosedür vb. geliştirme olasılığı vardır.

5. Çoklu yayın yapmaya yetecek kadar bulgulara ulaşılacaktır.

Tehditler

1. Kafes yapıların bu yöntem ile kaplanması hakkında kaynak olmadığından istenmeyen sorunlarla karşılaşılabilir.

2. Solüsyon hazırlama prosedürleri uygulamamıza uygun olmayabilir.

3. Yaşanabilecek aksaklıklar çalışma planını etkileyebilir.

4. Aynı yöntem ve uygulamanın başka kişilerce yapılabilir olması.

Yukarıdaki analiz sonuçlarında üstün yönlerin ve fırsatların getireceği katkıların daha ağırlıkta olduğu görülmektedir. İmkanlar ve süre değerlendirildiğinde EPD işlemini seçmek en uygun yöntem olacaktır. Üstelik zayıflıkların ve tehditlerin çözümlenebilir olması yapılacak çalışmanın değerini daha da arttıracaktır. Bu bilgiler ışığında eklemeli imalat ile elde edilen kafes yapılar üzerinde biyoaktif kaplamanın biriktirilmesi için EPD işlemi uygun görülmüştür.

2.2 Numune Tasarımı ve İmalatı

Ti6Al4V malzemesi kullanılarak üretilen kafes yapılı numunelerin imalatı Süleyman Demirel Üniversitesi YETEM'de (Yenilikçi Teknolojiler Uygulama ve Araştırma Merkezi) bulunan EOS marka LTYF, 3B yazıcı ile gerçekleştirilmiştir (EOS M280 LTYF, EOS GmbH, Şekil 2.1). Aynı firma tarafından tedarik edilen Ti6Al4V tozunun kimyasal bileşimi Tablo 2.1.'de verilmiştir.



Şekil 2.1 EOS M280 LTYF (EOS GmbH, Almanya)

Tablo 2.1 Ti6Al4V tozunun kimyasal kompozisyonu (EOS Titanium Ti64)

Ti (%)	Al (%)	V (%)	Fe (%)	O (%)	N (%)	C (%)	H (%)	Y (%)
88	6.75	4.5	0.3	0.2	0.05	0.08	0.015	0.05

Üretim parametreleri sıklıkla kullanılan ve optimum sonuçlar sağlayan parametre setlerinden seçilmiş olup tablo 2.2'de gösterilmiştir (Asherloo vd., 2022). Koruyucu gaz atmosferi olarak Ar seçilmiştir. İmalat süresince oksijen seviyesi, biyomedikal implant

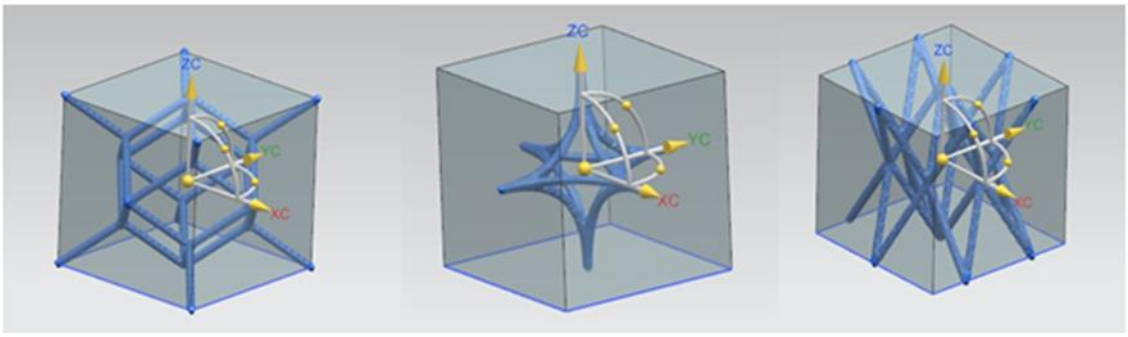
uygulamalarına uygun olacak düzeyde tutulmuştur (Balasubramanian Gayathri vd., 2022).

Tablo 2.2 Üretim parametreleri

Lazer Gücü (Yb Fiber)	Tarama Hızı	Katman Kalınlığı	Tarama Aralığı
150 W	1250 mm/s	60 µm	40 µm

Numune imalatını gerçekleştirmek ve inşa plakasından numunelerin kafes yapılara zarar vermeden ayrılmasını sağlamak için 2 mm destek yapısı kullanılmıştır. Parçalar tel erezyonu yöntemi ile destek yapılardan ayrılmış ve zarar görmemiştir. Bazı LTYF sistemlerinde kiriş tabanlı kafes yapılı numunelerin üretiminde bu gibi yapılar parça tasarımına eklenmektedir. Kavisli hücre yüzeyinin seçilen kiriş tabanlı kafes yapılarında olmaması bu durumu gerekli kılmıştır (Ma vd., 2019; Yan vd., 2014). Ayrıca numunelerin bu şekilde inşa plakasına değen uç noktalarda deformasyona uğraması engellenmiştir.

Kafes yapılı Ti6Al4V parçaları için 3 farklı kafes yapısı dodehedron, oktahedroid ve yıldız olarak seçilmiştir. Seçilen kafes yapıların birim hücreleri Şekil 2.2'de gösterilmektedir. Literatürde oktahedroid çok sık kullanılırken yıldız kafes yapısı için yapılan çalışmalar yok denecek kadar azdır (Şekil 2.2).



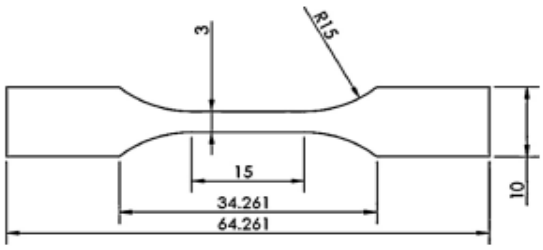
Şekil 2.2 Soldann sağa sırasıyla dodekahedron, oktahedroid ve yıldız birim kafes hücreleri

Tüm test parçaları literatürde çok az çalışılmış ince kiriş çapında üretilmiştir. Kiriş çapı 0.25 m ve birim hücre boyutları 1.25 x 1.25 x 1 mm (xyz) olarak seçilmiştir. Bu sayede topolojik gözenek boyutu arttırılmış ve literatürde örneğine rastlanılmamış birim hücre seçilmiştir. Kafes yapıların tasarımı için Siemens NX sürüm 12.0 (Siemens AG, Almanya) kullanılmıştır.

Çekme testi, basma testi, kaplama ve korozyon testi numunesi olarak tasarlanmış olan numunelere imalat işlemi sonrasında herhangi bir ısıl işlem uygulanmamıştır.

2.2.1 Çekme Testi

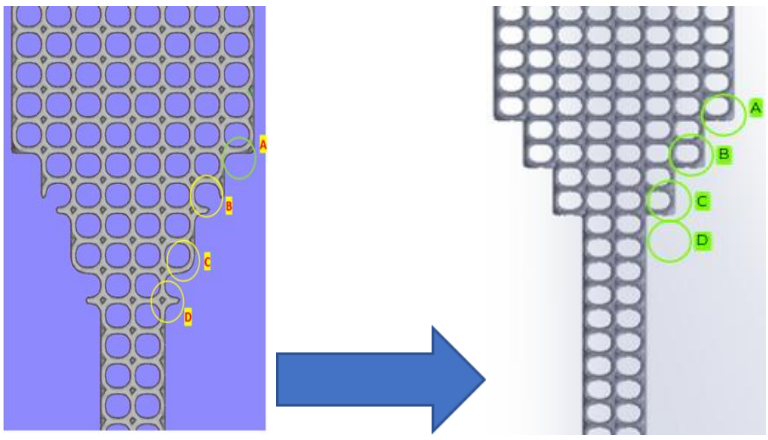
Çekme testi numuneleri ASTM-E8/E8M-16a standardına uygun olarak Şekil 2.3'te ve belirtilen ölçülere göre üretilmiştir (Zhang vd., 2020; Rauniyar ve Chou, 2019; Zhang vd., 2019). Parça kalınlığı 2.5 mm'dir.



Şekil 2.3 ASTM-E8/E8M-16a standardına uygun çekme numunesi revize edilmiş ölçülerinin şematik gösterimi (ASTM, 2020)

Çekme testleri, kalibre edilmiş evrensel mekanik test cihazı (Instron 8872, Instron, ABD) kullanılarak gerçekleştirilmiştir. Testler 0.1 mm/dakika sabit gerilme hızında gerçekleştirilmiştir. Elastik modül, gerilme-uzama eğrisindeki doğrusal elastik bölümün eğimine göre hesaplanmıştır. Lineer olmayan kesitler hesaplama için alınmamıştır. Hesaplamalarda Excel program verileri kullanılmıştır. Tasarımın nihai şekline kavuşmasına kadar aşağıdaki süreçler göz önüne alınmıştır:

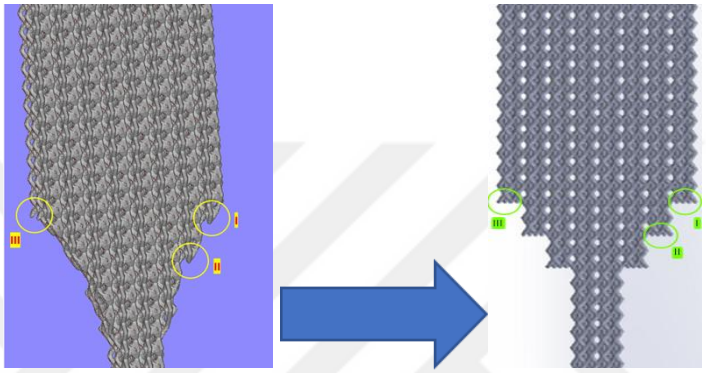
-Tasarımın tamamen kafes yapılı olması üzerinde durulmuştur ve aşağıdaki düzeltmeler yapılmıştır.



Şekil 2.4 Resimde görülen açıklıkların (B, C, D) A ile gösterilen yapıya kavuşturulması sağda gösterilmiştir (oktahedroid)

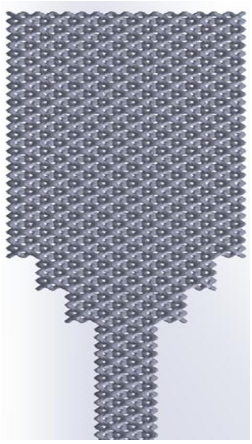
Çekme numunesinin radyüslü kısmında bazı ucu açık profillerin kapalı ancak zemine paralel ve destek gerektirebilecek ölçülerde olması nedeni ile tasarımın merdiven şeklinde inmesinin hem imalatın gerçekleştirilebilmesi hem de yapılacak olan testlerin daha sağlıklı sonuç vermesi açısından önemli olduğu görülmüştür (Şekil 2.4).

Aynı şekilde yıldız kafes yapısı içinde zeminden yukarıya imalat sırasında alt veya yan kısımlardan parçaya teması olmayan kısımlar ve dışarıya doğru yine alt noktasından temassız kısımlar bulunmuştur. İmalatın ve testlerin sağlıklı gerçekleştirilebilmesi için bu kısımların kapatılmasına karar verilmiştir (Şekil 2.5).

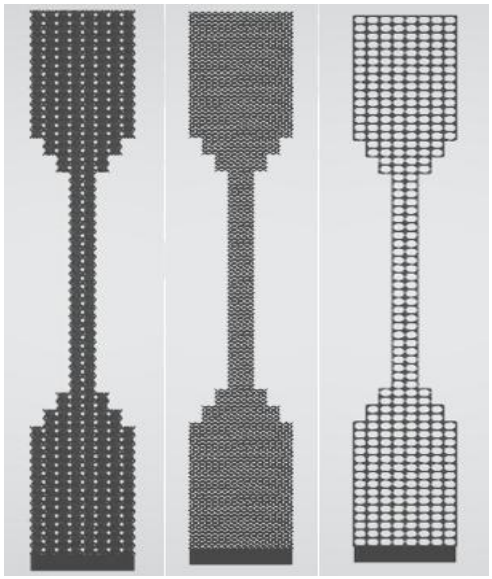


Şekil 2.5 Yıldız kafes yapısında alt veya yan kısımlardan parçaya teması olmayan kısımlar (I ve II) ve alt noktasından temassız kısımlar (III)

Bu tür bozukluklar, ham tasarım ve ölçülerin kafes yapısı oluşturulması sırasında gerçekleşmektedir. Dodekahedron topolojide böyle bir bozukluk oluşmamıştır (Şekil 2.6). Ancak ortak tasarım metodunun korunabilmesi için, yine de değişime gidilmiştir (Şekil 2.7). Bu tür farklılıklar kafes yapıların topolojik etkilerinden dolayı olmaktadır (Maconachie vd., 2019).



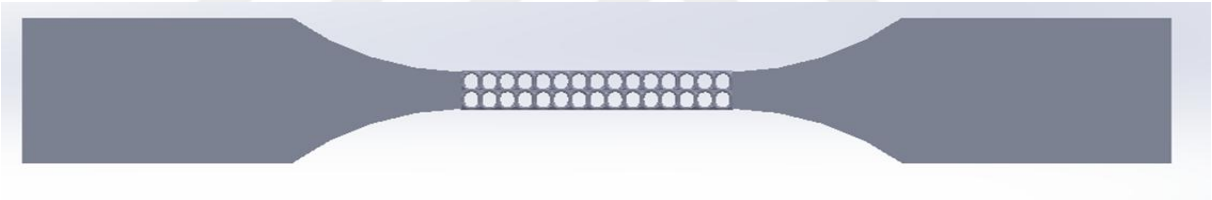
Şekil 2.6 Dodekahedron kafes yapının merdiven basamaklı son hali



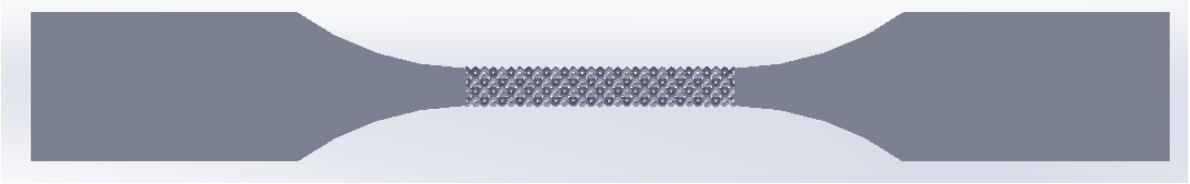
Yıldız **Dodekahedron** **Oktahedroid**

Şekil 2.7 Merdiven tipi çekme testi numunesi tasarımları

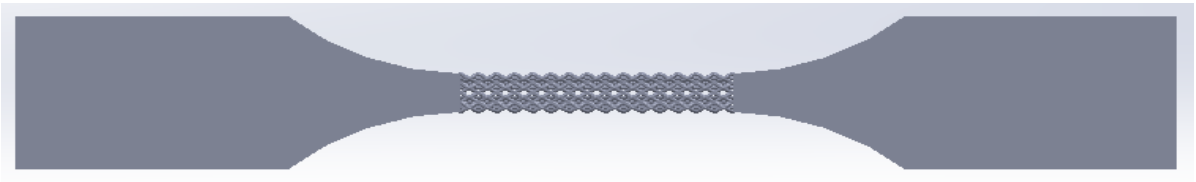
Bir diğer tasarım fikri olarak sadece orta kısmın kafes yapısı olmasına karar verilmiştir (Şekil 2.8).



Oktahedroid



Dodekahedron



Yıldız

Şekil 2.8 Ortası kafes yapılı tasarımlar

1.öneride merdiven dizilimi şeklinde ilgili kısımlar düzeltilmiş ve rijit bir geçiş oluşturulmuştur. İlk tasarıma göre hem imalat açısından hem de test açısından bu yeni tasarımın daha iyi olduğu görülmüştür. Fakat merdivenlerin alt kısımları hala boştur ve bu kısımlar imalat açısından problem yaratabileceği görülmüştür. Eğer deformasyon miktarı imalat sırasında fazla olursa, tezgahın toz serici bıçağına da çarpabilir sonucu çıkmıştır. Bunların yanı sıra, bu şekli ile imalatın tamamlandığını varsayıp çekme testi açısından baktığımızda merdiven kısımlarındaki keskin kenarlarda lokal gerilmenin birikimleri olabileceği görülmüştür. Bu da ilgili kısımlarının test sırasında deforme olmasına yol açarak % uzama değerlerinde farklılıklara yol açabilir (çekme testi cihazından alınan uzama değerlerine ek olarak bu kısımların uzaması da dahil edilmiş olur). Ama test parçası koptuktan sonra, kumpas benzeri ölçme aleti ile ölçülürse daha doğru sonuçlar elde edilebilir. Lokal gerilmenin birikimlerini engelleyebilmek adına standart test numunelerinde kesit değişimi bölgelerine radyüs verilir. Bu tasarımda, gözenek yapısından (topoloji kaynaklı) dolayı bu durum pek mümkün olmamıştır.

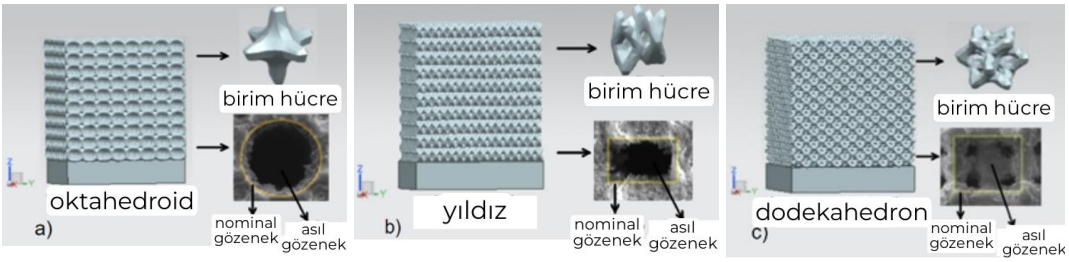
2.öneri ise hem imalat açısından hem de test açısından daha uygun olacağı düşünülmüştür. Tezgaha bağlanacak çene kısımlarının kafessiz yapılarak kesit değişimi olan kısımlara radyüs verilmesi ile 1. önerideki problemler ortadan kalkmıştır. Çekme testi sırasında numunenin kafesli yapının tam ortasından kopması yerine, katıdan gözenekli kısma geçiş bölgesinden bir kopma olabileceği düşünülmüştür (Ergene, 2020). Bu duruma geçiş kısmındaki kesitin çok zayıf olması neden olabilir. Tasarımımızdaki ince kiriş çaplı yapının bu duruma neden olabileceği düşünülmüştür.

Her iki tasarımında benzer kazanım ve kayıpları olduğundan, bunlar denenmiş olup sonuçlar karşılaştırılmıştır.

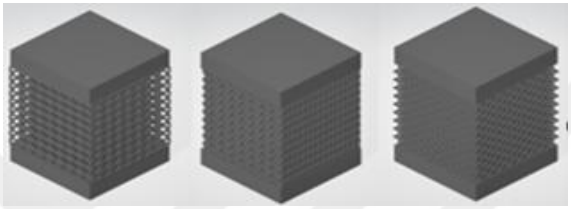
2.2.2 Basma Testi

Basma testi numuneleri ISO 13314:2011 standardına uygun olarak 10 x 10 x 10 mm kübik numuneler olarak üretilmiştir. Basma testlerinde test numuneleri iki sıkıştırma plakası arasında merkezi olarak yerleştirilmiştir (Şekil 2.9, Şekil 2.10). Alt plaka sabit ve üst plaka 0,5 mm/dk sabit deformasyon ile aşağıya doğru hareket ettirilmiştir. Yapı yönelim etkisinden kaçınmak için basma testleri inşa yönünde (Z yönünde) yapılmıştır. Testler sırasında yük-yer değiştirme verileri, gerilme-gerinim eğrisini çizmek için kaydedilmiştir. Basma testi parçaları tek plaka ve çift plaka olarak üretilmiştir. Basma testleri, kalibre edilmiŞ 100 kN evrensel mekanik test cihazı (Instron 5982, Instron,

ABD) kullanılarak gerçekleştirilmiştir. Elastik modül, gerilme-uzama eğrisindeki lineer olmayan kesitler hesaplama için alınmamıştır. Hesaplamalarda Excel program verileri kullanılmıştır.



Şekil 2.9 Tek plakalı olarak tasarlanan basma testi numuneleri

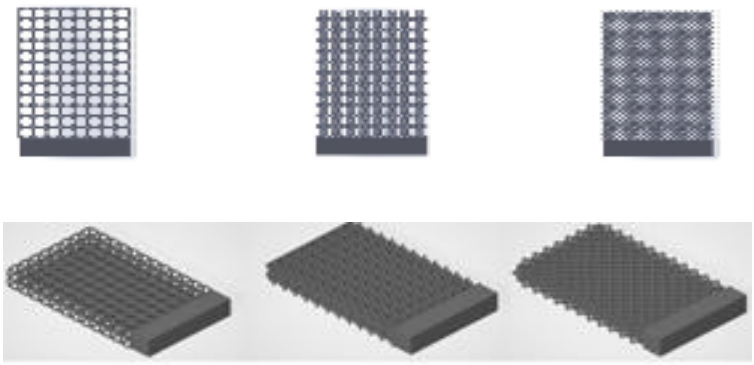


Oktahedroid **Yıldız** **Dodekahedron**

Şekil 2.10 Çift plakalı olarak tasarlanan basma testi numuneleri

2.2.3 Kaplama Biriktirilmesi ve Korozyon Testleri

Kaplama ve korozyon testi numuneleri 10 x 15 x 2 mm ölçülerinde üretilmiştir (Şekil 2.11).



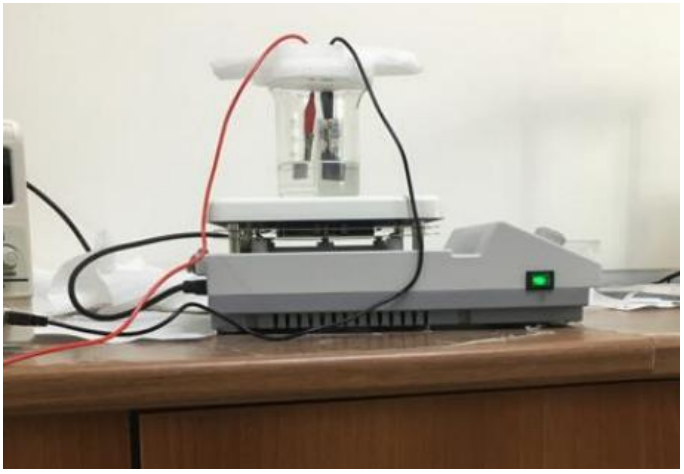
Oktahedroid **Yıldız** **Dodekahedron**

Şekil 2.11 Kaplama ve korozyon testlerinde kullanılan test parçası tasarımları

2.3 EPD İşlemi

EPD, metalik implantlar üzerinde homojen biyo-seramik kaplamalar biriktirmek için uygun bir yöntemdir. Kaplama solüsyonunda dağılan seramik nanopartiküller, metalik yüzey üzerinde ince bir tabaka oluşturur.

15 ml distile su, 42.5 ml aseton, 42.5 ml izopropil alkol, 0.2 gr hidroksiapatit (doktora çalışması için laboratuvarımızda sentezlenmiştir), 0.025 g kitosan (Bio Basic Inc., Kanada) ile EPD kaplama solüsyonu hazırlanmıştır. % 0.05 asetik asit (% 98.5 saflıkta, kitosan çözünmesini arttırmak için) kullanılmıştır. pH seviyesini ayarlamak için nitrik asit eklenmiştir. Çözelti, oda sıcaklığında 1 saat 250 rpm'de karıştırılmıştır. İki Ti64 parçası metalik elektrot olarak kullanılmış ve bunların 100 mm^2'lik alanı kullanılmıştır. Karşıt elektrot katı yapıda (kafessiz) kullanılmıştır. Elektrotlar arası mesafe 10 mm olarak ayarlanmıştır. Biyoaktif kaplama birikimi 60 V'ta 10 dakika süreyle gerçekleştirilmiş ve süreç miliamper (mA) gözlemi ile dikkatlice izlenmiştir. pH metre (Ohaus Starter300, Ohaus Europe GmbH, İsviçre) ile ölçülen pH çözeltisi anlık olarak kaydedilmiştir. EPD sistemi DC güç kaynağı Twintex SP-6005 (Twintex Instrument Ltd., Tayvan) ve manyetik karıştırıcı Mtops MS300HS (Mtops, Güney Kore) ile kurulmuştur (Şekil 2.12). pH değerleri pH metre ile ölçülmüştür (Ohaus Starter300, Ohaus Europe GmbH, İsviçre).



Şekil 2.12 Kurulan EPD sistemi

2.3.1 Sentetik Hidroksiapatit Sentezi

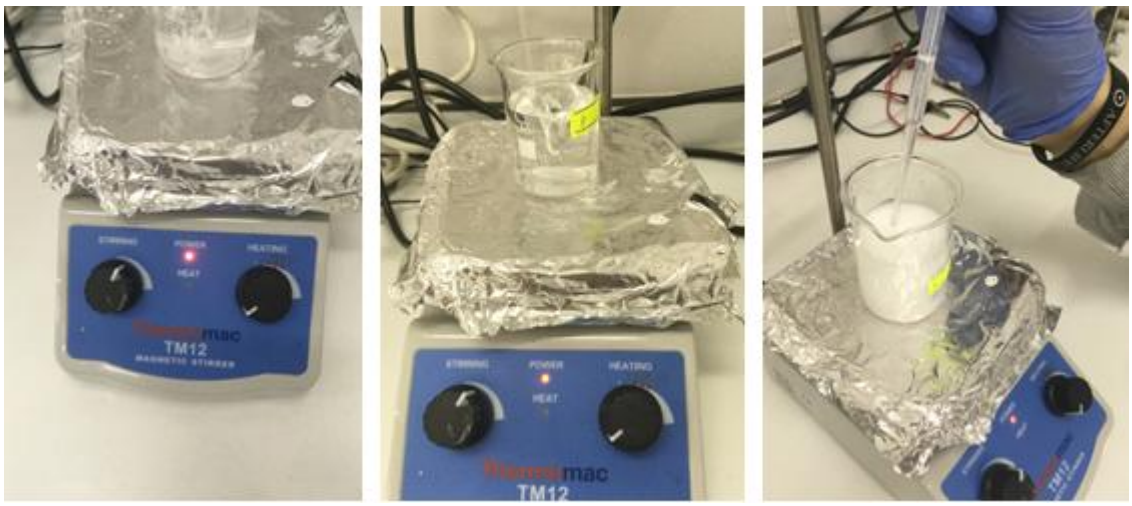
Elektroforez kaplama işlemleri sırasında kullanılmak amacıyla sentetik hidroksiapatit sentezi gerçekleştirilmiştir. Sentez aşamaları aşağıdaki şekilde özetlenmiştir.

-Kalsiyum nitrat tetrahidrat ve diamonyum hidrojen fosfatı çözündürmek için iki adet beher içine 40 ml distile su dökülmüştür. 9.464 g kalsiyum nitrat tetrahidrat tartılmış ve 40 ml distile su içine eklenmiştir. 3.172 g diamonyum hidrojen fosfat tartılmış ve 40 ml distile su içine eklenmiştir (Şekil 2.13).



Şekil 2.13 Kullanılan distile su, kalsiyum nitrat tetrahidrat ve diamonyum hidrojen fosfat

-Beherler içindeki tozlar karıştırma çubuğu ile orta hızda karıştırılmaya bırakılmıştır. Beherler içindeki çözünmüş tozların pH seviyesinin 10 üzerine çıkarılması için amonyak çözeltisi kullanılmıştır. Kalsiyum nitrat tetrahidrat çözeltisi için 0.1 gr diamonyum hidrojen fosfat çözeltisi için 1 gr yeterli olmuştur. Bu işlemler sırasında çözeltiler karıştırılmaya devam edilmiştir (Şekil 2.14). .



Şekil 2.14 Beherlerde karıştırılan ve pH dengelemesi yapılan çözeltiler

Sonraki aşamada kalsiyum nitrat tetrahidrat çözeltisi içine diamonyun hidrojen fosfat çözeltisi damla damla dökülmüştür. Ardından pH seviyesinin tekrar 10 üzerine çıkarılması için amonyak çözeltisi eklenmiştir. Bunun ardından çözelti 24 saat boyunca karıştırılmaya bırakılmıştır (Şekil 2.15).



Şekil 2.15 Çözelti 24 saat karıştırılmaya bırakılmıştır

-24 saat sonunda santrifüjleme işlemine geçilmiştir. Santrifüj tüplerine dökülen çözelti 3000 rpm 5 dk döndürülmüştür (Şekil 2.16).



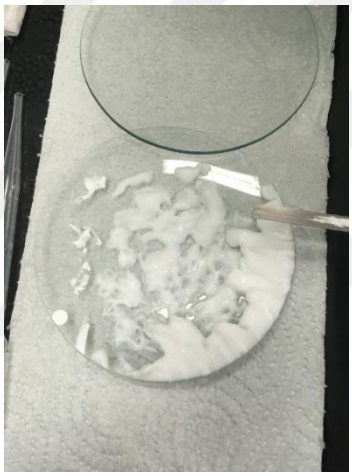
Şekil 2.16 Santrüfüj işlemi ve kullanılan laboratuvar cihazı

İlk santrüfüjleme işleminin ardından santrifüj tüplerinin üstünde kalan süpernatant (distile su ve amonyak çözeltisinden oluşan şeffaf kısım) pastör pipet yardımıyla uzaklaştırılmış ve tüplerin üzerine distile su dökülmüştür. Hidroksiapatit yıkama işlemi için tüpler elle sertçe sarsılmış ve santrifüjleme işlemi bu şekilde toplam 3 kere tekrarlanmıştır (Şekil 2.17).



Şekil 2.17 Santrifüjleme sonrası tüpün üstünde kalan süpernatant

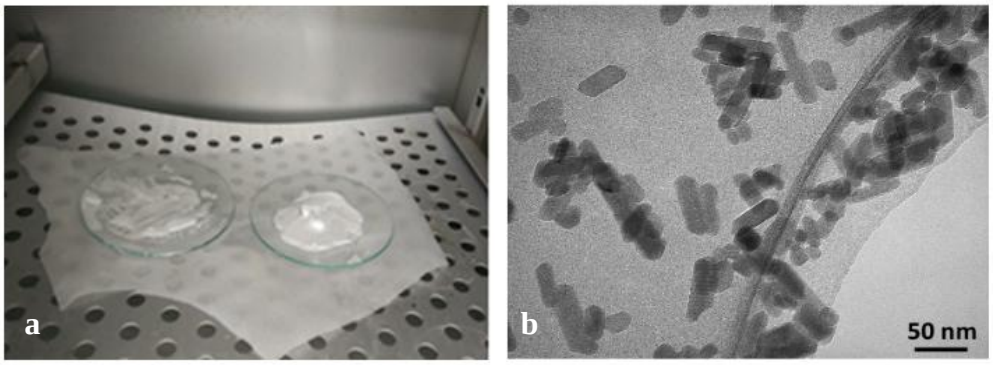
Santrifüjleme ve yıkamanın ardından tüpler içinde kalan pellet kısım (ıslak HA tozu) tüplerden alınarak saat camı üzerinde toplanmıştır (Şekil 2.18).



Şekil 2.18 Saat camı üzerinde toplanan hidroksiapatit tozu

-Tüm pelletlerin toplanmasının ardından kurutma işlemine geçilmiştir (tüp içinde kalan az miktarda kısımlarda kurutmaya alınacaktır). Kurutma inkübasyon fırınında gece boyunca 100 ^{o}C'de kurutulmaya bırakılmıştır. Kuruyan tozun uçuşma gibi nedenlerle kaybolmaması ve kolayca toplanması için cam saatlerinin altına yanmaz kağıt konulmuştur (Şekil 2.19).

Dinamik ışık saçılımı (DLS) yöntemiyle partikül boyutu Zetasizer (Malvern Instruments Ltd, Malvern, İngiltere) test cihazı ile ölçülmüştür. Sentezlenen HA tozların ortalama tanecik boyutu 142 nm'dir. Parçacık boyutu ölçümü, 37 °C'de saf suda %1 çözelti olarak yapılmıştır (3 tekrarlı). TEM görüntüsü Hitachi HF-2000 (Hitachi, Japonya) ile alınmıştır.



Şekil 2.19 HA tozunun kurutulması (a) ve sentezlenen tozun TEM görüntüsü (b)

2.4 Korozyon Testleri

In vitro şartlarda korozyon davranışının incelenmesi için Kokubo'nun reçetesi (Kokubo vd., 1990) kullanılarak, 36.5 ^{o}C'de simüle edilmiş vücut sıvısı içerisinde (SBF), elektrokimyasal korozyon testi uygulanmıştır. Üç elektrot yöntemine göre gerçekleştirilecek olan testlerde Ag/AgCl (Corrtest Instruments, Çin, CS901) referans elektrot, Pt karşıt elektrot (CH Instruments Inc., ABD, CHI115) ve test numuneleri ise çalışma elektrotu olarak kullanılmıştır. Potansiyodinamik polarizasyon tekniğine göre gerçekleştirilecek olan ölçümlerle polarizasyon eğrileri elde edilerek, numunelerin korozyon hızı belirlenmiştir. Testlerde CH Instuments CH1068E Elektrokimyasal Analizör (CH Instruments Inc., ABD) kullanılmıştır. Numune yüzeylerinde korozyon sonrası değişimlerin analizi SEM yüzey incelemesi ile gerçekleştirilmiştir.

2.4.1 Kokubo SBF Hazırlanışı

-Kullanılan beher ve gereçler beyaz sabun ve saf su ile yıkanmıştır.

-1 lt'lik cam behere 500 ml saf su konulmuş ve manyetik karıştırıcı ile karıştırılmaya başlanmıştır.

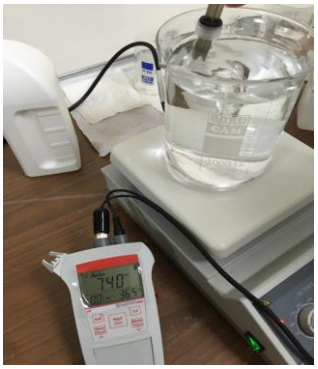
-Aşağıdaki tabloda verilen katkılar sırayla eklenmiştir. Tamamen çözünme sağlanana kadar en az 3 dk karıştırma yapılmıştır.

Tablo 2.3 SBF için eklenen malzemeler

Sıra	Katkı	Miktar
1	NaCl	7.996 g
2	NaHCO3	0.350 g
3	KCl	0.224 g
4	K2HPO4·3H2O	0.228 g
5	MgCl2·6H2O	0.305 g
6	1M HCl	40 ml
(Eklenecek toplam HCl miktarının yaklaşık %90'ı)		
7	CaCl2	0.278 g
8	Na2SO4	0.071 g
9	(CH2OH)3CNH2	6.057 g

-Beher içindeki çözeltinin sıcaklığı 36.5^{o}C'ye ayarlanmıştır ve çözelti karıştırılmaya devam edilerek ve 1M HCl çözeltisi damla damla eklenmiştir. Çözeltinin pH'ı 7.40 olana kadar bu işlem sürdürülmüştür.

-pH ayarlandıktan sonra, çözelti 1 lt olacak şekilde saf su ilavesi ile tamamlanmıştır ve pH kontrolü tekrar yapılmıştır (Şekil 2.20).



Şekil 2.20 Hazırlanan Kokubo SBF

-Her bir test için yeni SBF kullanılmıştır.

2.4.2 Elektrokimyasal Test Devresi Kurulumu ve Parametreler

Elektrokimyasal test çalışması aşağıdaki sıra ile gerçekleştirilmiştir (Ma vd., 2019):

-OCP

-EIS

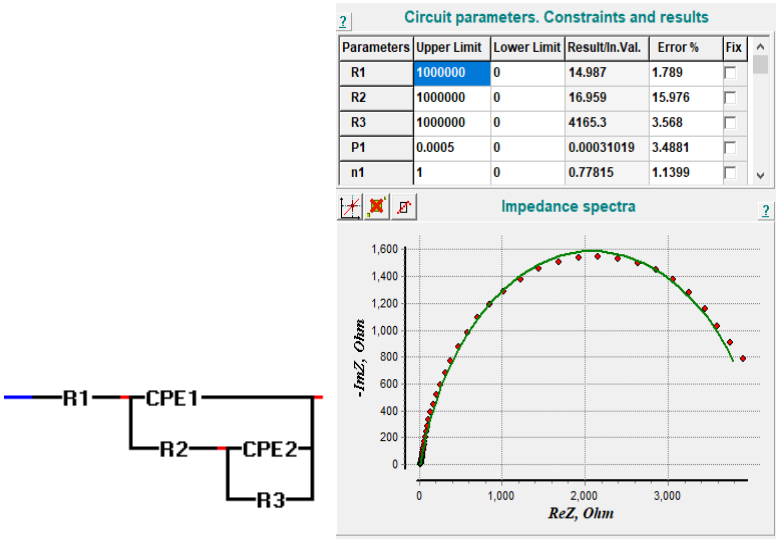
-Tafel

Aşağıdaki parametre setleri yapılacak elektrokimyasal testler için seçilmiştir.

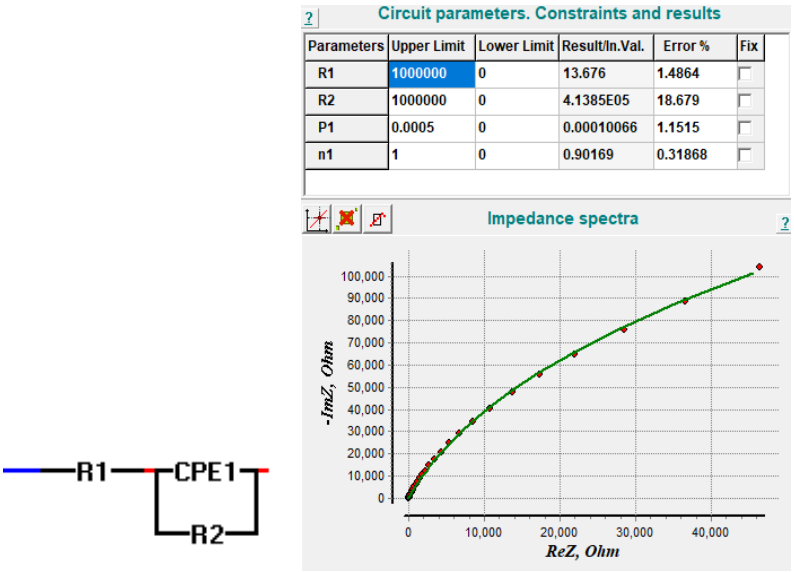
Tablo 2.4 Elektrokimyasal test parametreleri

OCP		**EIS**		**Tafel**	
Süre	4500 sn	**İlk potansiyel**	OCP değeri	**Tarama Aralığı**	2V
Yüksek Limit	1 V	**Düşük Frekans**	100 Hz		
Düşük Limit	-1 V	**Yüksek Frekans**	100000 Hz	**Tarama Oranı**	0.001 V/sn
Saniye aralığı	0.1 sn	**Genlik**	0.01 V		

EIS ölçümleri için Nyquist eğrilerinden elde edilen sonuçlara göre aşağıdaki devreler kurulmuştur (Şekil 2.21, Şekil 2.22). Bu çalışma için EIS Spectrum Analyzer (v 1.0 ABD) ve Zview (v 4.0g, Scribner, ABD) yardımcı programlarından yararlanılmıştır.



Şekil 2.21 Kaplamalı kafes yapıları için kurulan devre ve örnek devre kurulum hata oranları



Şekil 2.22 Kontrol (kaplamasız) kafes yapıları için kurulan devre ve örnek devre kurulum hata oranları

Kontrol parçalarının spektrumlarının yorumlanması için, kapasitans (CPE_1, P_1 sabit faz 1) ve yük transfer direncinin paralel bağlantısı (R_2) ile seri olarak çözelti direnci R_1'den oluşan basit bir eşdeğer devre kullanılmıştır. Kaplamalı parçalar için ise kaplama kapasitansı (CPE_2, P_2, sabit faz 2) ve kaplama direnci (R_3) paralel bağlantısı yük transfer direncine (R_2) seri bağlanmıştır. Kaplama ve kontrol parçalarının karşılaştırılması için R_2 ve R_3 değerleri karşılaştırılmıştır.

Raporlanacak tüm testler önce ikişer adet kafes numuneleri ile yapılmış ardında tekrar testleri birer adet ile yapılarak iki sette tamamlanmıştır.

2.5 Biyouyumluluk Testleri

Testler kaplama ve korozyon test numunelerine uygulanmıştır.

2.5.1 Hücre Kültürü İncelemeleri

Parça yüzeylerine ekilen MEF hücrelerinin hücre canlılığı, floresan boyalar (DIOC6 ve PI) ile değerlendirilmiştir. Canlı hücrelerdeki mitokondriyi tespit etmek için DIOC6 floresan boyası, ölü hücreleri tespit etmek için PI floresan boyası kullanılmıştır. DIOC6 floresan boyası yeşil renk verirken, PI kırmızı renk vermiştir. Malzemeler, petri kabına yerleştirilmiş ve % 70'lik etanolü takiben yarım saat boyunca UV ile sterilize edilmiştir (Thermo Scientific, Safe 2020, ABD). Malzemelerin sterilizasyonu tamamlandıktan sonra, malzemeleri örtmek için DMEM (2 ml) hücre ortamı ilave edilmiş ve

inkübatörde 37°C ve %5 CO_2'de gece boyunca inkübe edilmiştir (Thermo Scientific, Forma Steri – Cycle i160, ABD). İnkübasyonun ardından hücreler tripsin/EDTA yardımıyla ortamdan uzaklaştırılmış ve materyallerin üzerine 2 ml olacak şekilde 50.000 hücre/ml oranında ekilmiştir. Tohumlama sonrası hücreler aynı koşullarda 48 saat inkübe edilmiştir. İnkübasyon sonunda üzerlerine serumsuz olarak hazırlanan boya solüsyonu (1:100 oranında DIOC6 ve PI: serumsuz ortam) eklenmiş ve aynı ortamda 15 dakika inkübe edilmiştir. Sonrasında plakalar karanlık ortamda saklanması gerektiğinden alüminyum folyo ile kapalı olarak floresan mikroskobuna götürülmüş ve görselleri alınmıştır.

2.5.2 Sitotoksisite Testleri

Kaplamanın MEF hücreleri üzerindeki sitotoksik etkilerini anlamak için materyallere hücre canlılığı testi (MTT testi) uygulanmıştır. Biyouyumluluk testindeki aynı prosedürler sterilizasyon ve hücre ekimi için parçalara uygulanmıştır. Farklı olarak, $2.5x10^4$ hücre/ml parçaların üzerine ekilmiştir. Hücresel büyüme koşulları 24 ve 48 saat süreyle inkübe edilmiştir. Hücrelerin mitokondriyal aktivitesini belirlemek için MTT (3-(4,5-dimetiltiazol-2-il)-2,5-difeniltetrazolyum bromür) reaktifi ile 4 saat işlenmiştir. MTT reaktifi içeren ortam, formazan kristallerini çözmek için dimetil sülfoksit (DMSO) ile birleştirilmiş ve fotometrik ölçüm VarioSkan Plaka Okuyucu (Thermo Scientific, ABD) ile alınmıştır.

2.6 SEM ve Mikroskop İncelemeleri

Mikroskop görüntüleri Olympus PME3 (Olympus Optical Co., Ltd., Japonya) metalürjik mikroskop ve Beijing Tech SMT323 (Beijing Tech Instrument Co. Ltd., Çin) optik mikroskop ile alınmıştır.

Taramalı elektron mikroskobunda numuneler, bir yüzey boyunca odaklanmış bir elektron ışını kullanılarak görüntülenmektedir. Numunelerden farklı türde elektronlar yayılır.

Topografik analizler, Zeiss EVO LS 10 (Zeiss, UK) taramalı elektron mikroskobu (SEM) ile ikincil elektron dedektörü modunda farklı büyütmelerde uygulanmıştır.

Kaplama morfolojilerini incelmek için Quorum SC7620 (Quorum Technologies, İngiltere) püskürtme kaplayıcı, numunelerin Au/Pd kaplaması için kullanılmıştır.

Yüzeylere biriktirilen kaplamanın seramik olması nedeniyle daha iyi görüntü almak için bu yola başvurulmuştur. İşlem 2 dk boyunca 5 mA, $2x10^2$ mbar'da gerçekleştirilmiştir.

Yüzeyler üzerine biriktirilen kaplamaların dağılımını görmek için geri-saçılan elektron dedektörü (BSD) kullanılmıştır.

SEM-EDS, numune üzerinde elementel kompozisyonu tanımlamak için kullanılan bir yöntemdir. Biriktirilen kaplamaların analizi de bu yöntemle mümkün olmaktadır. Numune üzerine taramalı elektron demeti gönderilerek analiz işlemi gerçekleştirilir. SEM'e entegre Extif Edax Element EDS analiz sistemi (EDAX LLC, ABD) cihazı ile elde edilen EDS analizleri raporlanmıştır.

Kafes yapı morfolojik görüntüleri, 3B Keyence VHX-6000 optik mikroskop (Keyence, Japonya) kullanılarak elde edilmiştir. Yüzey pürüzlülük değerleri görüntü analiz aracı kullanılarak elde edilmiştir (en az 4 ölçüm) (Şekil 2.23).



Şekil 2.23 3B Keyence VHX-6000 optik mikroskop (Keyence, Japonya)

2.7 Yoğunluk Ölçümleri

Yoğunluk ölçümleri Arşimed yoğunluk kiti Radwag Kit-85 (Radwag, Polonya) kullanılarak ölçülmüştür. Ölçümlerde hassas terazi Radwag AS220.R2 (Radwag, Polonya) kullanılmıştır.

Ölçüm sonuçları oda sıcaklığında ve saf su kullanılarak alınmıştır (Şekil 2.24).

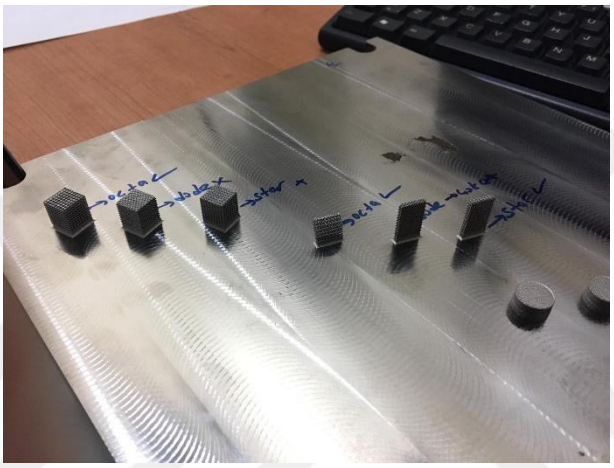


Şekil 2.24 Ağırlık ve yoğunluk ölçümleri

3
HAZIRLIKLAR

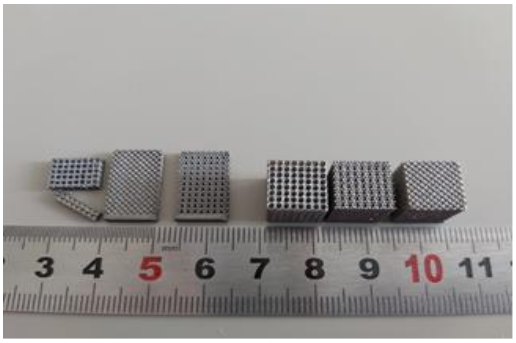
3.1 Parça İmalatı Denemeleri

Üretilecek test paçalarının ince kiriş çapında olması ve ısıl gerilmelerin şiddetli olması nedeniyle deneme imalatlarında sorunlar yaşanmıştır (Sallica-Leva vd., 2013).



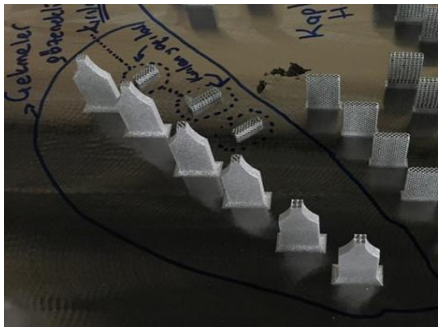
Şekil 3.1 Deneme üretimi

Dodekahedron kaplama ve korozyon testi numunelerinin imalatı esnasında toz yayıcı bıçağın temasıyla numunede kırılma meydana gelmiştir (Şekil 3.1, Şekil 3.2). Benzer durumun çekme testi numunelerinde de ortaya çıkacağı ön görülmüş ve revizyona gidilmiştir (ortası kafesli ve merdiven tipi tasarımlar uygulanmıştır).



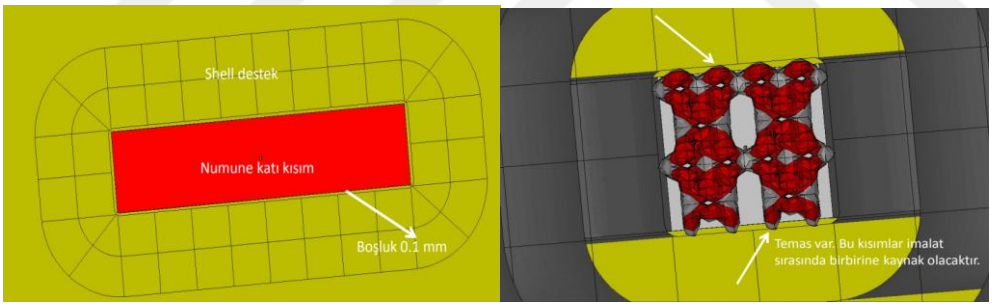
Şekil 3.2 İmalatı gerçekleştirilen ilk parçalar (basma testi numuneleri-solda, kaplama ve korozyon testi numuneleri-sağda)

Aşağıdaki görüldüğü üzere ortası kafes yapılı tasarıma sahip çekme testi numunelerinin imalatı sırasında kafes geçiş bölgesinde kırılmalar meydana gelerek yapı bozulmuştur (Şekil 3.3).



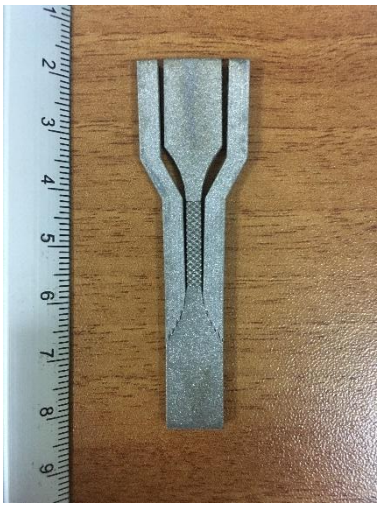
Şekil 3.3 İmalatı başarısız gerçekleştirilen çekme testi parçaları

Bu durumun önüne geçmek için çekme parçalarının üretiminde kabuk destek yapısı kullanılmıştır (Şekil 3.4). Bu destek yapısı çekme numunesine temas etmemektedir. Numunenin katı kısımları ile destek yapısı arasında 0.1 mm boşluk bırakılmıştır. Fakat kafes kısımlarında desteğe temas olmaktadır. Bunun sebebi ise parçaların kafes kısımları ile katı kısımlarının kalınlığının birbirinden farklı olmasıdır (topolojik nedenli).

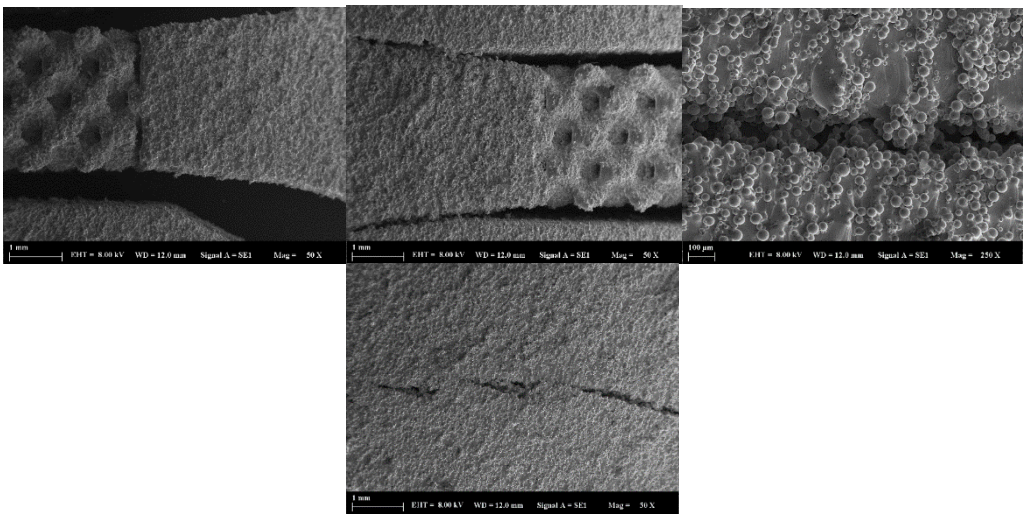


Şekil 3.4 Kabuk destek yapısı ve karşılaşılan topolojik etki

Bu durumda, kafes yapının destek yapısına değmemesi için boşluğun artırılması gerekecektir. Yukarıdaki resimlerde görülen destek yapısı son olarak aşağıda görülen şekildeki revize edilmiştir. Destek yapılar çekme numunelerinden pense, kargaburun, mengene, vb. aletler ile kolayca ayrılacak şekilde tasarlanmıştır (Şekil 3.5, Şekil 3.6).

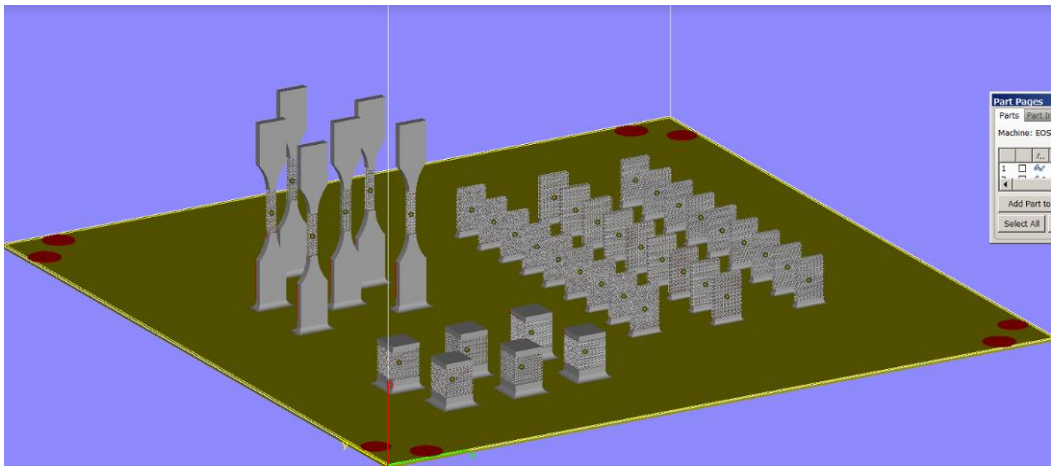


Şekil 3.5 Kabuk destek yapısı tasarımı



Şekil 3.6 Çekme numunelerinin destek yapısı (Kafes-bulk yapı birleşimi (sol üst), destek yapı-numune geçişi (orta üst), geniş destek yapı ayrım çizgileri (sağ üst) ve sıkı destek yapı ayrım çizgileri (alt))

Yapılan revizyonlar ve tasarımsal geliştirmeler sonucunda parçaların imalatı sorunsuz gerçekleştirilmiştir. Aşağıdaki resimde 3B yazıcıya gönderilen tasarımların inşa plakasına örnek yerleşim planı gösterilmiştir (Şekil 3.7). Sonraki üretimler bu yerleşimde gösterildiği gibi tamamlanmıştır.



Şekil 3.7 Yazıcıya gönderilen örnek tasarımlar

3.2 Elektroforez Kaplama (EPD) Ön Denemeleri

Numunelerin sorunsuz olarak temizlenebilmesi ve kaplamalarının biriktirilebilmesi için EPD sisteminin kurulması ve uygun olabilecek parametrelerin denenmesi için ön denemeler gerçekleştirilmiştir.

Kaplama işlemi ön denemeleri aşağıdaki adımlar kullanılarak başarılı bir şekilde gerçekleştirilmiştir.

Yüzeyler SiC 1000 kum zımpara parlatılmıştır (kafes yapılar için bu işlem uygulanamamaktadır). Bu parçaların kaplama işleminden önce 45 ^{o}C sıcaklıkta 30 dk aseton, ardından yine aynı sıcaklık ve sürede saf suda temizleme işlemleri gerçekleştirilmiştir (Şekil 3.8). Kaplama solüsyonu için 15 ml saf su, 85 ml etanol, 0.2 g hidroksiapatit, 0.025 g kitosan, % 0.05 hacim asetik asit (% 98.5 saflıkta, kitosanın çözünmesini arttırmak için) kullanılmıştır. Oda sıcaklığında 250 rpm 1 saat ve 40° C'de 1 saat karıştırılmıştır. Kitosan kullanımı ile HA kaplama ile oluşabilecek çatlamaların ve kaplama sonrası ısıl işlem yapma ihtiyacı giderilmektedir (Avcu vd., 2019).

Deneylerde kullanılacak parametreler aşağıdaki gibi seçilmiştir.



Şekil 3.8 Temizleme süreci

Tablo 3.1 EPD ön denemeleri sırasında kullanılan parametre setleri

No	V	Süre	Karıştırma	Sıcaklık (^{o}C)	Aralık
1	30	10 dk	x	25	10 mm
2	30	10 dk	100 rpm	25	10 mm
3	30	10 dk	x	35	10 mm
4	30	10 dk	100 rpm	35	10 mm
5	30	10 dk	x	40	10 mm
6	30	10 dk	100 rpm	40	10 mm
7	30	10 dk	x	50	10 mm
8	30	10 dk	100 rpm	50	10 mm

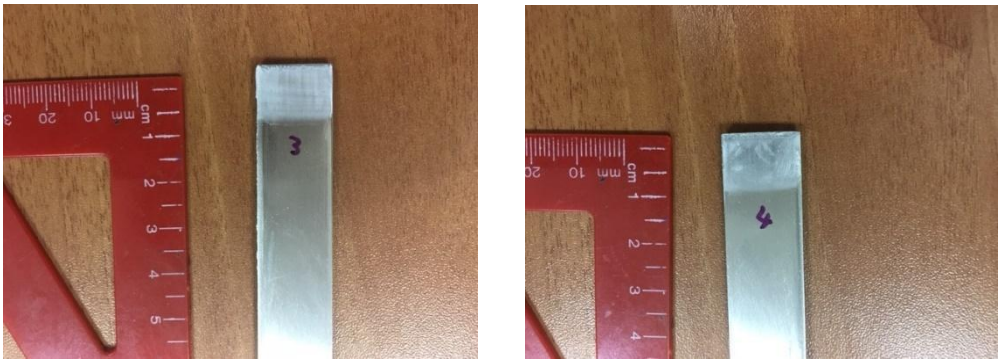
Kaplamalar farklı sıcaklık ve döndürme parametrelerini incelemek için gerçekleştirilmiştir. EPD sistemi katodik EPD olarak kullanılmıştır (Şekil 3.9-3.13)



Şekil 3.9 Kaplanacak numune



Şekil 3.10 1. ve 2. deney parametre setine göre biriktirilen hidroksiapatit/kitosan kaplama



Şekil 3.11 3. ve 4. deney parametre setine göre biriktirilen hidroksiapatit/kitosan kaplama



Şekil 3.12 5. ve 6. deney parametre setine göre biriktirilen hidroksiapatit/kitosan kaplama



Şekil 3.13 7. ve 8. deney parametre setine göre biriktirilen hidroksiapatit/kitosan kaplama

Kaplamaların biriktirilmesinin ardından kaplama yüzeyleri optik mikroskop ile incelenmiştir. Elde edilen bulgular aşağıda listelendiği gibidir.

1) Yeterli sıcaklık ve döndürme etkisi sağlanamadığından kaplamanın oluşabilmesi için tutunma yüzeyinin oluşmamış olduğu görülmüştür. Birikim tüm yüzey boyunca oluşmamış ve çok az da olsa küçük küçük gözeneklilik meydana gelmiştir.

2) Deney no 1'deki kaplama tabakasına kıyasla karıştırmanın olması, kaplamanın birikimi açısından gözle görülür bir gelişme göstermiştir. Kaplama sınırları mikroskop altında zorlukla seçilmiştir. Bu durum çok ince bir kaplama oluştuğunu göstermektedir. Ancak yüzeyin tamamında kaplama birikmemiştir. Gözeneklilik görülmemiştir.

3) Yüzey cidarları hariç kaplama ilk iki deneye göre daha iyi birikmiştir. Gözeneklilik görülmemiştir.

4) Deney no 3'e benzer bir kaplama birikimi oluşmuş ancak karıştırmanın etkisi ile yüzey cidarlarına yakın bölgeler daha az oranda kaplanmıştır. Bu deney seti, sıcaklık ve karıştırma ilişkisinin deney no 2 ile kıyaslanmasını sağlamıştır.

5) Yüzey cidarlarının birikiminde gözle görülür bir iyileşme sağlanmıştır. Herhangi bir kaplama kusuru saptanamamıştır.

6) Yüzeyin bir kaç bölgesi dışında deney no 5'e benzer kaplama birikimi oluştuğu gözlemlenmiştir. Bu deneyde parametreler karıştırma etkisi ile yüzey cidarlarının kaplanmasını iyileştirmiş ancak istenilen kaliteyi tüm yüzeye yayamamıştır.

7) Kaplama birikimi her bölgede eşit oluşmamıştır. Buna neden olarak yüzeyin pürüzlülüğü gösterilebilir. Delik içi ve cidarlarında kaplama oluşmamıştır.

8) Deney no 7'ye benzer bir kaplama oluşumu gözlemlenmiştir. Delik cidarlarının bazı bölgelerinde birikim görülmüştür. Ancak delik içinde birikinti bulgusuna rastlanmamıştır.

Tüm bu sonuçlar ışığında deney no 5'in en iyi sonucu verdiği söylenebilir. Karıştırma nedeniyle oluşan türbülansın deney no 6 'da hatalara neden olduğu söylenebilir. Deney no 1 hariç tüm deneylerde gözenekliliğin önlenebilmesi açısından başarı sağlanmıştır. Elde edilen bulgular kafes yapılı numuneler üzerinde yapılacak kaplamalar için önemli bilgiler sağlamıştır. Bir sonraki aşamada imalatı gerçekleştirilen numuneler üzerinde EPD kaplama denemeleri yapılarak nihai parametre seti belirlenmiştir.

3.3 Kafes Yapı Temizlik Prosedürü

LTYF yönteminde numuneler ortalama 50 µm çapa sahip toz haldeki alaşımlardan, katman katman üretildiği için numune yüzeylerinde kısmi ergimiş ve yüzeye yapışmış tozlar bulunabilmektedir. Bu tozlar implantın vücut içerisine yerleştirilmesi sonrasında, zaman içerisinde yüzeyden koparak tersinir doku reaksiyonlarına neden olabilecektir.. Bu da implantın aseptik gevşemesine ve implant ömrünün ön görülenden daha kısa süre içerisinde sonlanmasına neden olacaktır. Öte yandan, son derece küçük boyutlardaki birim hücrelerden oluşan kafes yapının temizlik işlemleri sonrasında zarar görmesi riski yüksektir. Bu nedenle imalat yüzeylerinin uygun bir şekilde, yapıya zarar vermeden temizlenmesi son derece önem arz etmektedir. Kaplama işleminden önce temizlik işleminin yapılması zorunludur. Bu konuda standart bir prosedür henüz yoktur. Kimi araştırmacılar temizlik için hava jetini kullanırken (Al-Saedi vd., 2018), kimi

araştırmacılar ise etanol, izopropil alkol, aseton, saf su gibi temizleyiciler kullanarak ultrasonik banyo temizliğini kullanmıştır (De Pasquale vd., 2019). Bazı literatür çalışmaları referans alınarak numune yüzeylerinin kimyasal temizliği aşağıdaki şekilde gerçekleştirilecektir.

1. % 2 HF (hidroflorik asit) - % 20 HNO_3 (nitrik asit) – saf su çözeltisinde 2 – 5 – 10 – 15 - 20 dk dağlama

veya

%5 HF – saf su çözeltisinde 2 - 5 dk dağlama

veya

10M NaOH (sodyum hidroksit) sulu çözeltisinde 24 saat bekletme

2. 45 ^{o}C'de 15'er dakika sırasıyla etil alkol, aseton ve saf suda ultrasonik temizleme

Temizliği yapılan numuneler desikatörde kurumaya bırakılmıştır**.**

Temizlik prosedürünün belirlenmesi için yapılacak denemelerde kırık kafes yapı parçaları ve imalat denemeleri esnasında elde edilen başarısız üretim parçaları kullanılmıştır. Prosedürün belirlenmesi ile asıl kafes ön numunelerine işlemler yapılmıştır.

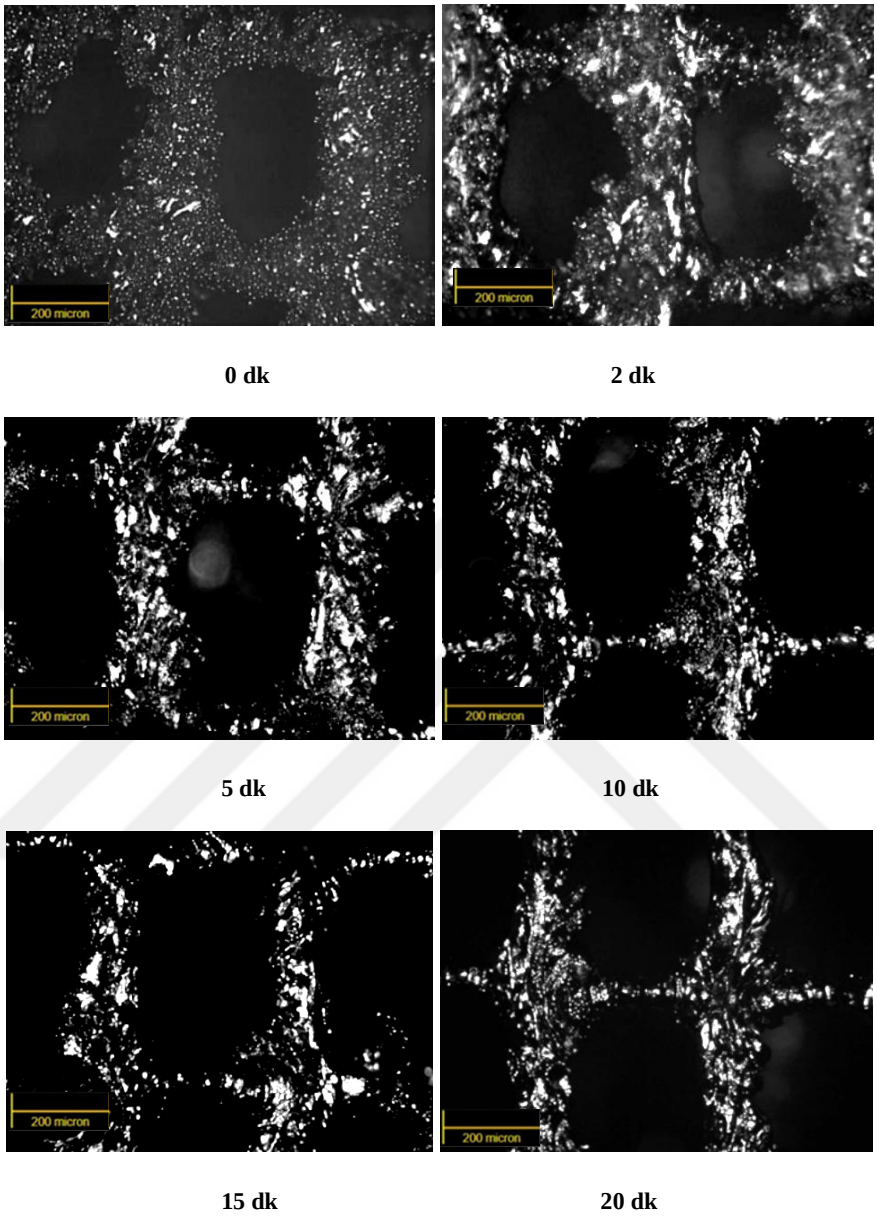
Yapılan denemeler sonucunda elde edilen bulgular aşağıda paylaşılmıştır. Mikroskop görüntüleri alınmıştır.

- % 2 HF (hidroflorik asit) - % 20 HNO_3 (nitrik asit) – saf su çözeltisi en iyi sonucu vererek temizleme prosedürünün başlangıcı olarak kabul edilmiştir (Şekil 3.14).

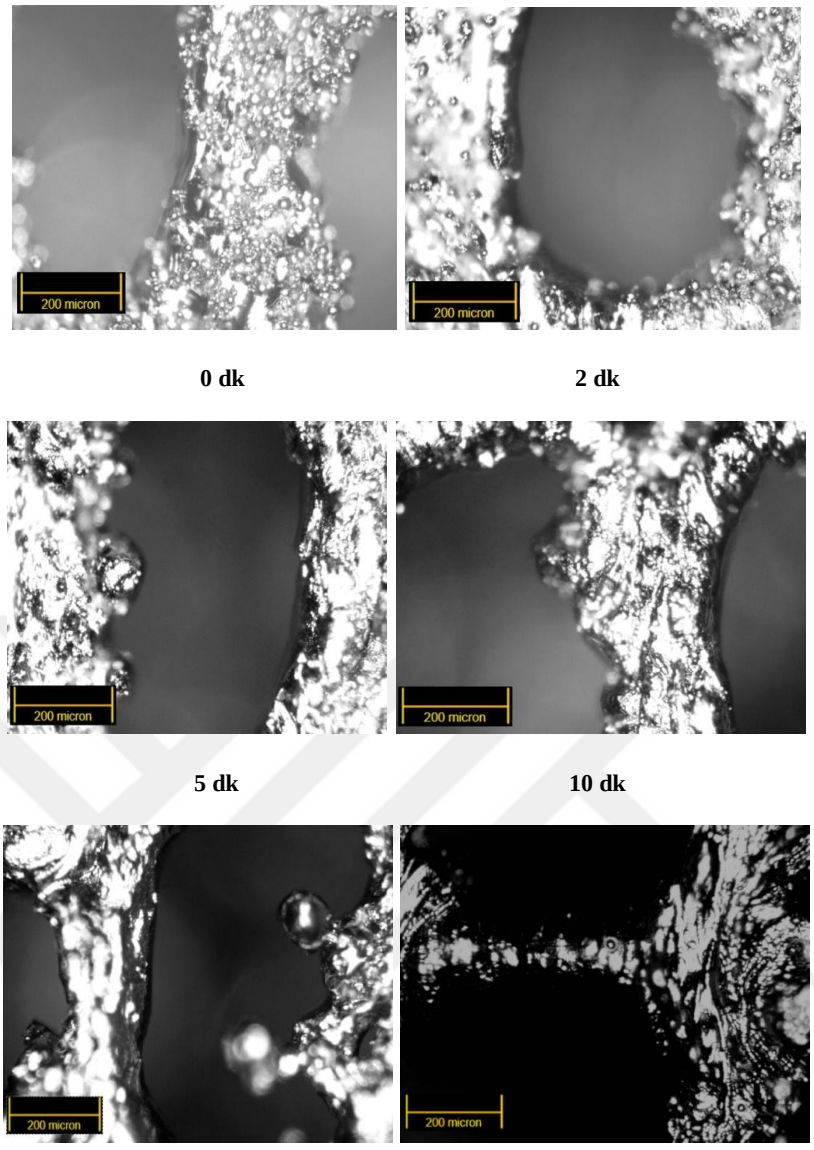


Şekil 3.14 %2 HF – % 20 HNO_3 - saf su çözeltisinde dağlama

Aşağıdaki şekilde farklı dağlama sürelerinde kafes yapıların uğradığı kayıplar ve kalıntı toz görüntüleri verilmiştir (Şekil 3.15, Şekil 3.16).



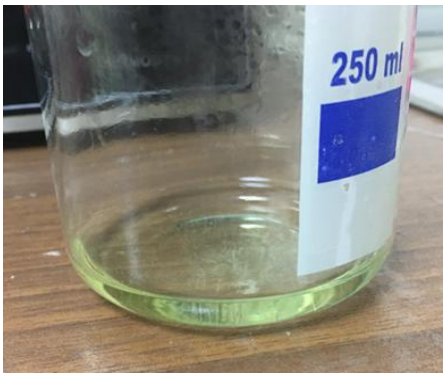
Şekil 3.15 Dağlama sonucu kafes yapının zamana bağlı değişimi (5x büyütme)



Şekil 3.16 Dağlama sonucu kafes yapının zamana bağlı değişimi (10x büyütme)

Yapılan mikroskop ölçümleri sonucunda 5 dk dağlama prosesi sonunda en iyi sonucun alındığı görülmüştür. Kalıntı tozların parçadan uzaklaştırılması süre uzadıkça iyileşirken, kafes yapının kiriş çaplarının giderek inceldiği / kaybolduğu görülmüştür. Dolayısıyla 5 dk süre ile parçaların bu solüsyon içinde dağlanmasına karar verilmiştir.

- % 5 HF – saf su çözeltisi denenirken kafes yapısı 1 dk süre içerisinde tamamen solüsyon içinde çözünerek kaybolmuştur. Bu prosedürün uygulanmamasına karar verilmiştir (Şekil 3.17).

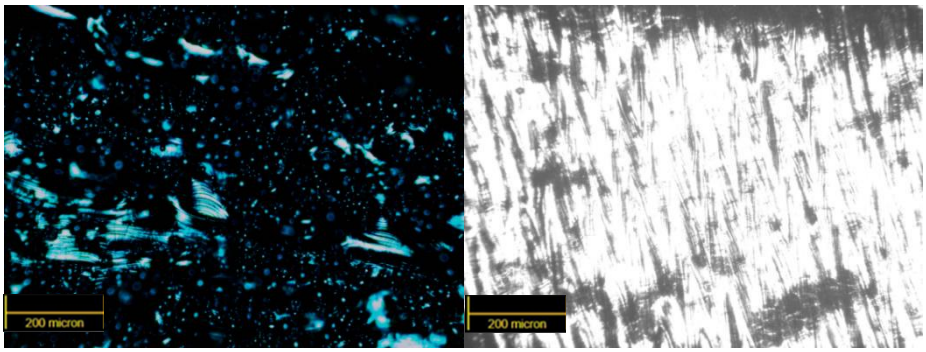


Şekil 3.17 %5 HF – saf su çözeltisinde dağlama

- 10 M NaOH sulu çözeltisine daldırılan parçalar 24 saat boyunca bekletilmiştir. Prosedür iyi sonuç vermesine rağmen %2 HF – %20 HNO_3 - saf su çözeltisinde olduğu gibi ergimemiş tozların uzaklaştırılmasında çok etkili olamamıştır. Ayrıca yapılan metalürjik incelemelerde yüzeylerin matlaştığı görülmüştür. Bu prosedür ile ilerlememeye karar verilmiştir (Şekil 3.18, Şekil 3.19).



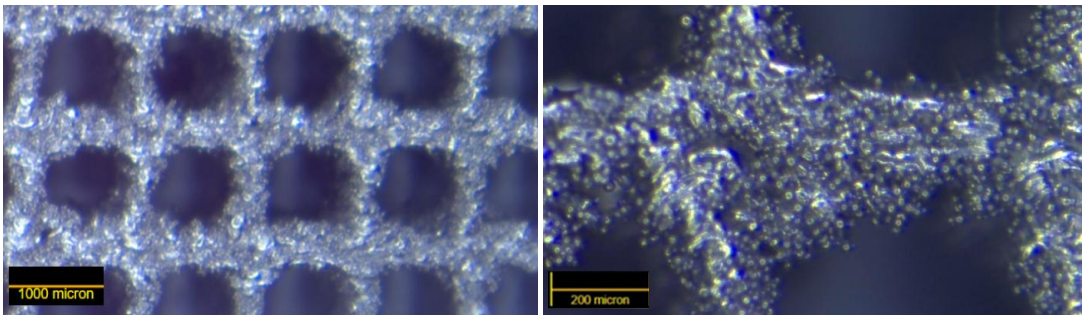
Şekil 3.18 10M NaOH çözeltisine bırakılan kafes yapısı



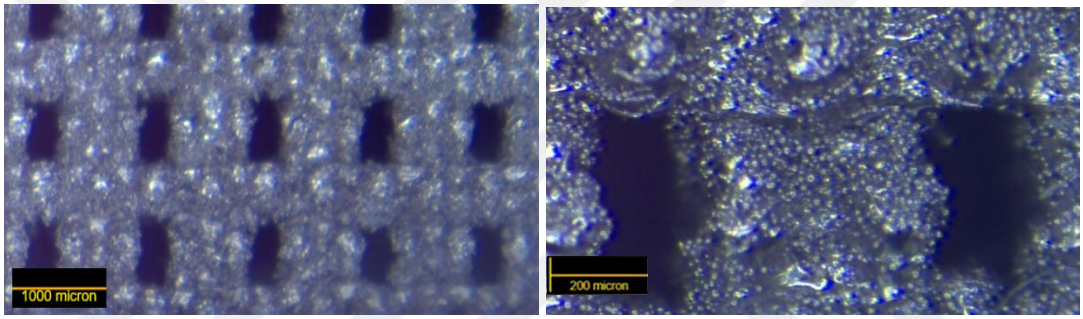
Şekil 3.19 10 M NaOH sulu çözeltisine daldırılmadan önce (sol) ve sonra (sağ) parçanın mikroskop görüntüsü (5x büyütme)

Prosedürün belirlenmesinin ardından kırık küçük parçaların ve asıl kafes yapıların temizlik işlemine geçilmiştir.

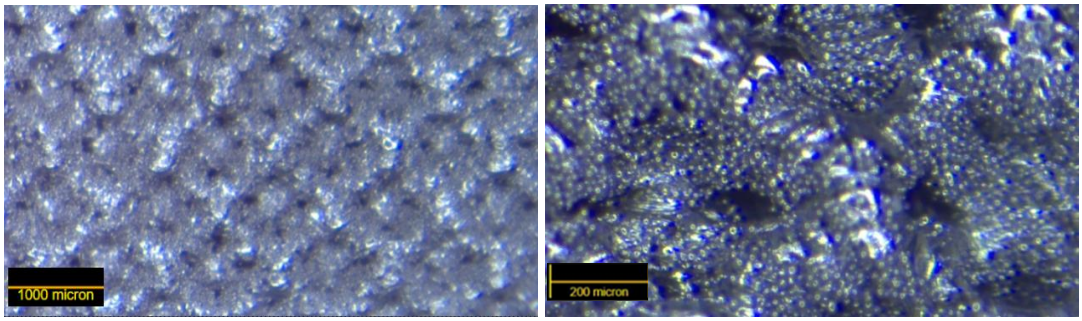
Asıl kafes yapıların (kaplama ve korozyon testi numuneleri) temizlik prosedürü öncesi ve sonrası optik mikroskop görüntüleri aşağıda paylaşılmıştır (Şekil 3.20, Şekil 3.21).



Oktahedroid

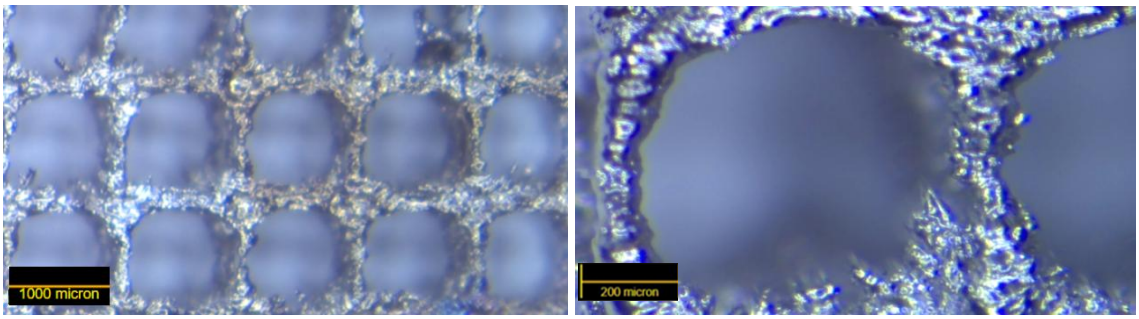


Yıldız

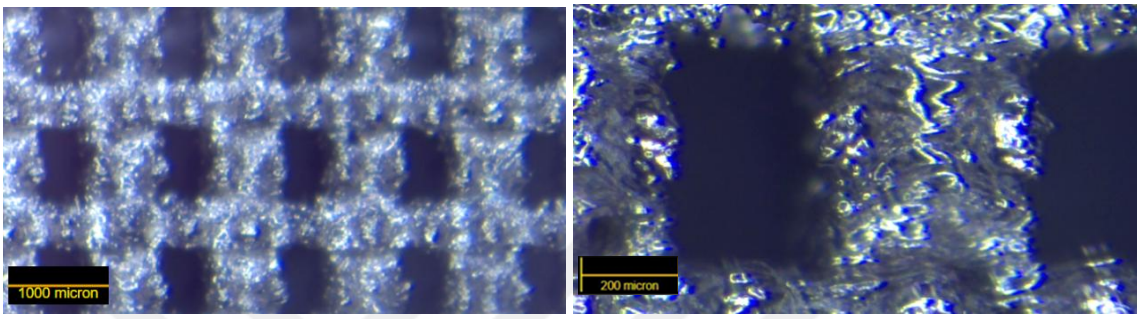


Dodekahedron

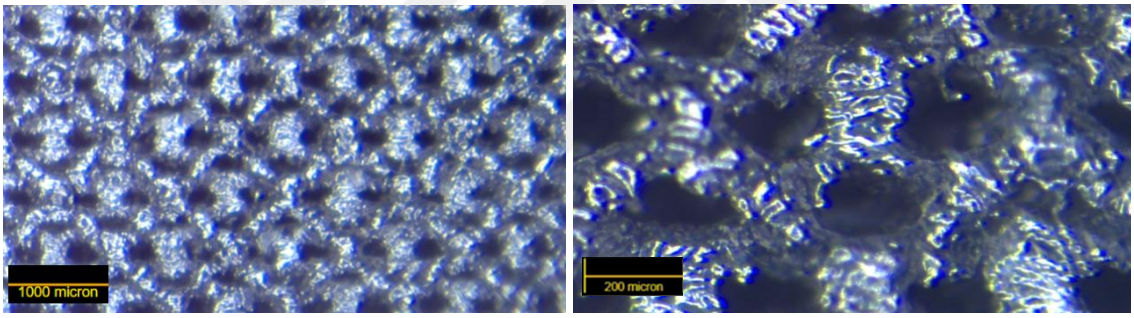
Şekil 3.20 Kafes yapıların temizlik prosedürü öncesi optik mikroskop görüntüleri (2x büyütme solda, 5x büyütme sağda)



Oktahedroid



Yıldız



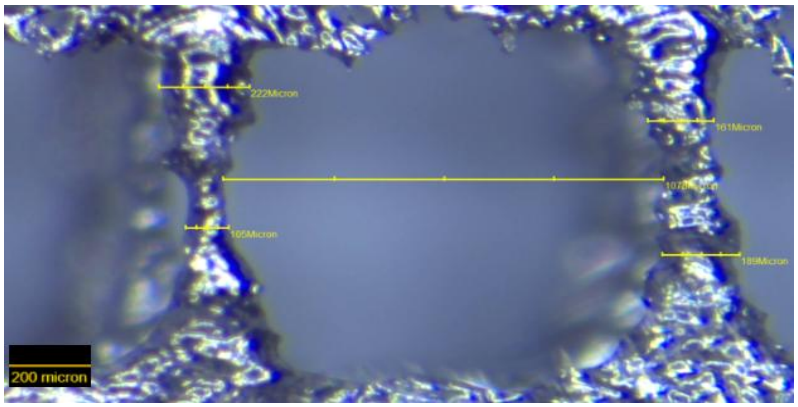
Dodekahedron

Şekil 3.21 Kafes yapıların temizlik prosedürü sonrası optik mikroskop görüntüleri (2x büyütme solda, 5x büyütme sağda)

5 dk dağlama sonucunda numunelerde görülen kayıplar aşağıda gösterilmiştir (Şekil 3.22-3.24).

(t, kafes gözeneklerinin boyutunu temsil ederken; d, kiriş çapını temsil etmektedir. CAD modelinde tanımlanan nominal boyutlar (n) ve ölçülen sonuçların ortalama değerleri (m). f, birim hücre köşegen uzunluğunu ve g, nominal iç kafes gözenek çapını temsil etmektedir. u ve v sırasıyla kafes gözenek uzunluğunu ve genişliğini temsil ederken; e, dış gözenek kenarlarının dikey mesafesini temsil etmektedir)

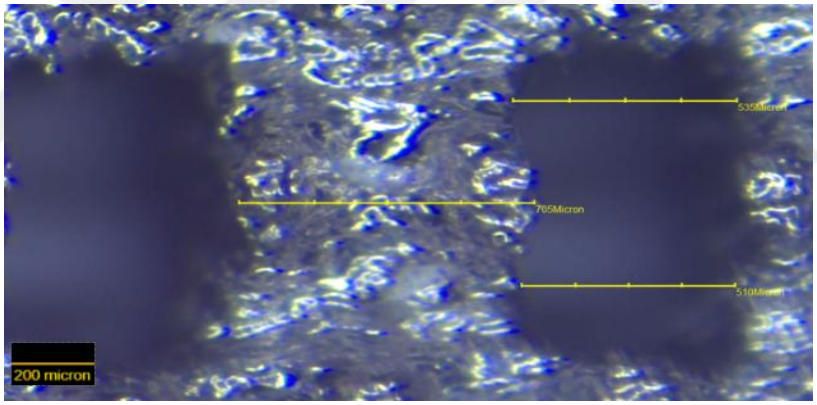
Dağlama sonrası elde edilen ölçüm sonuçları $_{dağ}$ indisi ile gösterilmektedir. Tablolardaki değerler ortalama sonuçlardır.



Şekil 3.22 Oktahedroid kafes yapısının dağlama sonrası görünümü. Şekilde d ve t değerleri görülmektedir, 5x büyütme

Tablo 3.2 Oktahedroid kafes yapının ölçüm sonuçları (mm)

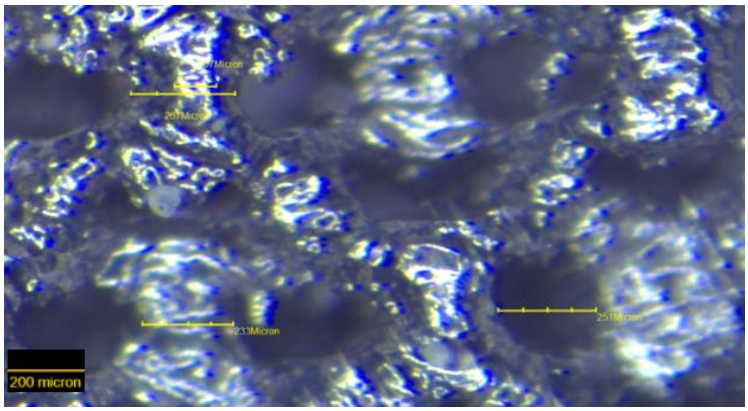
t_n	t_m	$t_{dağ}$	d_n	d_m	$d_{dağ}$
1	1.066	0.9746	0.25	0.2762	0.2201



Şekil 3.23 Yıldız kafes yapısının dağlama sonrası görünümü. Şekilde e ve v değerleri görülmektedir, 5x büyütme

Tablo 3.3 Yıldız kafes yapının ölçüm sonuçları

d_n	d_m	$d_{dağ}$	u_n	u_m	$u_{dağ}$	v_n	v_m	$v_{dağ}$	e_n	e_m	$e_{dağ}$
0.25	0.2901	0.2607	0.9	0.8293	0.9657	0.375	0.3048	0.408	0.875	0.9391	0.7239



Şekil 3.24 Dodekahedron kafes yapısının dağlama sonrası görünümü. Şekilde d ve g değerleri görülmektedir, 5x büyütme

Tablo 3.4 Dodekahedron kafes yapının ölçüm sonuçları (mm)

d_n	d_m	$d_{dağ}$	f_n	f_m	$f_{dağ}$	g_n	g_m	$g_{dağ}$
0.25	0.2666	0.231	1	0.9672	0.9672	0.2	0.1881	0.229

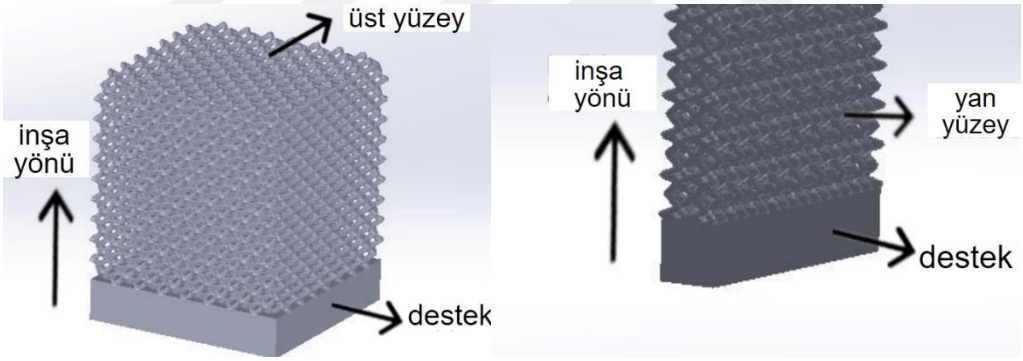
Yukarıdaki sonuçlardan en büyük kayba oktahedroid kafes yapının uğradığı açıkça görülmektedir. Dağlama solüsyonu bu topolojide daha etkin olmuştur. Bu sonuca oktahedroid kafesin büyük boşluklu geometrisi neden olmuştur.

4
SONUÇ VE ÖNERİLER

4.1 Topografik İncelemeler

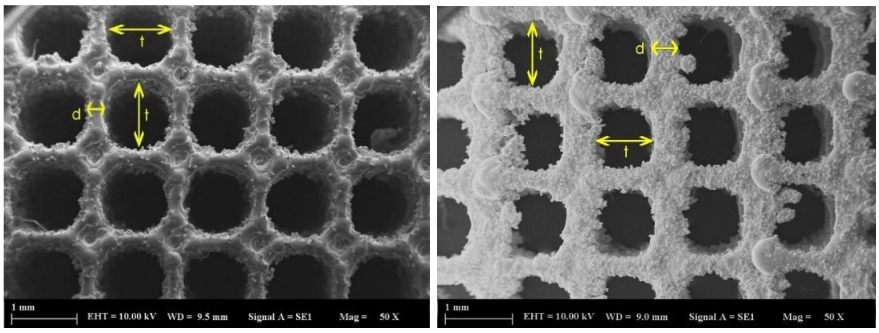
Numunelerin üst ve yan yüzeylerinden topografik analizler SEM ile ikincil elektron dedektörü modunda farklı büyütmelerde uygulanmıştır. Yüzeylerin farklı bölgelerinden boyutsal ölçümler alınmış ve ortalama değerleri rapor edilmiştir.

Şekil 4.1'de gösterilen üst ve yan yüzeylerden topografik ölçümler alınmıştır. Basma testi numunelerinin üst yüzeyinden üst yüzey ölçümleri; kaplama ve korozyon testi numunelerinden yan yüzey ölçümleri alınmıştır. Üst ve yan yüzeyler belirtilen numuneler için bire bir aynı geometri ve topolojiyi taşır. Her bir değer için en az 5 ölçüm alınmıştır.



Şekil 4.1 Kafes numunelerinden elde edilen ölçümlerin alım yöntemi

Oktahedroid kafes yapının SEM görüntüleri Şekil 4.2'de verilmiştir. t, kafes gözeneklerinin boyutunu temsil ederken; d, kiriş çapını temsil etmektedir. CAD modelinde tanımlanan nominal boyutlar (n) ve ölçülen sonuçların ortalama değerleri (m) Tablo 4.1'de rapor edilmiştir.



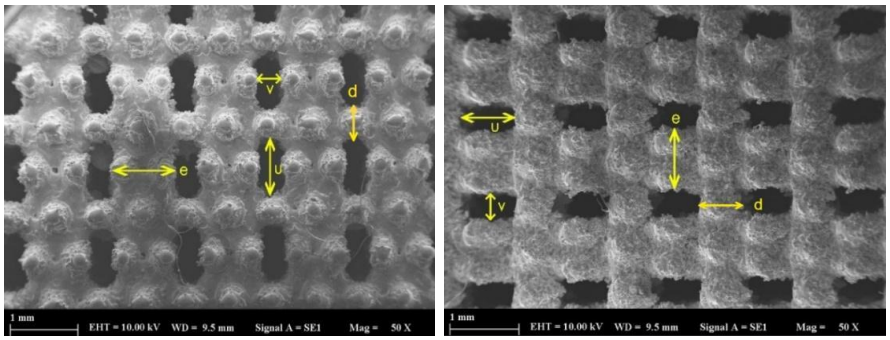
(a) **(b)**

Şekil 4.2 Oktahedroid kafes yapı için alınan ölçümler. (a) üst yüzey, (b) yan yüzey

Tablo 4.1 Oktahedroid kafes yapı ölçümleri (mm)

Oktahedroid	$\mathbf{t_n}$	$\mathbf{t_m}$	$\mathbf{d_n}$	$\mathbf{d_n}$
Üst yüzey	1	1.0285	0.25	0.2679
Yan yüzey	1	0.9557	0.25	0.2698

Yıldız kafes yapısının SEM görüntüleri ve ölçüm sonuçları sırasıyla Şekil 4.3 ve tablo 4.2'de görülebilir. u ve v sırasıyla kafes gözenek uzunluğunu ve genişliğini temsil ederken; e, dış gözenek kenarlarının dikey mesafesini temsil etmektedir. d ise tüm topolojiler için ortak olan kiriş çapını temsil etmektedir. Kafes gözenek genişliği dışında her iki yüzey için negatif sapmalar ölçülmesine rağmen, bu sapmaların değerleri yan yüzeyde üst yüzeye göre daha yüksek değerler olarak kaydedilmiştir. Kiriş çapı sapma değeri diğer topolojilere göre en yüksek değerdedir.



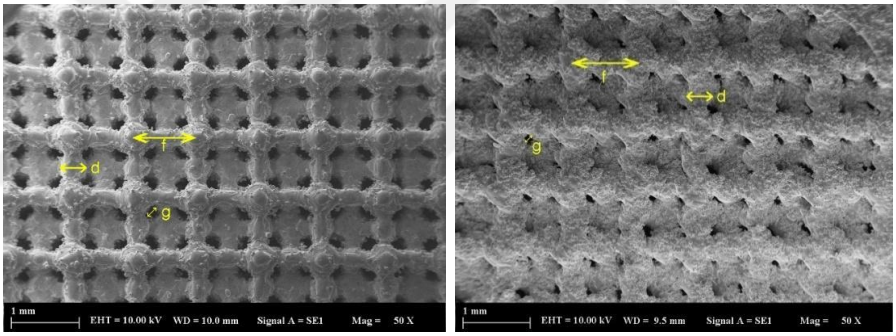
(a) **(b)**

Şekil 4.3 Yıldız kafes yapı için alınan ölçümler. (a) üst yüzey, (b) yan yüzey

Tablo 4.2 Yıldız kafes yapı ölçümleri (mm)

Yıldız	d_n	d_m	u_n	u_m	v_n	v_m	e_n	e_m
Üst yüzey	0.25	0.2877	0.9	0.8423	0.375	0.3792	0.875	0.8313
Yan yüzey	0.25	0.2968	0.9	0.8329	0.375	0.3953	0.875	0.8254

Dodekahedron kafes yapısının SEM görüntüleri ve ölçüm sonuçları sırasıyla Şekil 4.4 ve Tablo 4.3'te görülebilir. Bu şekilde d, kiriş çapını temsil ederken; f, birim hücre köşegen uzunluğunu ve g, nominal iç kafes gözenek çapını temsil etmektedir. Birim hücre köşegen uzunluğu gibi her iki yüzeyde kiriş çapı için negatif sapmalar kaydedilmiştir. Gözenek çapı için üst yüzeyde pozitif sapma kaydedilirken yan yüzey için negatif sapma kaydedilmiştir.



(a) **(b)**

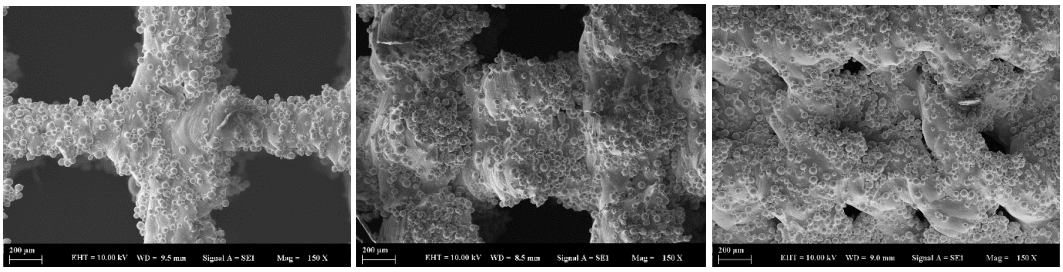
Şekil 4.4 Dodekahedron kafes yapı için alınan ölçümler. (a) üst yüzey, (b) yan yüzey

Tablo 4.3 Dodekahedron kafes yapı ölçümleri (mm)

Dodekahedron	d_n	d_m	f_n	f_m	g_n	g_m
Üst yüzey	0.25	0.2466	1	0.9327	0.2	0.2053
Yan yüzey	0.25	0.2434	1	0.9551	0.2	0.1735

Şekil 4.5, kafes yapılarının yan yüzeyinde kalan toz parçacıklarını göstermektedir. İmalat işlemi sırasında özellikle topolojik çıkıntıların üst üste binmesiyle yan

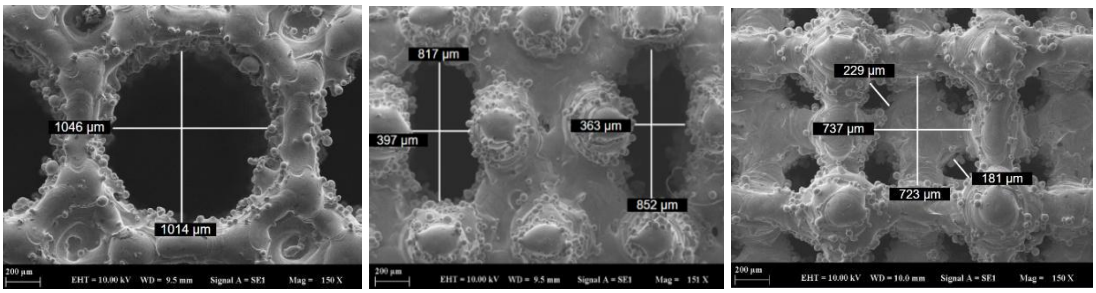
yüzeylerde daha fazla toz parçacıkları kalmıştır. Bu duruma katmanlı imalatın doğası gereği ortaya çıkmaktadır. Bu tür ergimemiş tozların varlığı boyutsal doğruluğu azaltan cüruf oluşumuna neden olabilmektedir (Kamat ve Pei, 2019).



(a) **(b)** **(c)**

Şekil 4.5 Ergimemiş toz parçacıkları (a) oktahedroid, (b) yıldız ve (c) dodekahedron kafes yapıları

Kafes yapıların boyutları nominal CAD değerlerinden daha küçük bulunmuştur. Bu duruma imalat işlemi sırasında katılaşma oluşurken malzemenin kendini çekmesi neden olmuştur ve yapılan topografik analizler kafes boyutlarında daha çok kendini çekme davranışının olduğunu göstermiştir. Literatürde, eklemeli imalat ile üretilen parçaların boyutsal doğruluğunun, baskın bir faktör olarak kendini çekmeden etkilendiği görülebilir (Zhu vd., 2006). Ancak literatürde kendini çekme seviyesinin tahmini ile ilgili çalışmalar henüz net bir model sunamamıştır. Çeşitli kafes topolojilerinin kendini çekme oranını etkilediği ve topolojik etkili hızlı soğumanın bu duruma neden olduğu söylenebilir (Maconachie vd., 2019, 2022; Shen vd., 2022; Sagbas ve Gürkan, 2021). Oktahedroid kafes yapısının deneysel verilere göre minimum kendini çekme oranına sahip olduğu görülmüştür. Bu topolojiyi dodekahedron kafes yapı izlemiştir. SEM ile incelenen gözenek geometrisi ve boyutları aşağıdaki şekilde görülebilir. Tasarım verilerinde, oktahedroid kafes yapının ölçülen ortalama gözenek boyutu 1030 µm iken nominal boyut 1000 µm olarak ölçülmüştür. Yıldız kafes için, ölçülen ortalama gözenek boyutu 835 µm (küçük eksen değeri: 382 µm), nominal gözenek boyutu 900 µm (küçük eksen nominal değeri: 375 µm), dodekahedron için ölçülen ortalama gözenek boyutu 730 µm ve nominal gözenek boyutu 750 µm olarak ölçülmüştür. Kafes yapılarının porozite değerleri CAD yazılımı ile oktahedroid için % 83.06, yıldız için % 53.46 ve dodekahedron için % 63.29 olarak hesaplanmıştır (Şekil 4.6).



Şekil 4.6 Ortalama gözenek boyutu ölçümü (oktahedroid-sol, yıldız-orta, dodekahedron-sağ

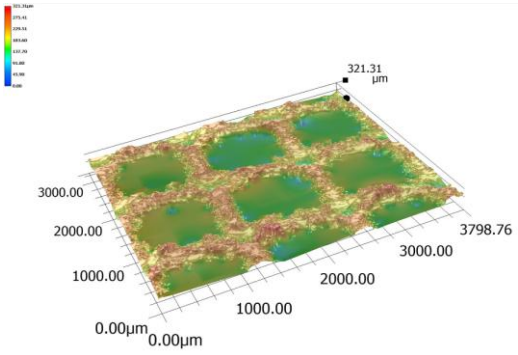
Tablo 4.4 Kafes yapıların yüzey alanları

Topoloji	**Yüzey Alanı (mm^2)**
Oktahedroid	46.9273
Yıldız	69.1534
Dodekahedron	46.0751

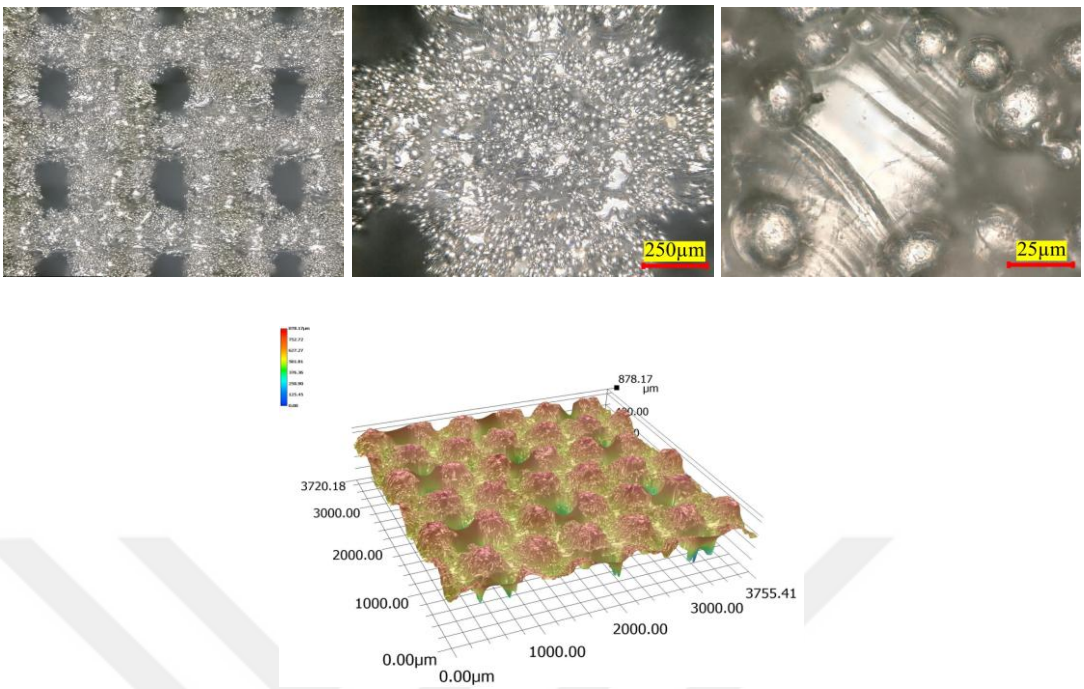
Yüzey topografi görüntüleri ve pürüzlülük değerleri Keyence dijital mikroskop ile elde edilmiştir. Görüntü alımı öncesinde herhangi bir temizlik ve dağlama işlemi gerçekleştirilmemiştir (Şekil 4.7).



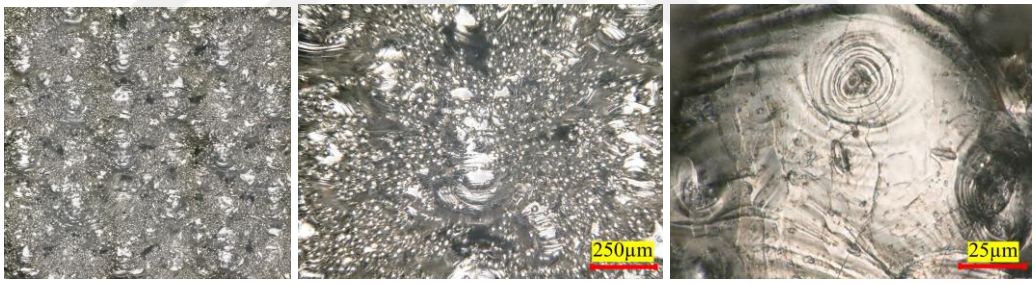
Şekil 4.7 Kafes yapıların yüzey topografi görüntüleri



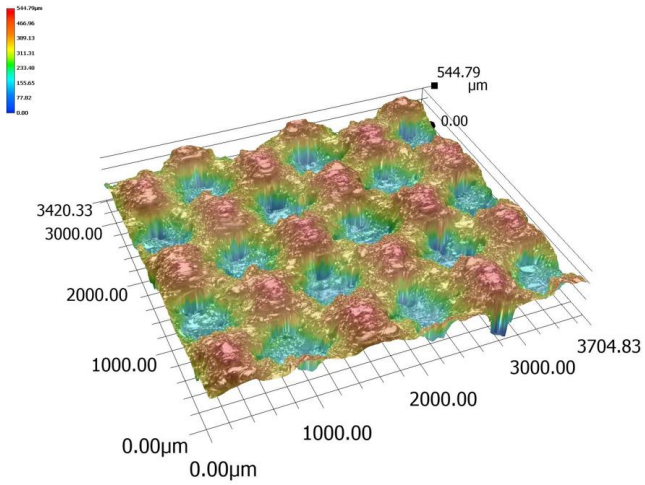
Oktahedroid



Yıldız



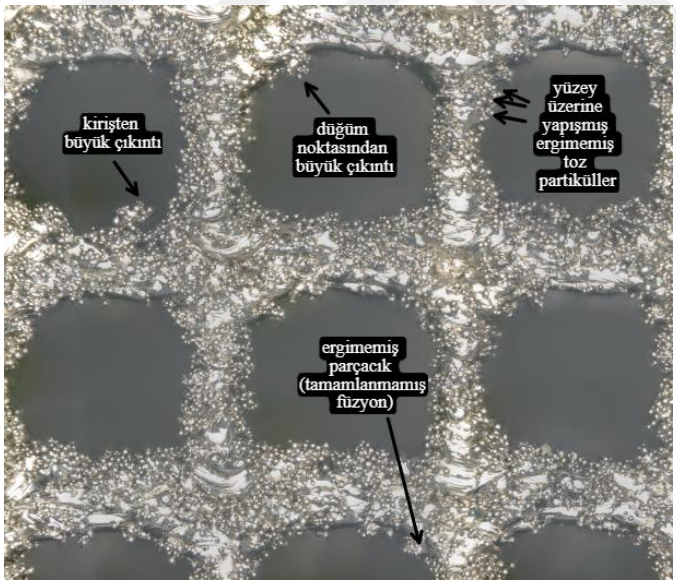
Şekil 4.7 Kafes yapıların yüzey topografi görüntüleri (devamı)



Dodekahedron

Şekil 4.7 Kafes yapıların yüzey topografi görüntüleri (devamı)

Kafes yapılar incelendiğinde çeşitli kusurların imalat esnasında oluştuğu görülmüştür. En belirgin kusurların oktahedroid kafes yapısında oluştuğu gözlemlendiğinde bu durum aşağıdaki şekilde gösterilmiştir (Şekil 4.8).



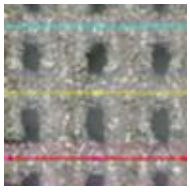
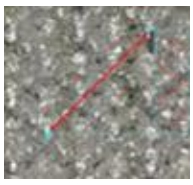
Şekil 4.8 Kafes yapılarında görülen kusurlar

Oktahedroid kafes yapısında çok az sayıda tamamlanmamış füzyon kusurları gözlenmiştir. Yukarıda gösterilen kusurlar kiriş ve düğüm ölçülerinde değişikliğe neden olur. Bununla beraber, kiriş-düğüm noktası arasında tamamlanmamış füzyon kusuruna rastlanmamıştır. Bu durum mekanik ve biyomedikal özellikleri olumsuz etkilememesi

açısından son derece önem arz etmektedir (Lozanovski vd., 2019). Yıldız ve dodokahedron kafes yapısında da benzer şekilde bu olumsuzluk gözlenmemiştir. Ancak, oktahedroid kafes yapısında olduğu gibi çok az miktarda ergimemiş parçacıklar gözlenmiştir.

Literatürde en sık benimsenen pürüzlülük parametresi R_a, bir örnekleme uzunluğu içindeki mutlak ordinat değerlerinin aritmetik ortalamasıdır. Eklemeli imalat yüzeylerini karakterize etmek için kullanılan bir diğer yüzey profil parametresi R_z'dir (profilin maksimum yüksekliği) (Townsend vd., 2016).Yüzey pürüzlülüğü ölçümlerinde topolojilerdeki büyük boşlukların (birim hücrelerin dizilimi ile oluşan) sonuçlara etki etmemesi adına ölçümler kiriş ve düğüm noktaları üzerinden alınmış olup, aşağıdaki tabloda ortalama sonuçlar verilmiştir (Alghamdi vd., 2019).

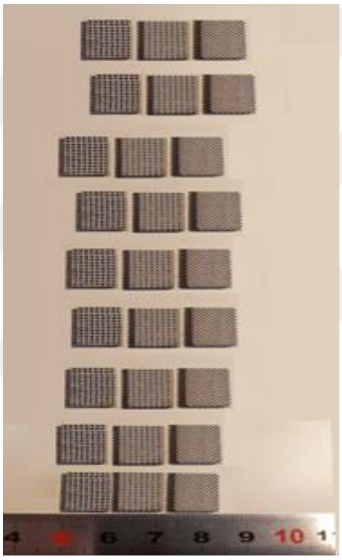
Tablo 4.5 Ortalama pürüzlülük değerleri

Pürüzlülük (µm)		
Topoloji	**R_a**	**R_z**
Oktahedroid 	24.2	116.27
Yıldız 	82.26	272.97
Dodekahedron 	42.91	169.34

Yüzeylere karşılık gelen 3B profilleri yukarıda verilmiştir. Oktahedroid için 321.31 µm, yıldız için 878.17µm ve dodekahedron için 544.79 µm yüksekliğe kadar pikler gözlenmiştir. Ortalama R_a değerleri incelendiğinde en pürüzlü yüzeylerin sırasıyla yıldız, dodekahedron ve oktahedroid kafes yapılarında oluştuğu görülmüştür. R_z değerleri de bu sonuçlarla paralel olmuştur. Bu sonuçlar topolojik değişimlerin ne şekilde etkili olduğunun bir başka göstergesi olmuştur.

4.2 Yoğunluk Ölçümleri

Ölçümler için aşağıdaki şekilde verilen imalatı başarı ile tamamlanmış 9 set kaplama ve korozyon testi numunesi kullanılmıştır. Parçaların destek kısımları kesilmiştir (Şekil 4.9, Şekil 4.10).



Şekil 4.9 Kaplama ve korozyon testi numuneleri



Şekil 4.10 Arşimed yoğunluk kiti ile ölçümler. Sağda havada tartım, solda sıvıda tartım görülmektedir

Tablo 4.6 Yoğunluk ölçüm sonuçları

Yoğunluk (g/mm^3)	Oktahedroid	Dodekahedron	Yıldız
1	1.4204	3.7703	3.5523
2	1.579	2.8656	2.6478
3	1.837	3.6367	3.8762
4	1.921	3.5488	3.6199
5	2.5643	3.1171	4.4257
6	1.8261	4.3243	3.802
7	1.8145	3.2717	4.2816
8	1.9859	3.39	4.1991
9	1.8157	3.5177	3.6978
Ortalama	1.8626	3.4935	3.7891

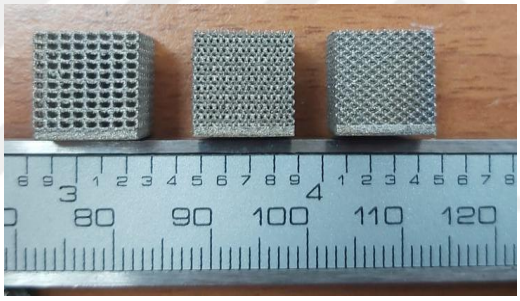
Sonuç olarak en yoğun kafes yapıları sırasıyla dodekahedron, yıldız ve oktahedroid olarak bulunmuştur. Ölçüm sonuçlarında aynı kafes yapıların arasında yoğunlukların birbirinden farklı çıktığı görülmüştür. İmalat esnasında oluşan çeşitli soğuma mekanizmalarının bu duruma yol açarak parçaların ağırlık ve hacim oranını değiştirmiştir (Khorasani vd., 2016; Gu vd., 2012).

4.3 Basma Testleri

Tek plakalı basma testi numuneleri ile testlere başlanmıştır (Şekil 4.11, Şekil 4.12).



Şekil 4.11 Basma testlerinin yapıldığı cihaz

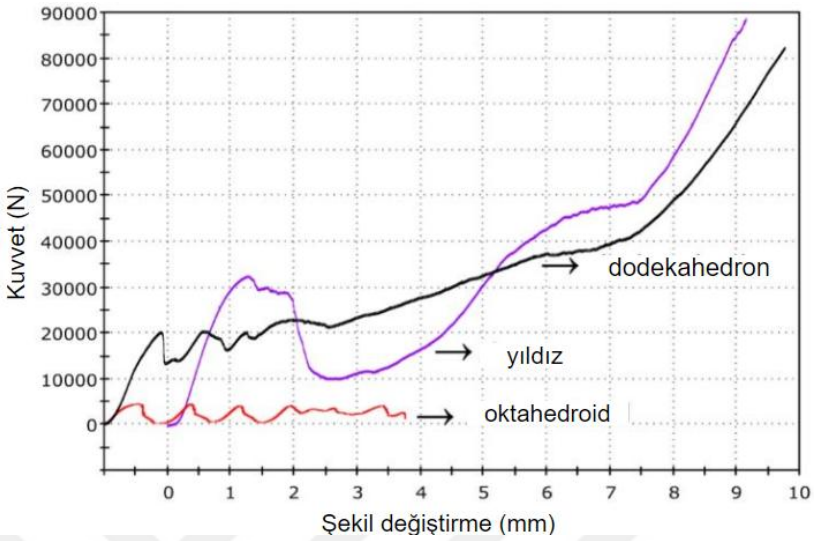


Şekil 4.12 Tek plakalı kafes yapıları (sol-oktahedroid, orta -yıldız sağ-dodekahedron)

Tablo 4.7 Tek plakalı kafes yapıların ön basma testlerinde gösterdiği mekanik davranışlar

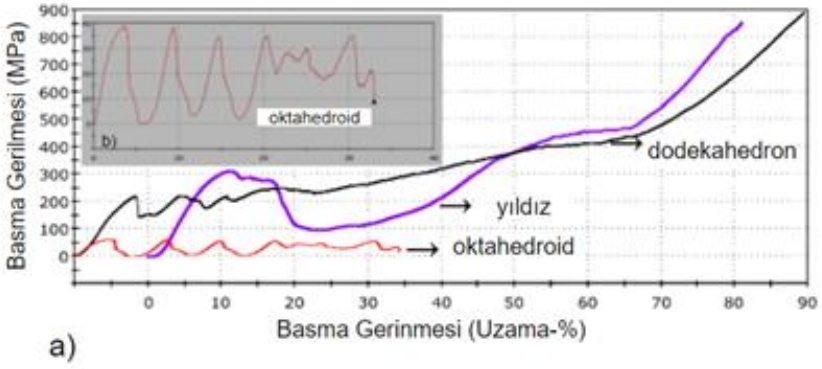
Kafes	**Maksimum Kuvvet (N)**	**Elastik Modül (MPa)**	**Maksimum Basma Gerilmesi (MPa)**
Oktahedroid	4154.4	1688.7	38.8
Yıldız	88515	4675.4	850.8
Dodekahedron	90000.1	5698.1	882.3

Kuvvet ve şekil değiştirme eğrileri Şekil 4.13'te gösterilmiştir. Dodekahedron ve yıldız kafeslerle karşılaştırıldığında, oktahedroid yapıya etkiyen maksimum kuvvet oldukça düşük bulunmuştur.



Şekil 4.13 Kuvvet – şekil değiştirme eğrisi

Şekil 4.14'te, kafes numunelerinin basma gerilme - gerinim eğrilerini göstermektedir. Dodekahedron kafesin elastik modülü değeri, sırasıyla yıldız ve oktahedroid kafeslerden 1.2 ve 3.3 kat daha büyük çıkmıştır. Yıldız kafesin modülü ise oktahedroid kafesten 2.8 kat daha büyük çıkmıştır.

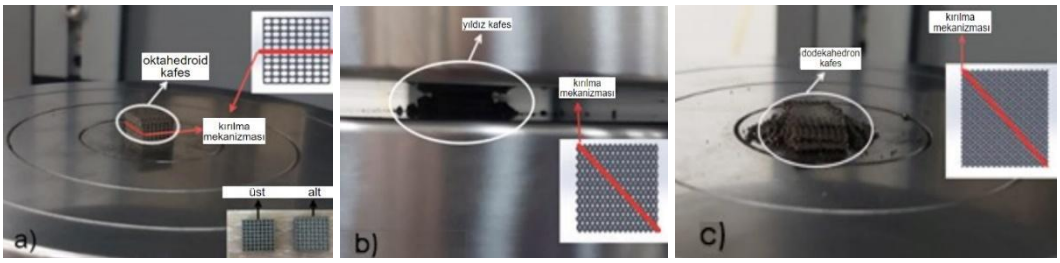


Şekil 4.14 Basma gerilmesi - gerinim eğrisi

Yukarıdaki eğrilerden görüleceği üzere, farklı kafes topolojilerinin farklı deformasyon özellikleri gösterdiği açıktır. Bu farklı davranışlar aynı zamanda farklı sıkıştırma eğrilerine yol açmıştır. Oktahedroid kafes yapılar için diyagramda daha fazla içbükey

aşağı doğru formlar görülmüştür. Bu nedenle gerilme-gerinim eğrisindeki lineer elastik kısım tamamen lineer çıkmamış ve bu durum elastik modülü azaltmıştır (Lee, 2000). Basma gerilmesi, gerinime göre doğrusal olarak artmış ve ardından plastik plato aşamasında tekrar tekrar kaybolarak geri dönmüştür. Oktahedroid kafesin eğrileri, on birim hücre katmanına (1.25 x 1.25 x 1 birim hücre boyutu ve 10 x 10 x 10 kafes yapısı boyutu) karşılık gelen üç tepe göstermiştir. Tepe değerler büyük ölçüde değişmemiş ve küçük azalmalar gözlenmiştir. Oktahedroid kafesler bir katman kaybettiğinde, yapı yoğunlaşma aşamasına kadar kendi gücünü ve yapısal bütünlüğünü korumuştur (Yang vd., 2019). Bu durum düzlemsel deformasyona (parçanın ikiye bölünerek ayrılmasına) neden olmuştur (Kas ve Yilmaz, 2021). Yıldız kafes yapıları için, eğri olarak yoğunlaşmadan önce elastik bir deformasyon gözlenmiştir. Daha sonra basma mukavemeti, yoğunlaşma bölgesinden önce kademeli olarak birim hücreleri kırılmaya zorlamıştır. Dodekahedron kafes yapılar için de benzer davranış gözlenmiştir. Basma testleri sırasında, dodekahedron kafes, yıldız ve oktahedroid kafes yapılarına göre daha iyi mekanik performans göstermiştir.

Şekil 4.15, numunelerin son halini göstermektedir. Testler sırasında kırılma mekanizmalarını kaydetmek mümkün olmadığından, bu durumu göstermek için CAD verileri üzerinde temsili çizimler yapılmıştır.



Şekil 4.15 Basma testleri sonunda numunelerin son hali. Oktahedroid (a), yıldız (b), dodekahedron (c)

Düzlemsel deformasyon nedeniyle oktahedroid kafes yapısı için katman katman yoğunlaşmanın ana ezilme davranışı olduğu görülmektedir. Kırılma sırasında birkaç birim hücre tabakası basma gerilmesini emmeye başlamış ve belirli bir süre sonra ara tabaka kırılarak bu ezilme davranışını göstermiştir (Şekil 4.15a). Diğer iki kafes yapısı parçalar halinde parçalanma eğilimi gösteren ortogonal deformasyon göstermiştir. Birim hücreler, sıkıştırma sırasında plastik deformasyon olmadan parçalanmaya başlamış ve

birim hücrelerde kesme deformasyonu meydana gelmiştir. Bu aynı zamanda farklı kafes yapılarının kendi kırılma mekanizmasına sahip olduğunu da göstermiştir (Jain vd., 2021; Ge vd., 2020).

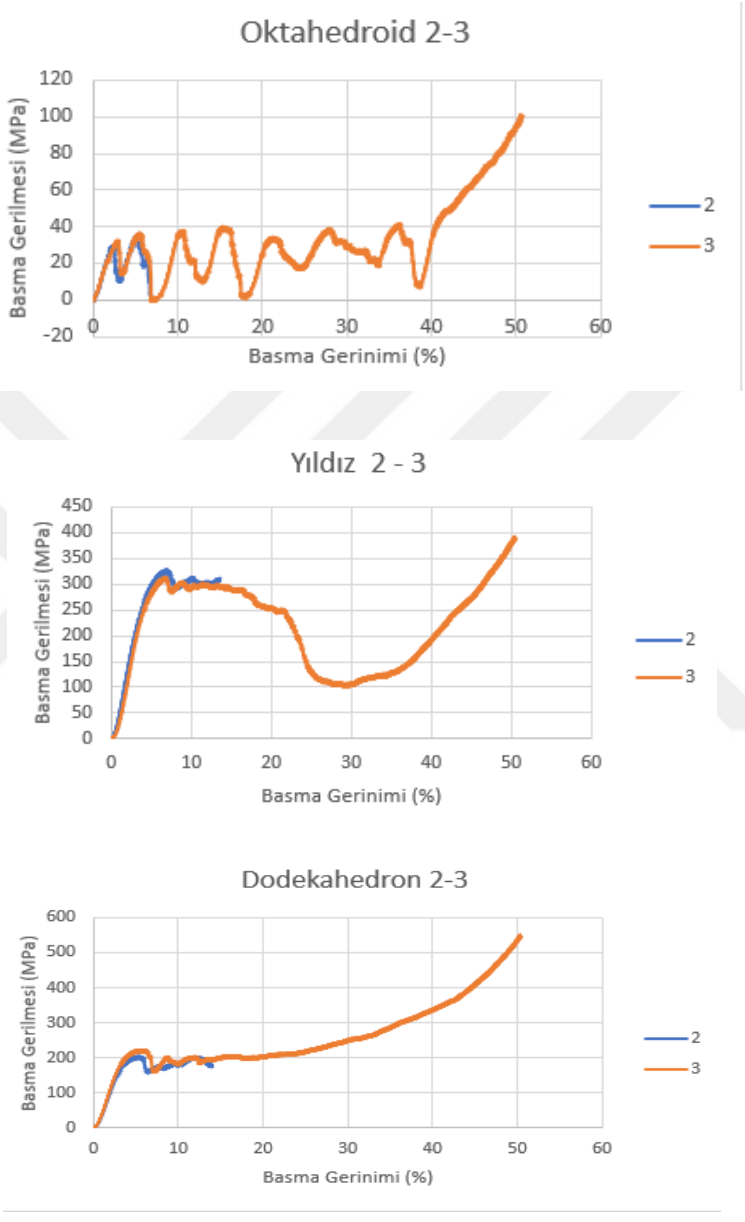
Tek plakalı testlerin ardından çift plakalı basma testi numunelerinin mekanik davranışları incelenmiştir (Şekil 4.16). Aşağıdaki tabloda uygulanan metodoloji verilmiştir. Parçaya etkiyen basma kuvvetinin daha homojen dağılması için üst yüzeye plaka eklenmiş ve Grup-2 ile Grup-3 oluşturulmuştur (Vrána vd., 2018).

Tablo 4.8 Basma testi metodolojisi

Kafes Yapı	**Grup – 1 Tek Plaka (tam ezilme, yoğunlaşma)**	**Grup – 2 Çift Plaka (plastik ezilme, kırılma mekanizması başlangıcı)**	**Grup – 3 Çift Plaka (referans)**
Oktahedroid - 1	%33		
Oktahedroid - 2		%7	
Oktahedroid - 3			%50
Yıldız - 1	%80		
Yıldız - 2		%14	
Yıldız - 3			%50
Dodekahedron - 1	%70		
Dodekahedron - 2		%14	
Dodekahedron - 3			%50

Biyomedikal uygulamalar için gerilme perdelemesini önlemek Ti alaşımlarının elastik modüllerinin kemiğin elastiklik modülüne yakın değerlere indirmekle mümkün olacaktır. Kafes yapılar bunu başarmak için oldukça elverişli bir yöntemdir. İnsan kemiğinin tipik elastik modül aralığı 4-30 GPa olarak kabul edilmektedir (Yu vd., 2020;

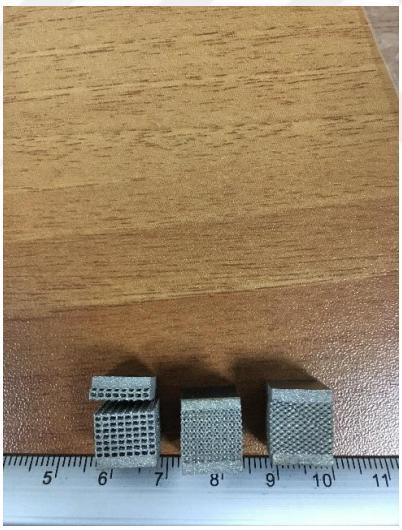
Bonfield ve Grynpas, 1977). Bazı çalışmalar bu aralığı 1-27 GPa olarak kabul etmiştir (Yan vd., 2019). Bu yönüyle bu çalışmada üretilen yapılar biyomedikal uygulamalar için uygun kabul edilebilir. Ancak oktahedroid kafes yapısı süngerimsi kemik implant uygulamaları için daha elverişlidir (Ginebra ve Montufar, 2019).



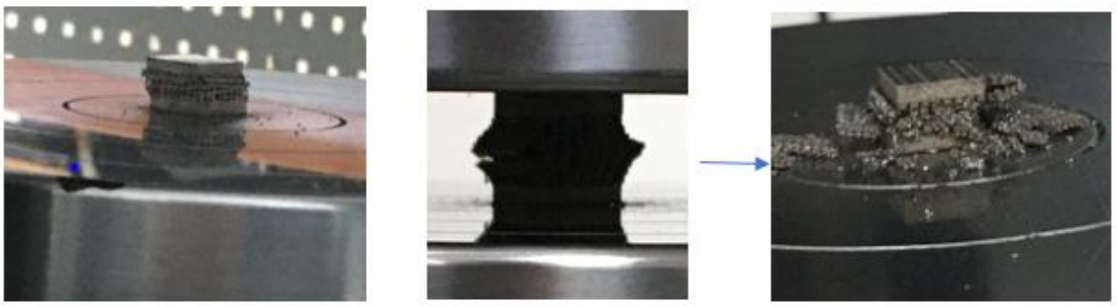
Şekil 4.16 Çift plakalı basma testi numunelerinin basma gerilmesi-gerinim eğrileri

Tablo 4.9 Basma testleri sonuçları (Çift Plaka)

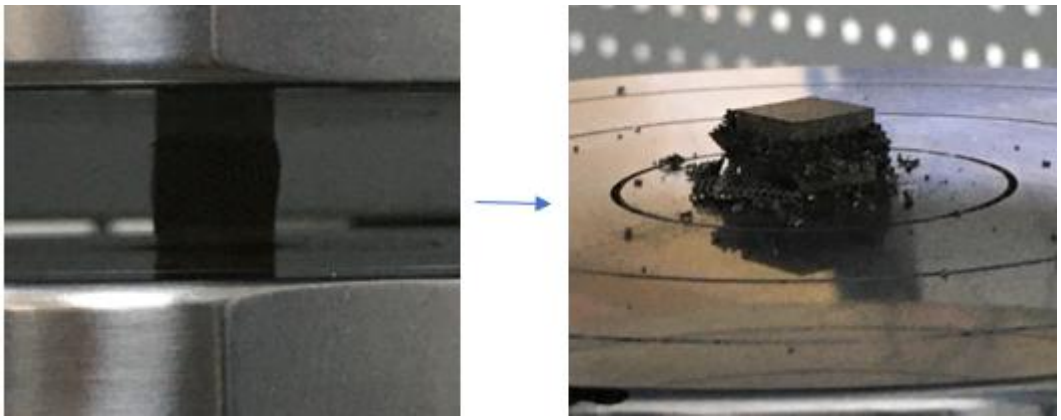
Parça	Maksimum Basma Gerilmesi (MPa)	Elastik Modül (MPa)	Maksimum Yük (kN)
Oktahedroid - 2	35.19	1716.21	3.38
Oktahedroid - 3	100.89	1573.34	9.69
Yıldız - 2	325.44	8581.80	31.3
Yıldız – 3	390.68	8405.90	37.5
Dodekahedron - 2	200.68	6794.34	19.3
Dodekahedron - 3	548.75	7463.93	52.7



Şekil 4.17 Grup–2 kafes yapılar. Oktahedroid (sol), yıldız (orta) ve dodekahedron (sağ)



Oktahedroid **Yıldız**



Dodekahedron

Şekil 4.18 Grup–3 kafes yapılar

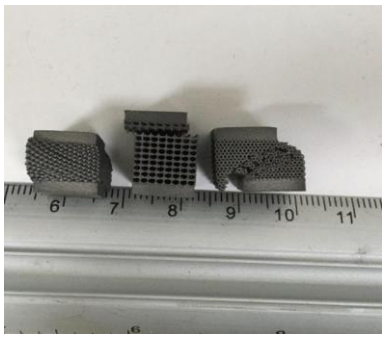
Grup-2'de, oktahedroid kafesin maksimum yükü 3.38 kN, yıldız kafesin maksimum yükü 31.3 kN ve dodekahedron kafesin maksimum yükü 19.3 kN çıkmıştır (Şekil 4.18). Dodekahedron ve yıldız kafeslerle karşılaştırıldığında, oktahedroidin maksimum yükü tek plakalı grupta (Grup-1) olduğu gibi oldukça düşük bulunmuştur. Oktahedroid, yıldız ve dodekahedron kafesler için elastik modül değerleri sırasıyla 1716.2 MPa, 8581.8 MPa ve 6794.3 MPa bulunmuştur. Yıldız kafesin elastik modülü, sırasıyla dodekahedron ve oktahedroid kafeslerden 1.3 ve 5 kat daha büyük çıkmıştır. Dodekahedron kafesin elastik modülü, oktahedroid kafesten 4 kat daha büyük bulunmuştur. Maksimum basma gerilmesi oktahedroid kafes için 100.9 MPa, yıldız ve dodekahedron kafes yapı numuneleri için sırasıyla 390.7 MPa ve 200.7 MPa olarak hesaplanmıştır. Farklı kafes topolojilerinin farklı deformasyon özellikleri gösterdiği burada da görülmüştür. Dodekahedron kafes yapının daha düşük yük altında ezilmeye ve kırılmaya başladığı görülmüştür. Bu durum tamamen topolojik özelliklerden kaynaklanmıştır. Ancak kafes yapının Grup – 1' de olduğu gibi kırılmaya başlamadığı

görülmüştür. Parça, basma plakalarının arasında burkularak kırılma mekanizmasını başlatmıştır. Dodekahedron kafes yapı yıldız kafes yapının eğri davranışına yakın olarak gözlemlenmiştir. Bu durum yine ortogonal kırılmanın gözleneceğini göstermektedir.

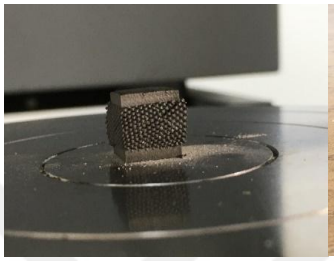
Grup-3'te, oktahedroid kafesin maksimum yükü 9.69 kN, yıldız kafesin maksimum yükü 37.5 kN ve dodekahedron kafesin maksimum yükü 52.7 kN olarak kaydedilmiştir (Şekil 4.18). Dodekahedron ve yıldız kafeslerle karşılaştırıldığında, oktahedroidin maksimum yükü önceki gruplarda olduğu gibi oldukça düşük bulunmuştur. Ancak diğer gruplarla kıyaslandığında yüksek çıkmasının nedeni en uzun yüzde basmanın burada bu kafes yapıya uygulanmasından dolayıdır. Oktahedroid, yıldız ve dodekahedron kafesler için elastik modül değerleri sırasıyla 1573.3 MPa, 8405.9 MPa ve 7463.9 MPa bulunmuştur. Yıldız kafesin elastik modülü, sırasıyla dodekahedron ve oktahedroid kafeslerden 1.13 ve 5.3 kat daha büyük çıkmıştır. Dodekahedron kafesin elastik modülü, oktahedroid kafesten 4.74 kat daha büyük bulunmuştur. Maksimum basma gerilmesi oktahedroid kafes için 35.2 MPa, yıldız ve dodekahedron kafes yapı numuneleri için sırasıyla 325.4 MPa ve 548.8 MPa olarak hesaplanmıştır. Değerler incelendiğinde yüzde basma arttıkça dodekahedron kafesin yıldız kafes yapıya göre daha iyi performans gösterdiği görülmüştür. %50'lik basmadan sonra değerlerin daha da yükselmeye başladığı Grup–1 ile kıyaslanarak söylenebilir. Benzer eğri davranışları bu grup için de görülmüştür.

Tüm eğriler ortak kafes yapıları içinde kıyaslandığında birbirleri içinde tutarlı olduğu görülmektedir. Bu kiriş çapı ve birim hücre boyutunda üretilen oktahedroid kafes yapıların süngerimsi kemik yapı uygulamalarına daha uygun olduğu çit plakalı testlerde de görülmektedir. Kalça kemiği gibi uygulama alanlarında kullanımı hata olacaktır.

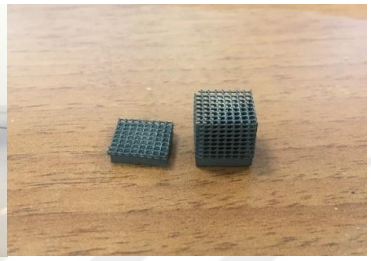
Elde edilen sonuçların doğruluğunun karşılaştırılması için Grup-4 oluşturulmuş ve üç tekrarlı testler çift plaka için tamamlanmıştır (Şekil 4.19, Şekil 4.20).



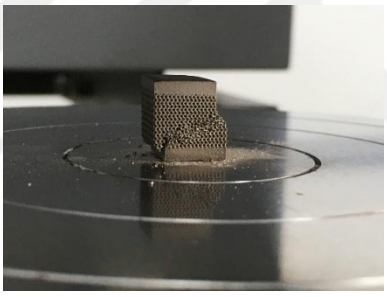
Soldan sağa; dodekahedron, oktahedroid ve yıldız



Dodekahedron



Oktahedroid

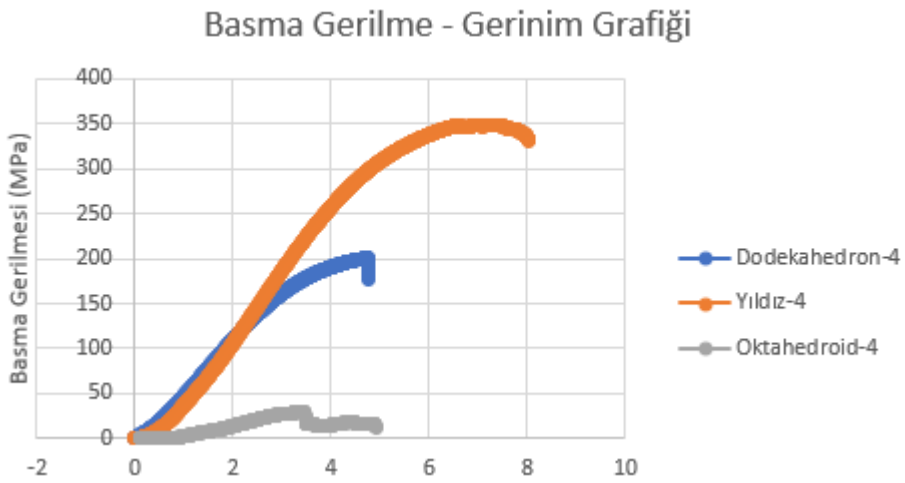


Yıldız

Şekil 4.19 Grup–4 basma testi

Tablo 4.10 Grup–4 basma testi sonuçları

Parça	Maksimum Basma Gerilmesi (MPa)	Elastik Modül (MPa)	Maksimum Yük (kN)
Dodekahedron-4	200.46	6317.13	20.40
Yıldız-4	349.34	7897.65	34.23
Oktahedroid-4	29.25	1455.48	2.92



Şekil 4.20 Grup–4 basma testi gerilme-gerinim grafiği

Oktahedroid kafesin maksimum yükü 2.92 kN, yıldız kafesin maksimum yükü 34.23 kN ve dodekahedron kafesin maksimum yükü 20.4 kN çıkmıştır. Dodekahedron ve yıldız kafeslerle karşılaştırıldığında, oktahedroidin maksimum yükü oldukça düşük bulunmuştur. Oktahedroid, yıldız ve dodekahedron kafesler için elastik modül değerleri sırasıyla 1455.48 MPa, 7897.65 MPa ve 6317.13 MPa bulunmuştur. Yıldız kafesin elastik modülü, sırasıyla dodekahedron ve oktahedroid kafeslerden 1.3 ve 5.4 kat daha büyük çıkmıştır. Dodekahedron kafesin elastik modülü, oktahedroid kafesten 4,3 kat daha büyük bulunmuştur. Maksimum basma gerilmesi oktahedroid kafes için 29.25 MPa, yıldız ve dodekahedron kafes yapı numuneleri için sırasıyla 349.34 MPa ve 200.46 MPa olarak hesaplanmıştır. Farklı kafes topolojilerinin farklı deformasyon özellikleri gösterdiği burada da görülmüştür. Yıldız ve dodekahedron kafes yapısı önceki testlerde görüldüğü gibi ortogonal kırılma mekanizması göstermiştir. Dodekahedron kafes yapının daha düşük yük altında ezilmeye ve kırılmaya başladığı görülmüştür. Bu durum tamamen topolojik özelliklerden kaynaklanmıştır. Oktahedroid kafes yapısı da önceki testlerdeki gibi düzlemsel kırılma (planar) göstermiştir.

Aşağıdaki tabloda tüm testlerden elde edilen değerler verilmiştir.

Tablo 4.11 Yapılan tüm basma testleri ve sonuçları

Parça (Tek Plaka)	Maksimum Basma Gerilmesi (MPa)	Elastik Modül (MPa)	Maksimum Yük (kN)
Oktahedroid-1	4154.4	1688.6.7	38.8
Yıldız-1	88515	4675.4	850.8
Dodekahedron-1	90000.1	5698.1	882.3
Parça (Çift Plaka)	Maksimum Basma Gerilmesi (MPa)	Elastik Modül (MPa)	Maksimum Yük (kN)
Oktahedroid-2	35.19	1716.21	3.38
Oktahedroid-3	100.89	1573.34	9.69
Oktahedroid-4	29.25	1455.48	2.92
Oktahedroid Ortalama	**55.11 (± 39.75)**	**1581.67 (± 130.56)**	**5.23 (± 3.78)**
Yıldız-2	325.44	8581.80	31.3
Yıldız-3	390.68	8405.90	37.5
Yıldız-4	349.34	7897.65	34.23
Yıldız Ortalama	**355.15 (± 33)**	**8295.11 (± 355.27)**	**34.34 (± 3.1)**
Dodekahedron-2	200.68	6794.34	19.3
Dodekahedron-3	548.75	7463.93	52.7
Dodekahedron-4	200.46	6317.13	20.40
Dodekahedron Ortalama	**316.63 (± 201.02)**	**6858.46 (± 576.08)**	**30.8 (± 18.97)**

Oktahedroid ve dodekahedron kafesler benzer kübik hücre topolojisi gösterir, ancak dododekahedron birim hücreleri arasında iç bağlantılar varken oktahedroid birim

hücreler arasında iç bağlantı yoktur. Yıldız kafesi için de durum dodekahedron kafes ile aynıdır ve bu durum ortogonal deformasyona neden olur. Bu kafes yapıları, z-yönünde sıkıştırıldığında x- veya y-yönünde eğilme eğilimindedir. Oktahedroid kafes, sıkıştırma sırasında diğer kafes yapılarından ziyade x ve y yönünde daha kararlıdır. Bu nedenle, eğer gerinim daha yüksekse, bu yapı da eğilebilir, ancak yine de ortogonal deformasyon gibi değildir. Kafes kırılma mekanizması katman deformasyonuyla ilgilidir ve farklı şekillerde görülebilir. Eğilme baskın davranışları nedeniyle, yıldız ve dodekahedron kafes yapıları yüksek enerji soğurma uygulamaları için uygunken, oktahedroid kafes hafif yük taşıma uygulamaları için daha uygundur. Oktahedroid kafes, yük yönünde minimum mukavemet ve sertlik ile aşırı rijit bir yapı görevi görmüştür. Bu durum, katman katman merdiven deformasyonuna neden olmuş ve düzlemsel bir kırılma olarak sona ermiştir. Kafes yapıları, elastik modül değerleri nedeniyle insan kemiği uygulamaları için (1-30 GPa) uygun mekanik özellikler göstermiştir. Düşük elastik modülü nedeniyle, bu tasarım parametrelerinde oktahedroid kafes, süngerimsi kemik (<4 GPa) uygulamaları için daha uygundur (Yu vd., 2020).

Yukarıda anlatılan durum Maxwell kriterine uygundur (Teixeira, 2014). Bu çalışmada kafes topolojilerive Maxwell sayıları aşağıdaki gibidir.

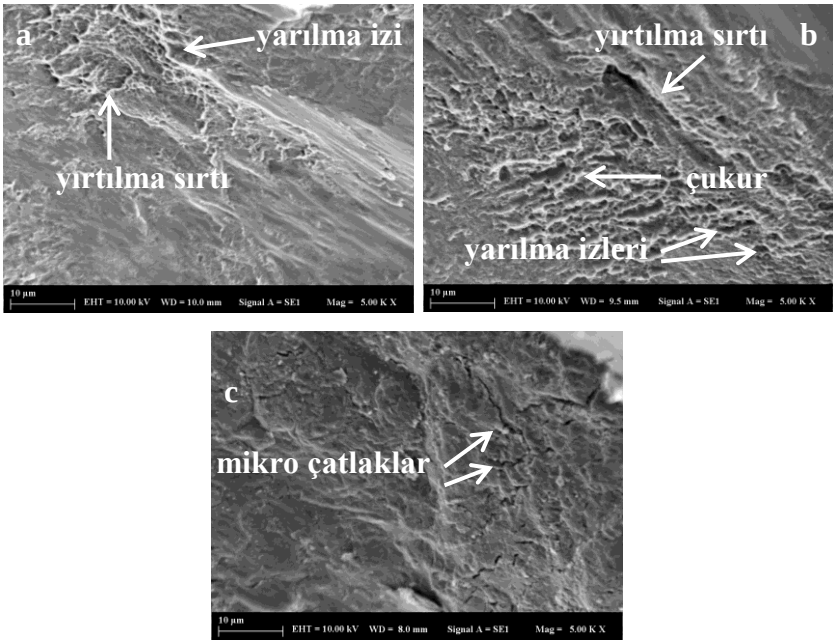
- Oktahedroid (gerilme baskın, M=0)
- Yıldız (eğilme baskın, M= -1)
- Dodekahedron (eğilme baskın M= -28)

Yıldız kafes, tüm kafes yapıları arasında daha yüksek bağıl yoğunluk göstermiştir. Daha yüksek bağıl yoğunluk ve daha düşük gözeneklilik, mekanik yapıları oldukça iyileştirir. Kafes yapılarının nominal tasarımı ve gerçek kütle değeri gibi ölçülen özellikleri, eklemeli üretim sürecinde değişebilir. Oktahedroid kafes yapısı, geniş gözenek boyutu dağılımı nedeniyle en fazla kütle değişim oranını göstermiştir. Büyük gözenek boyutları, eklemeli üretim sürecinde termal deformasyona neden olur ve büyük kütle kaybına neden olur. Dodekahedron kafes, oktahedroid ile benzer kübik birim hücreye sahiptir ancak topolojide dahili iç bağlantılara sahiptir. Bu durum, daha fazla iç stabiliteye ve daha az kütle kaybına neden olur.

Tablo 4.12 Ağırlık ve bağıl yoğunluk sonuçları

Kafes	Tasarım Ağırlığı (gr)	Tartılan Ağırlık (gr)	Ağırlık Farkı (%)	Bağıl Yoğunluk
Oktahedroid	2.75	2.4988	9.13	%42
Yıldız	4.25	4.0548	4.6	%85
Dodekahedron	4.12	3.8458	6.65	%78

Kırılma yüzeylerinden alınan SEM görüntüleri aşağıda verilmiştir (Şekil 4.21). Kırılma yüzeyleri, pürüzsüz düzlemlerden ve küçük yırtılma sırtlarından oluşmuştur. Bu durum, kısmi akma sonrası tepkinin ezilmeden önce de meydana geldiğini gösterir ve bir yarılma benzeri kırılmasını işaret eder (Sun vd., 2022). Yıldız ve dodekahedron kırılma yüzey morfolojilerinden görüldüğü üzere sünek kırılmaya yakın bir davranış göstermiştir (Huo vd., 2020). Dodekahedron kafes yapısısının daha fazla çukur ve yüksek yırtılma sırtına sahip olması onu daha fazla sünek kılar. Oktahedroid için ise düz düzlemlerin oluşmuş olması ve mikro çatlaklar gevrek kırılmayı işaret eder (Li vd., 2020).



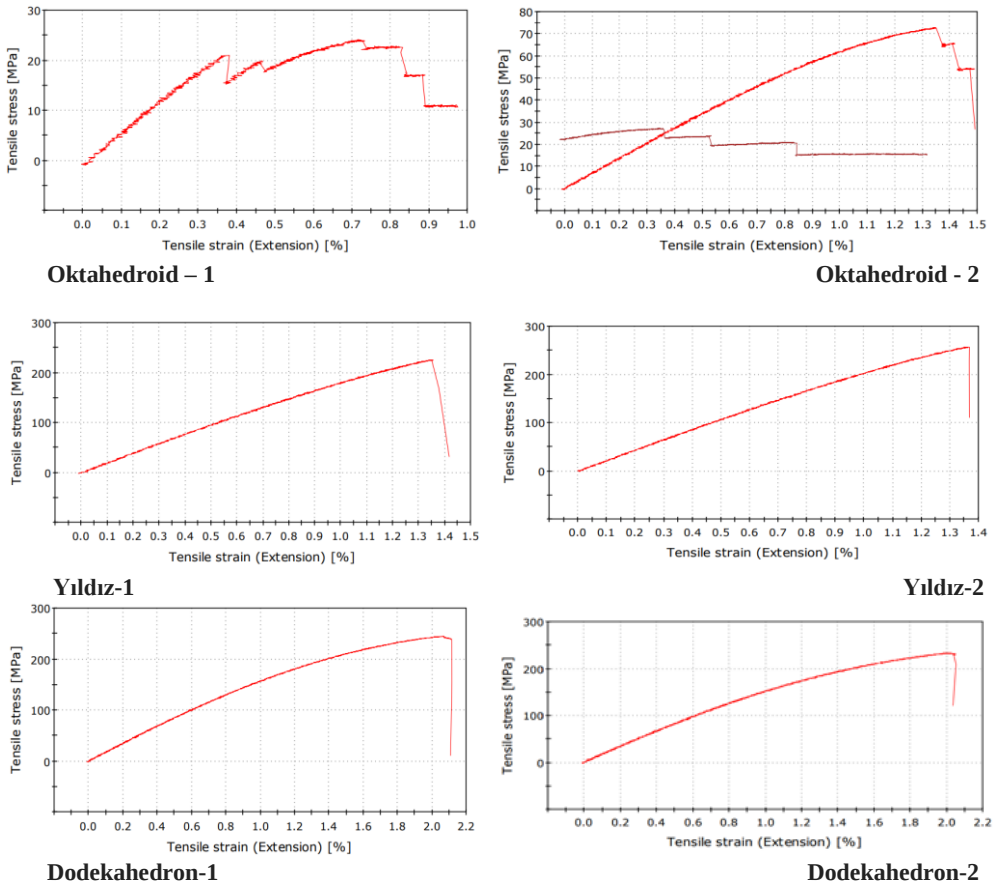
Şekil 4.21 Yıldız (a), dodekahedron (b) ve oktahedroidin (c) basma testi kırılma morfolojisi SEM görüntüleri

4.4 Çekme Testleri

Çekme testleri ortası kafes yapı olan tasarımlarla başlanmıştır (Şekil 4.22, Şekil 4.23).



Şekil 4.22 Çekme testlerinin yapıldığı cihaz



Şekil 4.23 Ortası kafes yapı olan tasarıma sahip çekme testi numunelerinin gerilme-gerinim eğrileri

Grafiklerden de görüldüğü üzere çekme testleri esnasında yaşanan yüksek rezonans (titreşim) ve grafik eğrilerinin buna bağlı hatalı çıkması bu deney aşamasını başarısız kılmıştır. Aşağıdaki şekilde de görüldüğü üzere numuneler kafes birleşim noktasından kopmuştur (Şekil 4.24). İnce kiriş çapı ve tasarım, testlerden istenilen bulgulara ulaşılmasını engellemiştir.

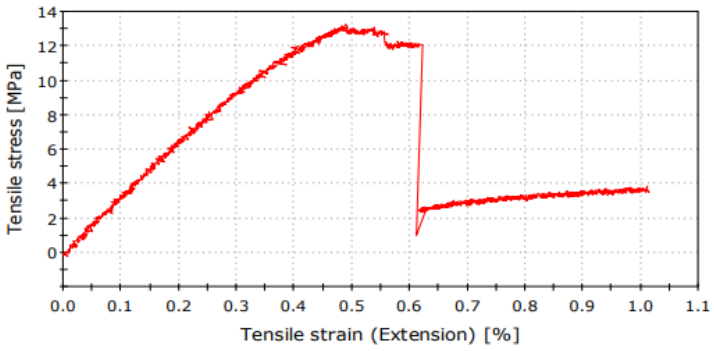


Şekil 4.24 Çekme testi sonunda parçaların kopma noktaları, oktahedroid (sol), yıldız (orta) ve dodekahedron (sağ)

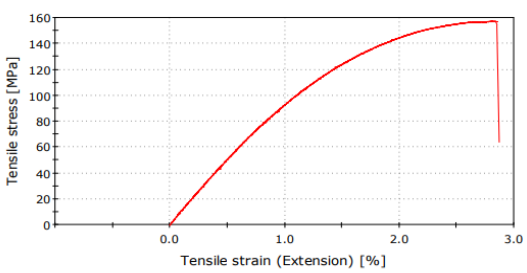
Oktahedroid – 2 kafes yapısının grafik eğrisinde görülen ikili çizgi kafes yapının da aynı zamanda başka bir noktadan daha çekme gerilmesine maruz kaldığı sonucunu göstermektedir.

Tüm bu değerlendirmelerle, çekme testi sonuçlarının yorumlanmamasına karar verilerek 3. numune setinin testleri uygulanmamıştır.

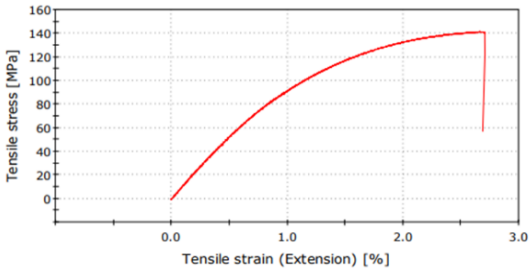
Tamamen kafes yapılı tasarımlarla ilgili test sonuçları aşağıda verilmiştir (Şekil 4.25).



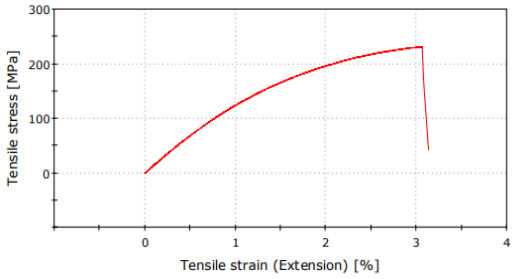
Oktahedroid



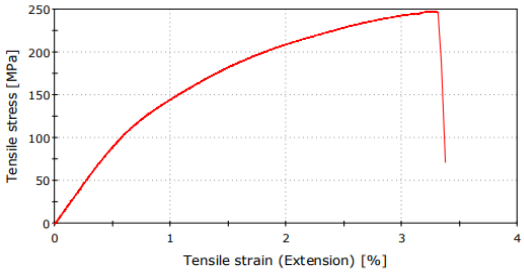
Dodekahedron 1



Dodekahedron 2



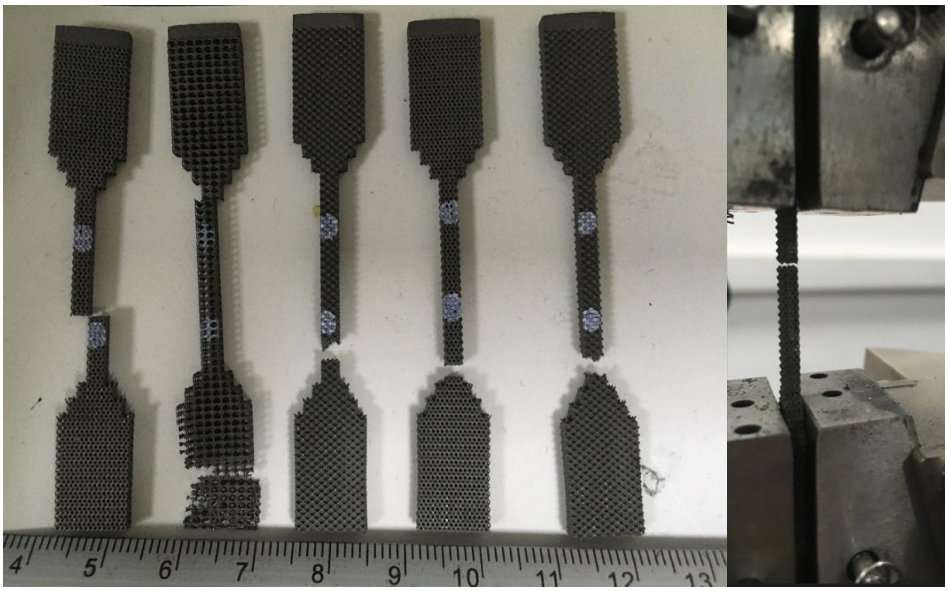
Yıldız 1



Yıldız 2

Şekil 4.25 Tamamen kafes yapılı tasarıma sahip parçaların çekme testi sonuçları

Oktahedroid kafes yapısının tutma bölgesi testler öncesinde zarar görmüştür; ancak bu durum test sonucunu etkilememiştir (Şekil 4.26).



Şekil 4.26 Soldan sağa; yıldız 2, oktahedroid, dodekahedron 2, yıldız 1 ve dodekahedron 1

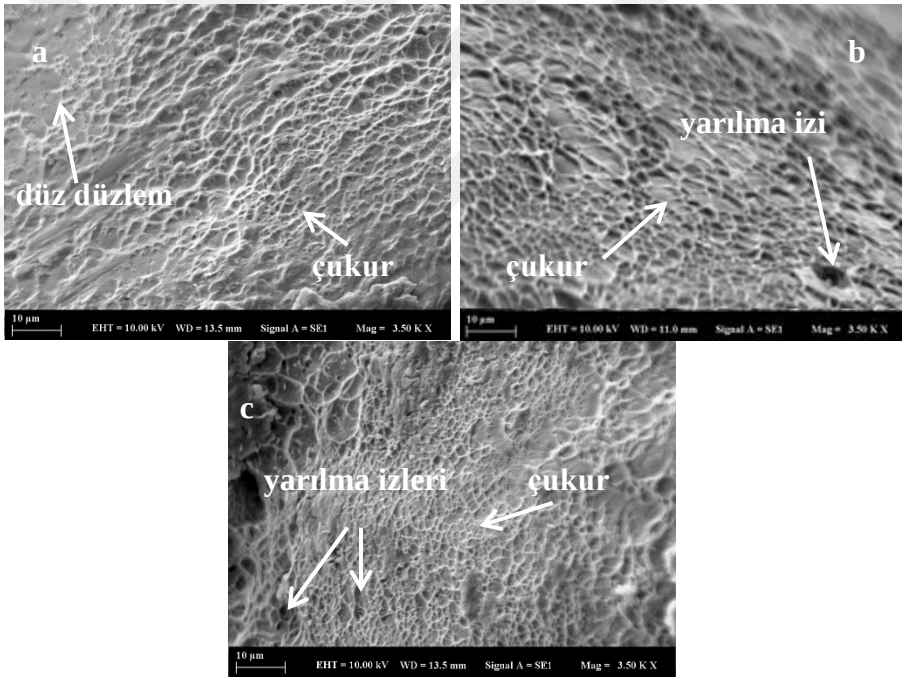
Yıldız 2 parçasının kırılması merkeze yakın meydana gelmiştir ve bu durum kafes ve katı parçaların (önceki testler) birleşimindeki gerilme yığılması problemini ortadan kaldırdığı anlamına gelmektedir (Yang vd., 2021). Bu durum ince kiriş çaplı numuneler için giderilmesi zor bir problemdir ancak bu örnekte de görüldüğü gibi başarılı olunmuştur. Test sonuçları aşağıda paylaşılmıştır. Nitekim diğer parçalarda kırılma bu şekilde gerçekleşmemiş olsa da literatürde benzer örneklerine rastlanmıştır (Yang vd., 2021).

Tablo 4.13 Tamamen kafes yapılı tasarıma sahip parçaların çekme testi sonuçları

Parça	Maksimum Çekme Gerilmesi (MPa)	Maksimum Çekme Gerinimi (mm/mm)	Maksimum Yük (kN)	Elastik Modülü (Mpa)	Yüzde Kırılma (%)
Oktahedroid	13.25	0.04	0.86	2460.8	0.6
Yıldız 1	231	0.03	1.44	14823.47	3.1
Yıldız 2	247,24	0.03	1.54	10824.84	3.3
Dodekahedron-1	157.1	0.25	0.98	7843.24	2.8
Dodekahedron-2	141.35	0.25	0.88	7789.96	2.6

Sonuçlar değerlendirildiğinde literatür çalışmalarında benzer sonuçlar (Luo vd., 2020; Mutlu, 2021; Yang vd., 2021) elde edildiği ve kemik implantı uygulamaları için uygun elastik modülü sağlandığı görülmüştür (Yu vd., 2020; Katz, 1980). Elastik modüller değerlendirildiğinde en iyi sonuçları sırasıyla yıldız, dodekahedron ve oktahedroid kafes yapıları göstermiştir.

SEM incelemeleri ile çekme testleri sonrası kırılma yüzey görüntüleri analiz edilmiştir (Şekil 4.27). Sığ çukurların varlığı ve düz düzlemlerin oluşumu (pürüzsüz görünüm) oktahedroid kafes için gevrek kırılmaya işaret eder ve genel kırılma mekanizması bu görünüme neden olur (Li, Z. vd., 2023). Çok sayıda çukur ile yüksek yırtılma sırtları, yıldız ve dodekahedron için daha yüksek sünekliği gösterir ve ayrıca yüksek tokluğu işaret eder (Xu vd., 2023). Bu kafes yapılarında yarılma izlerine de restlanmıştır ve bu durum yarılma benzeri kırılma mekanizmasını sağlar (Ge vd., 2023). Yıldız kafes, dodekahedron kafesten daha fazla bu davranışa sahiptir.



Şekil 4.27 Oktahedroid (a), dodekahedron (b) ve yıldızın (c) çekme testi kırılma morfolojisi SEM görüntüleri

4.5 Kaplama Biriktirilmesi ve Biyouyumluluk Testleri

Kaplama ve biyouyumluluğun birbiriyle ilişkili olmasında dolayı elde edilen sonuçlar aynı bölümde verilmiştir.

Ön denemelerde belirlenen EPD parametrelerinin kafes yapılar için de denenmesi işlemlerine geçilmiştir. Ön denemelerde elde edilen 40 ^{o}C'de 10 mm aralık, 30 V ve 10 dk işlem süresi parametre seti olarak sınanmıştır (Şekil 4.28). Karşıt elektrod olarak yine Ti6Al4V seçilmiş ve kaplama biriktirme esnasında solüsyon karıştırılmamıştır. Her bir kaplama tamamlandıktan sonra solüsyon 5 dk süre boyunca karıştırılarak dibe çökelen tozların tekrar çözünmesi sağlanmıştır.



Şekil 4.28 Kullanılan EPD sistemi

Kaplama esnasında gerekli zeta potansiyelinin oluşabilmesi için hidroklorik asit (HCl) çözeltisinin eklenmesi uygun görülmüştür. Literatürde zeta potansiyelini arttırmak için izopropil alkol (Mendoza vd., 2015) ve hidroklorik asit (HCl) (Guo vd., 2011) ilavesi önerilmiştir. Üstelik bu ilaveler biyoaktiviteyi bozucu etkilere neden olmamaktadır. Solüsyona 1M HCl asit çözeltisi eklenerek yapılan denemeler sonucu elde edilen bulgular aşağıdaki tabloda verilmiştir. Bununla beraber HCl miktarı azaltılarak ideal akım değerine ulaşılmıştır. Voltajın artması mA değerini de arttıracağından bu durumun literatürde kaplama birikimini olumsuz etkileyeceği ve pullanma, çatlama gibi istenmeyen etkilere neden olacağı belirtilmiştir (Albayrak vd., 2018). İdeal koşulların sağlanması ve solüsyonun bütünlüğünün bozulmaması için HCl çözeltisi damla damla solüsyona eklenmiş ve akım / voltaj değerleri kontrol edilmiştir.

3ml 1M HCl denenirken voltajın etkisini gözlemlemek için 60 V değeri de denenmiştir. Ancak dodekahedron kafes yapısında görüldüğü üzere yüksek voltaj tehlikeli akım değerlerine ulaşılmasına neden olmaktadır. HCl ilavesi kafes yapılar için farklı sonuçlar elde edilmesini sağlamıştır. Yıldız kafes yapısında görüldüğü üzere HCl ilavesini arttırmak tüm kafes yapılarda akım değerini doğrusal olarak yukarı taşımamıştır. Tüm kafes yapıları için ortak aralık 1 ml 1M HCl'nin damla damla ilavesi ile sağlanmış olup

kaplama solüsyonunun reçetesi oluşturulmuştur. Her kafes yapı için parametre setlerinden elde edilecek sonuçlar farklı olmaktadır (Gürkan ve Sagbas, 2022).

Tablo 4.14 1M HCl ilavesi ile elde edilen akım sonuçları (mA)

Kafes Tipi	**3 ml 1M HCl (30 V)**	**3 ml 1M HCl (60V)**	**1.5 ml 1M HCl (30V)**	**1 ml 1M HCl (30V)**
Oktahedroid	70 - 80	150	40 - 50	**45 - 50**
Yıldız	3 - 4	30 - 25	25 - 30	**45 - 50**
Dodekahedron	85 - 100	denenmedi	50 - 60	**40 - 50**

Kaplama başlangıcında mA değerinin yüksek olduğu görülmüş, daha sonra kaplama biriktikçe mA değeri düşmüştür. Ön denemelerde kullanılan kafessiz yapılarda böyle bir durum gözlenmemiştir. Bu duruma neden olan olgu, kafes yapıların üzerinde biriken kompozit hidroksiapatit / kitosan yapının zamanla yüzey alanını küçülterek oluşan akımı etkilediği sonucuyla ifade edilmiştir (Gürkan vd., 2023). Kısaca, yüzey topolojilerinin farklı olması kaplama birikimini etkilemiştir. Aynı zamanda voltaj değerinde birikme sırasında çok küçük dalgalanmalar olduğu gözlenmiştir. 1 – 2 V'luk bu dalgalanma çoğunlukla sabit 30 V olarak ölçülmüştür. pH değeri 1.83 olarak ölçülmüştür.



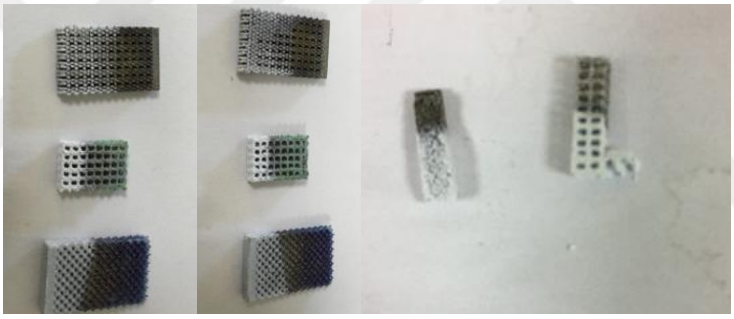
Şekil 4.29 Kaplama için oluşturulan düzenek

Kaplama birikmesi için yeterli akım elde edilemediği sırada aşağıdaki mavi renkli oksit tabakalar oluşmuştur (Şekil 4.30). Solüsyon içinde akım oluşamamışken tüm yük kafes yapılar içinde kaldığından sulu çözeltinin etkisiyle yapı üzerinde bazı bölgeler oksidasyona uğramıştır. Akım elde edilmesinden sonra bu durum gözlenmemiştir.



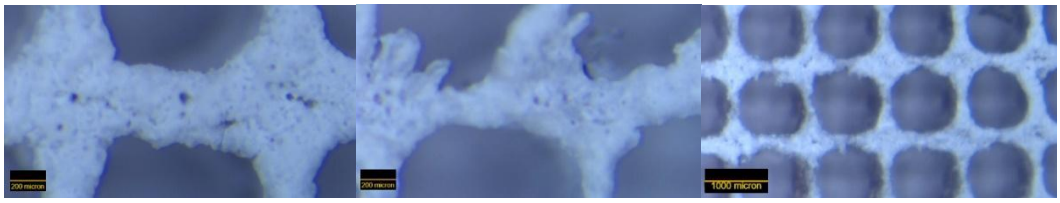
Şekil 4.30 Kafes yapı üzerinde oluşan oksidasyon

Elde edilen bulgular ve parametre optimizasyonları sonucunda kaplama işlemi başarı ile gerçekleştirilmiştir. Kaplama birikiminin arka yüzey ve yan yüzeylerde de oluştuğu görülmüştür (Şekil 4.31).

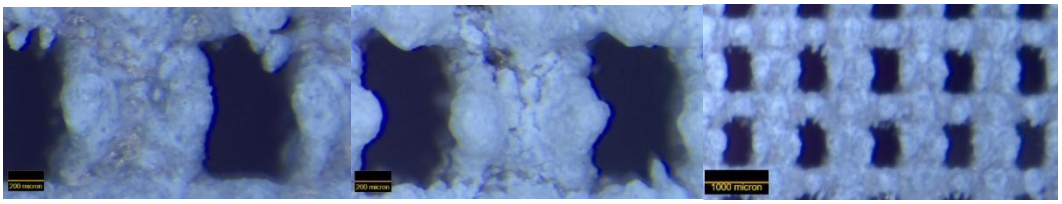


Şekil 4.31 Kafes yapılar üzerinde biriken kaplama

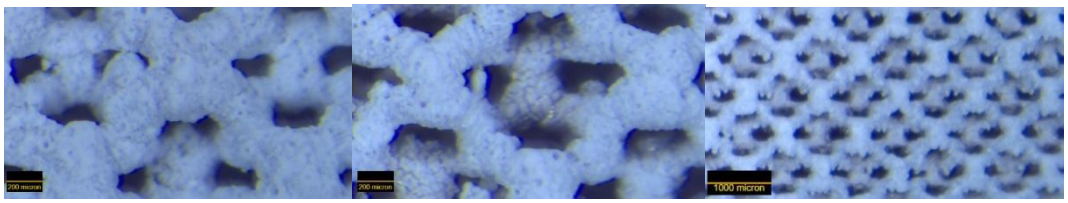
Aşağıdaki şekillerde kafes yapıların üzerinde biriken hidroksiapatit / kitosan kompozit kaplamanın optik mikroskop görüntüleri verilmiştir (Şekil 4.32-4.34).



Şekil 4.32 Oktahedroid kafes üzerinde biriken kaplama. Sol ve orta 5x büyütme, sağ 2x büyütme



Şekil 4.33 Yıldız kafes üzerinde biriken kaplama. Sol ve orta 5x büyütme, sağ 2x büyütme

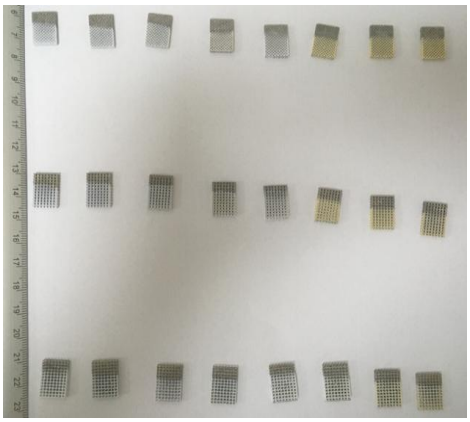


Şekil 4.34 Dodekahedron kafes üzerinde biriken kaplama. Sol ve orta 5x büyütme, sağ 2x büyütme

Yüksek akım ve yüksek HCl konsantrasyonu nedeniyle yer yer çatlamalara ve pullanmalara rastlanmıştır. Genel itibariyle bu oluşumlar solüsyon içindeki en uç kısımlarda ve parçanın cidarlarında yoğunlaşmıştır. Ancak bu durum yüzey alanını arttırarak hücre tutunmasını arttırıcı etkiye neden olabilir (Juliadmi vd., 2019). Genel olarak gözenek oluşumunun daha çok oktahedroid kafes yapısında, çatlakların yıldız kafes yapısında ve pullanmanın dodekahedron kafes yapısında yoğunlaştığı görülmüştür. Ayrıca bir başka denemede, kaplama süresinin arttırılmasıyla (10 dk sabit parametre idi) kaplamaların çatlama ve pullanma olasılığının arttığı görülmüştür.

Kafes yapılar için belirlenen parametrelerin ardından aşağıda gösterilen numune setleri kullanılmıştır. Sırasıyla oktahedroid, yıldız ve dodekahedron kafes yapıları birer adet kaplanarak ardı ardına kaplama işlemi tamamlanmıştır (Şekil 4.35).

Oktahedroid kafes yapının 7., yıldız ve dodekahedron kafes yapının 6. parçasından itibaren renk değişimi gözlenmiştir. Bu duruma hidroksiapatit miktarının solüsyonda azalarak yerini kitosana bırakmasının neden olduğu düşünülmektedir.



Şekil 4.35 Kaplama testi numunelerinin EPD işlemi sonrası görüntüleri (oktahedroid altta, yıldız ortada, dodekahedron üstte)

Tablo 4.15 Kaplama sonrası ağırlık değişimleri

Ağırlık Değişimi (gr)	Oktahedroid	Yıldız	Dodekahedron
1	0.0115	0.0078	0.008
2	0.007	0.0082	0.0089
3	0.0084	0.0074	0.0082
4	0.0051	0.0062	0.0067
5	0.0117	0.0132	0.012
6	0.0057	0.0124	0.0102
7	0.0081	0.0086	0.0075
8	0.0055	0.0048	0.0079
Ortalama	0.0078	0.0085	0.0086

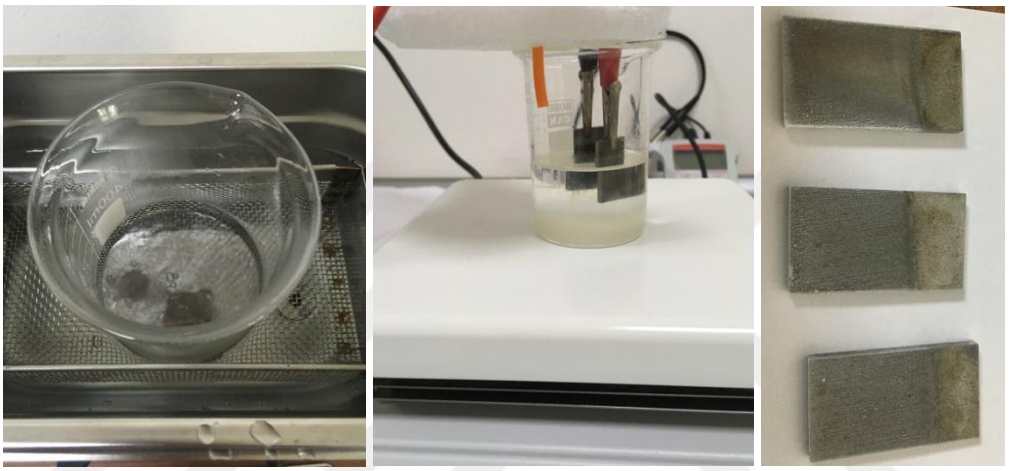
Kafes yapıların kaplama öncesi ve sonrası ağırlık tartımı yapılmış olup topolojiye göre uğradığı değişimler incelenmiştir. Yukarıdaki tabloda bu incelemenin sonuçları verilmiştir.

Tablodaki değerle kafes yapıların kaplama birikintilerinin birbirine yakın olduğu görülmüştür. Ortalama olarak en düşük birikintinin oktahedroid topolojide olması

bekleniyordu (geniş gözenekli yapısından ötürü); ancak değerler tablodan okunduğunda üç topoloji içinde birbirine yakın değerler çıkmıştır.

Dodekahedron yapı kendi içinde incelendiğinde birbirine en yakın kaplama birikintilerine ulaşıldığı görülmektedir. Dodekahedron ve yıldız kafes yapılarda ortalama olarak birbirine çok yakın değerlere ulaşılmıştır.

Ayrıca kafessiz Ti6Al4V alaşımı da karşılaştıma amacıyla EPD işlemine tabi tutulmuştur. Temizlik ve kaplama prosedürü kafes yapılarda olduğu gibi gerçekleştirilmiştir (Şekil 4.36).

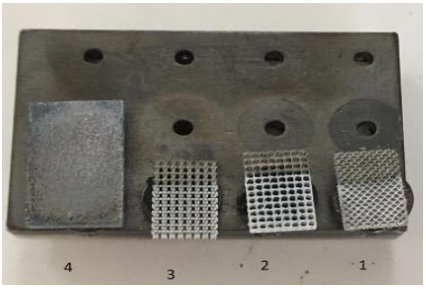


Şekil 4.36 Kafessiz yapı için temizlik ve EPD işlemleri

Elde edilen bulgular ve bilgiler aşağıda verilmiştir.

Numuneler dövme parçası olarak elde edilmiştir. 3 adet numune kaplanmıştır. EPD işlemi sırasında 29 - 30 V ve 48 - 49 mA değerleri ölçülmüştür. Kaplama birikintisi ortalama 0.0138 g olarak ölçülmüştür.

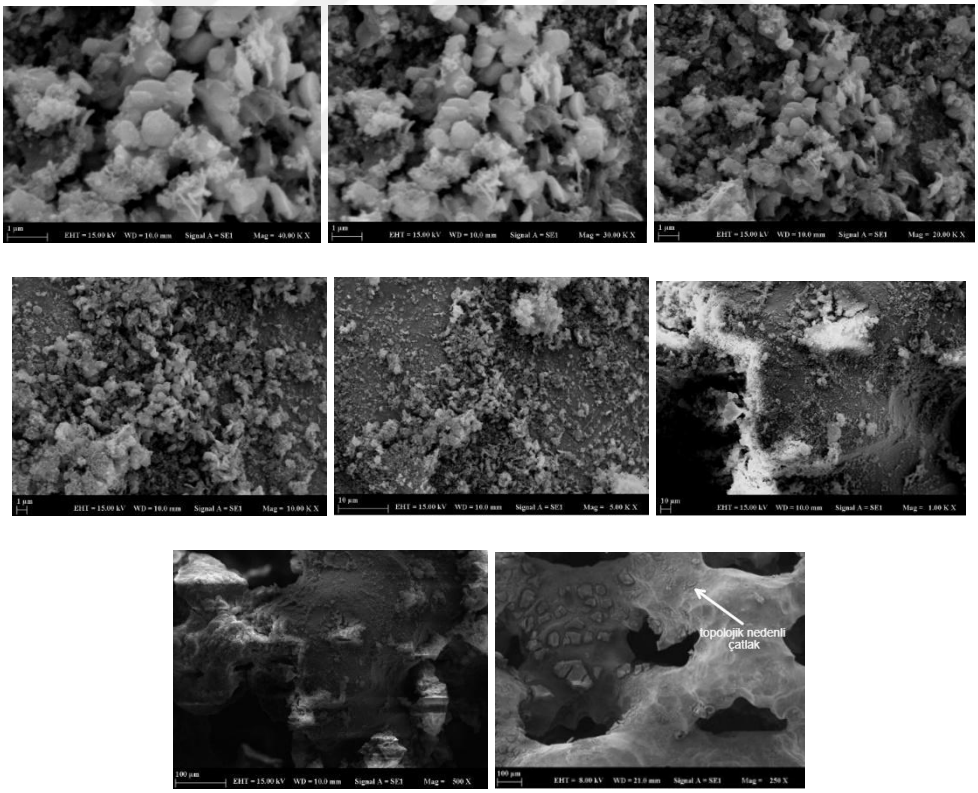
Tüm kaplama işlemlerinin tamamlanması ardından morfolojik incelemeleri yapılmıştır (Şekil 4.39-4.42). Aşağıda incelemeler için kullanılmış numuneler görülmektedir (Şekil 4.37).



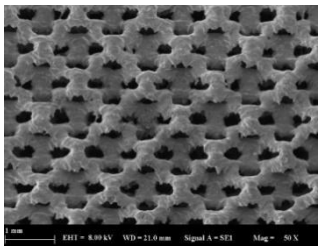
Şekil 4.37 SEM incelemeleri için seçilen numuneler (1-dodekahedron, 2-oktahedroid, 3-yıldız, 4- konvansiyonel-kafessiz)



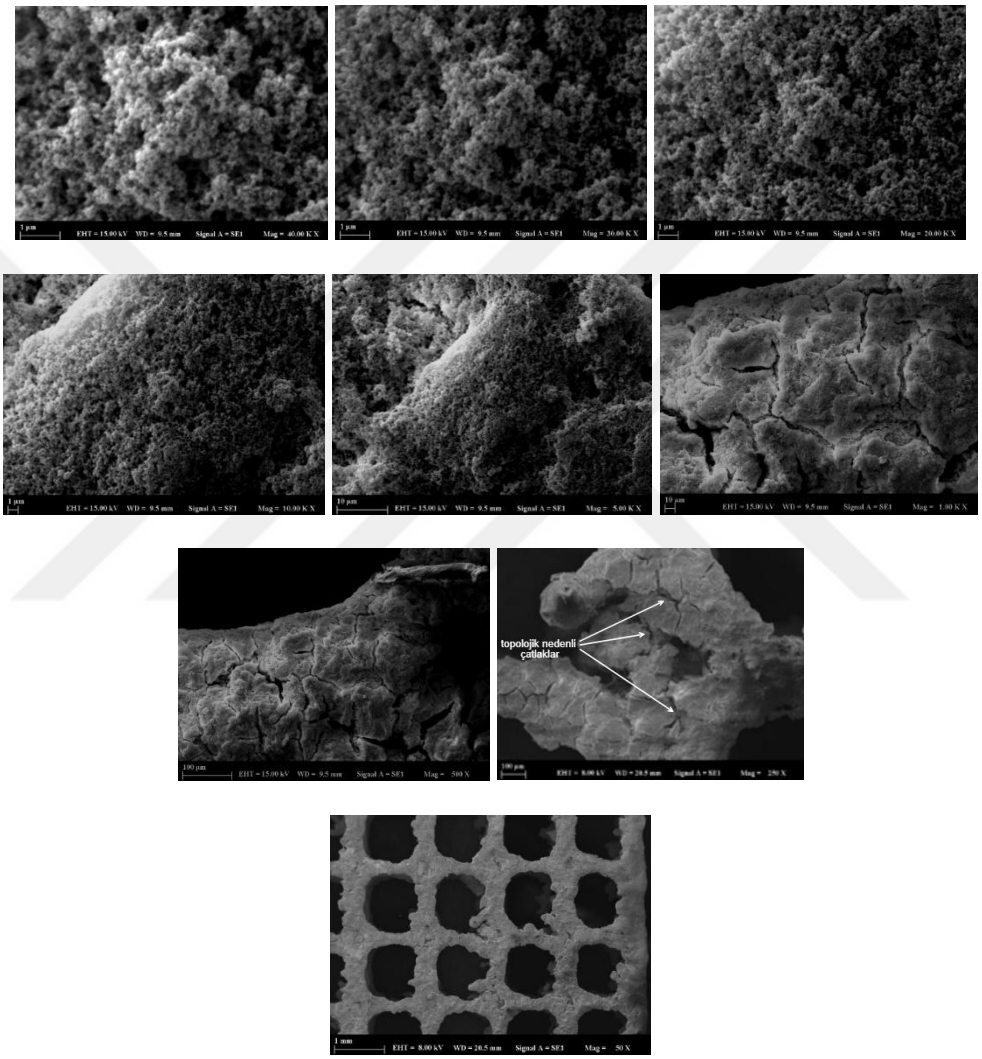
Şekil 4.38 Numunelerin Au / Pd kaplaması için kullanılan püskürtme kaplayıcı ve SEM



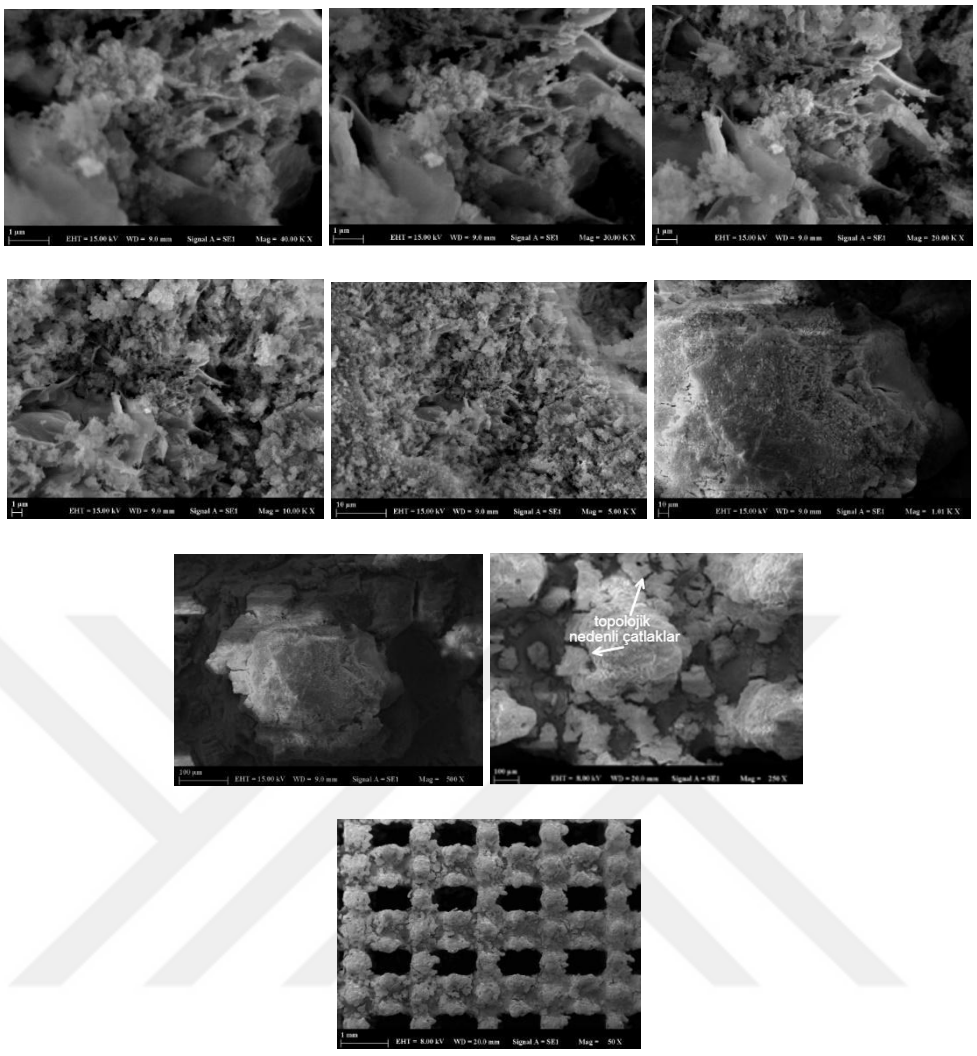
Şekil 4.39 Dodekahedron kafes yapısının çeşitli büyütmelerde kaplama SEM görüntüsü



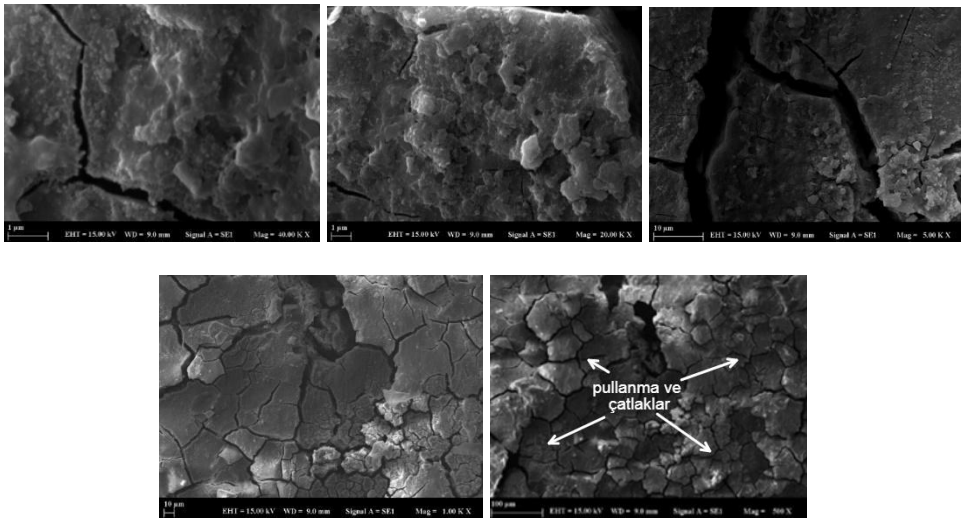
Şekil 4.39 Dodekahedron kafes yapısının çeşitli büyütmelerde kaplama SEM görüntüsü (devamı)



Şekil 4.40 Oktahedroid kafes yapısının çeşitli büyütmelerde kaplama SEM görüntüsü



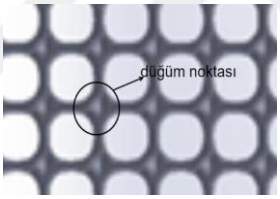
Şekil 4.41 Yıldız kafes yapısının çeşitli büyütmelerde kaplama SEM görüntüsü



Şekil 4.42 Konvansiyonel - kafessiz yapının çeşitli büyütmelerde kaplama SEM görüntüsü

Literatürde EPD ile ilgili birçok çalışma olmasına rağmen kafes yapıların kaplanması ile ilgili detaylı bir çalışma bulunmamaktadır. EPD sırasında yüzeyde biriken parçacıkların sayısı Hamaker yasası ile ilişkilidir (Hamaker, 1940). Kafes topolojisi ve gözenek boyutu nedeniyle kaplanacak elektrotun yüzey alanı bu çalışmadaki ana faktörlerden birisidir (Tablo 4.4).

Kafes yapılı numuneler üzerinde biriken kaplamalar konvansiyonel parçaya göre daha başarılı olmuştur. Bu durum konvansiyonel parça üzerinde görülen çok sayıdaki çatlak oluşumuyla anlaşılmıştır (Zhang vd., 2016; Pang ve Zhitomirsky, 2007). En başarılı kaplama dodekahedron kafes yapı üzerinde biriktirilmiştir. Yer yer çatlaklara rastlansa da genel itibariyle çok başarılı bir kaplama gerçekleştirilmiştir. Ön denemelerde görülen pullanma sorunu çözülmüştür. Oktahedroid kafes yapısı üzerinde biriktirilen kaplama ikinci en başarılı kaplama olmuştur. Görülen çatlaklar daha çok birim hücre düğümlerinde gerçekleşmiştir (Şekil 4.43). Bu kısımlar aşağıdaki şekilde daha iyi görülmektedir. Ön denemelerde görülen gözeneklilik sorunu oktahedroid kafes yapısında giderilmiştir.



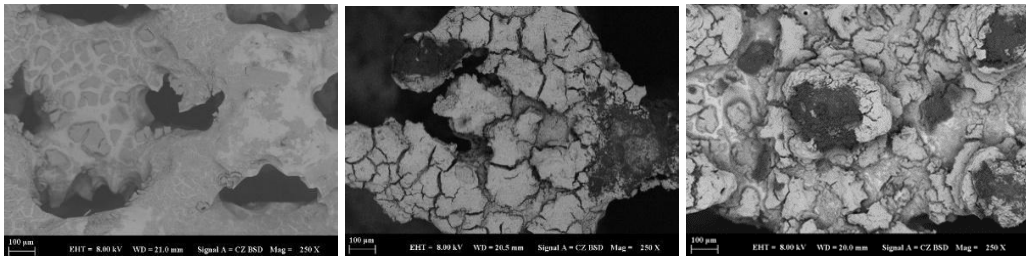
Şekil 4.43 Oktahedroid kafes yapısının düğüm noktaları

Yıldız kafes yapısında oktahedroid kafes yapısında olduğu gibi bir durum gerçekleşmiştir (Şekil 4.44). Aşağıdaki topolojik görüntüden durum daha iyi anlaşılmaktadır. Kafes geometrisinin çıkıntılı ve dallanan yapısı çatlak oluşumuna neden olmuştur. Ön denemelerde görülen çatlaklar yine bu topolojide tepe ve çukur bölgelerde oluşmuştur.



Şekil 4.44 Yıldız kafes yapısının topolojik görüntüsü

Ayrıca, BSD kullanılarak yüzeyler üzerinde kaplama birikimi miktarı hakkında fikir edinmeye çalışılmıştır (Şekil 4.45).

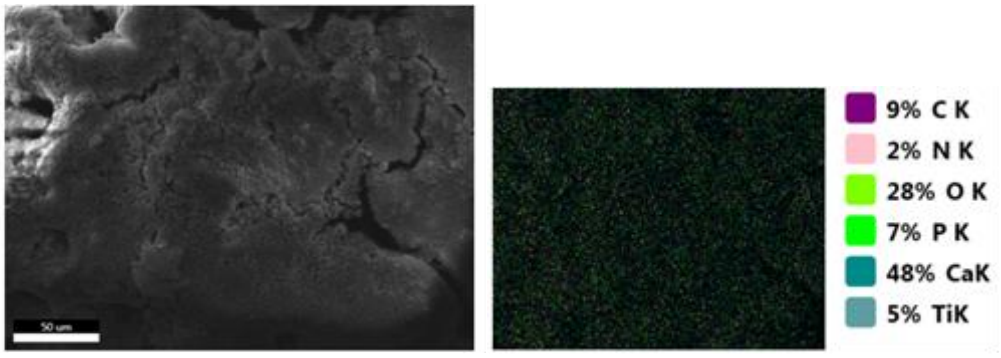


Dodekahedron **Oktahedroid** **Yıldız**

Şekil 4.45 SEM - BSD görüntüleri

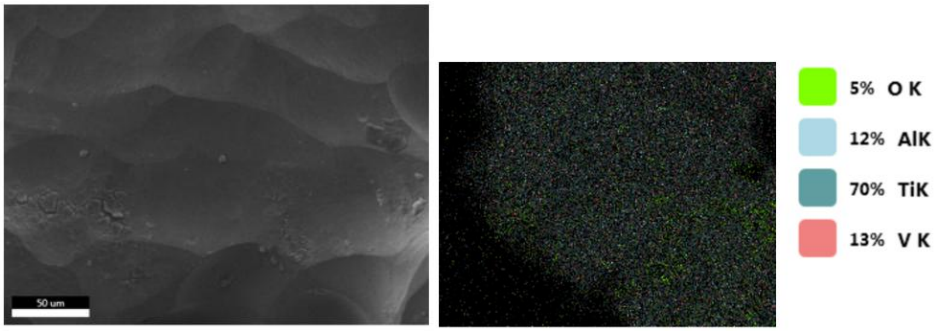
Şekilde görülen koyu renkli kısımlar kaplama birikiminin daha az olduğu yerleri göstermektedir. Topolojik olarak tepe ve çukur kimi kısımların bu şekilde kaplama ile birikmesi beklenilmektedir. Ancak bu duruma Au/Pd kaplamanın da yol açmış olabileceği düşünülmektedir.

Biriktirilen hidroksiapatit / kitosan kaplamalarında farklı Ca/P atom oranı gözlemlenmiştir. Benzer kaplama prosesi üzerine çalışmalar kaplama süresinin Ca/P oranını (stokiyemetrik oranın 1.67 olması beklenir) etkileyebileceğini göstermiştir (Yao vd., 2019; Pawlik vd., 2019). Ayrıca bu çalışmada kullanılan kafes yapılarının da Ca/P oranını etkilediği görülmüştür (Şekil 4.46).

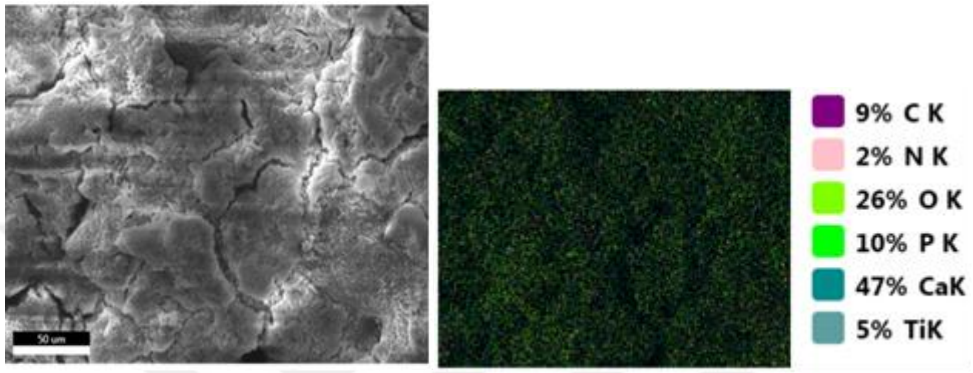


Dodekahedron Kaplamalı

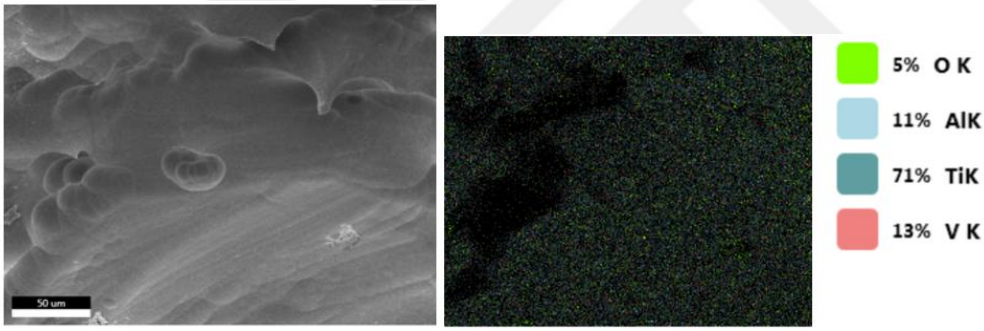
Şekil 4.46 Kafes yapıların kaplamalı ve kaplamasız SEM-EDS görüntüleri



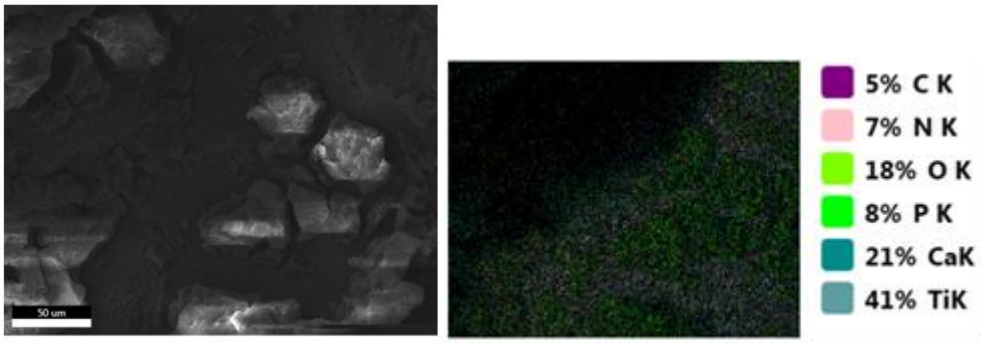
Dodekahedron- Kaplamasız



Oktahedroid Kaplamalı

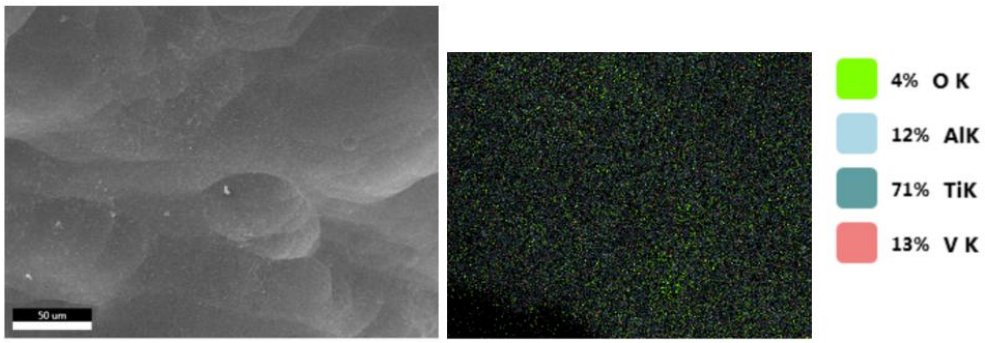


Oktahedroid- Kaplamasız



Yıldız Kaplamalı

Şekil 4.46 Kafes yapıların kaplamalı ve kaplamasız SEM-EDS görüntüleri (devamı)



Yıldız- Kaplamasız

Şekil 4.46 Kafes yapıların kaplamalı ve kaplamasız SEM-EDS görüntüleri (devamı)

Tablo 4.16 Kafes yapılarına göre elde edilen Ca/P oranları

Parça	Dodekahedron	Oktahedroid	Yıldız
Ca/P	6.85	4.7	2.63

Tablo 4.17 Kaplamasız kafes yapıların elementel dağılımı

Kafes	Ti (%)	Al (%)	V (%)
Dodekahedron	70	12	13
Oktahedroid	71	11	13
Yıldız	71	12	13

Tablo 4.16'da verilen bulgulara göre en iyi stokiyemetrik oran yıldız kafes yapısında elde edilmiştir. Bununla beraber kaplamaların biyoaktivite ve korozyon davranışında olumsuz bir etki oluşturmadığı ilgili testlerin sonuçlarında görülmüştür.

Tablo 4.17'de verilen bulgulara göre elementel dağılımda V oranı sabit kalmıştır. Ayrıca elementel dağılımın birbirine oldukça yakın olması imalat sürecinin başarılı olduğunun bir başka göstergesidir.

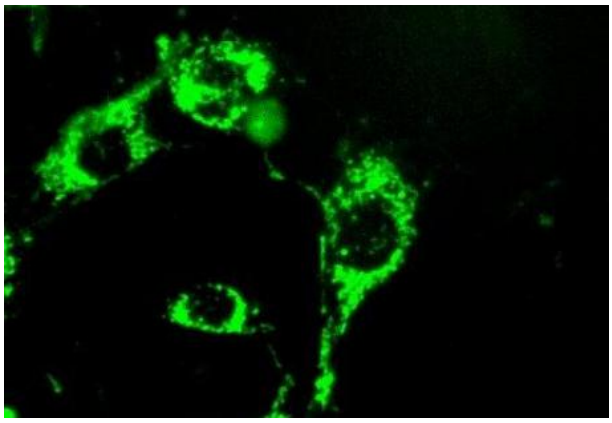
Parça yüzeylerine başarı ile biriktirilen kompozit kaplamaların biyouyumluluk davranışlarının incelenmesi için hücre ekimleri gerçekleştirilmiştir. Tüm biyouyumluluk testleri çalışmaları Gebze Teknik Üniversitesi Kanser Moleküler Genetiği Laboratuvarında yapılmıştır (Şekil 4.47-4.49).



Şekil 4.47 Testlerde kullanılan laboratuvar cihazla



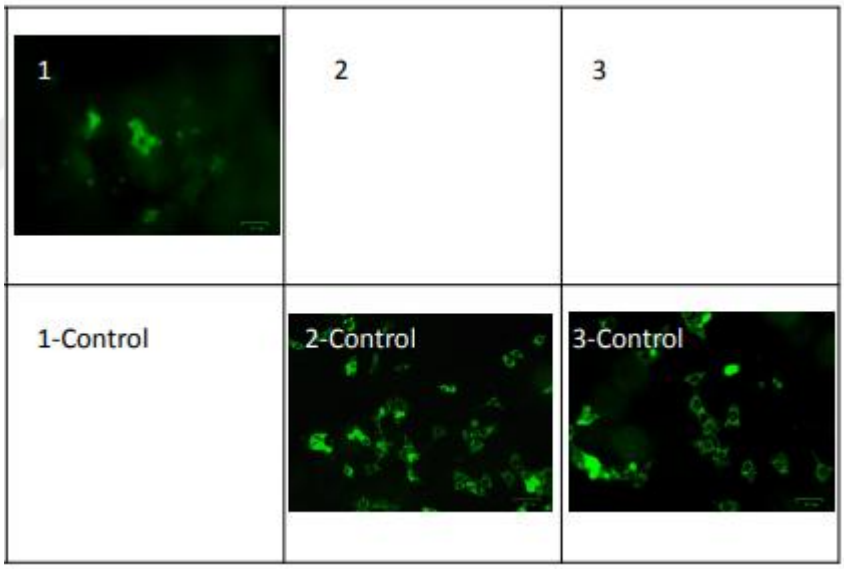
Şekil 4.48 Yapılan ilk testler ve deney parçalarının yerleşimi (1-dodekahedron, 2-oktahedroid, 3- yıldız)



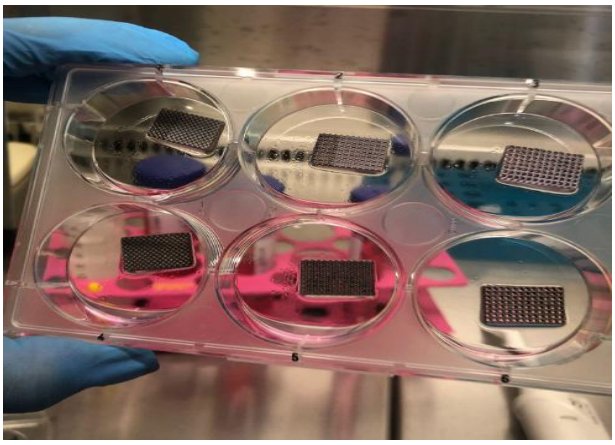
Şekil 4.49 Sağlıklı hücre morfolojileri

Yapılan ilk testlerde (etanol + UV sterilizasyonu), kontrol parçalarında (malzemesiz yüzeye ekilen hücrelerin) 48 saat sonunda canlılık oranlarının ve proliferasyonlarının

yüksek olduğu ancak dodekahedron ve oktahedroid parçaların etrafına (parçaya temas etmeyen ancak petri kabında parça etrafında bulunan) dağılan hücrelerde canlı veya tutunmuş hücreye rastlanmamıştır (Şekil 4.50). Bununla beraber oktahedroid parçanın etrafında PI ile boyanmış ölü hücrelerin yoğunluğu gözlenmiştir. Yıldız parçanın etrafında DIOC6 ile boyanmış olan hücreler tespit edilmişse de hücrelerin morfolojik olarak sağlıklı olmadıkları görülmüştür. Kontrol parçalarda (kaplamasız parçalar) hücrelerin, parça etrafında olduğuna, ölü hücrelerin varlıklarının az olduğuna rastlanmış ancak hücre varlığı tespit edilmiş olsa da hücrelerin sağlıklarının morfolojik olarak iyi olmadığı tespit edilmiştir. Bu deney sonucunda tüm kaplamaların bozunması sonucu sağ kalımın azaldığı ve morfolojik bozunmaların fazla olduğu saptanmıştır. Malzemelerin kontrolleri olan kaplanmamış parçalardaki hücrelerin canlılıklarının ve morfolojilerinin iyi olduğu kanısına varılmıştır. Ancak numuneler arasında bir karşılaştırma yapılmasının bu deneme için doğru olmadığı düşünüldüğünden deneylerin tekrarlanmasına karar verilmiştir (Şekil 4.51).

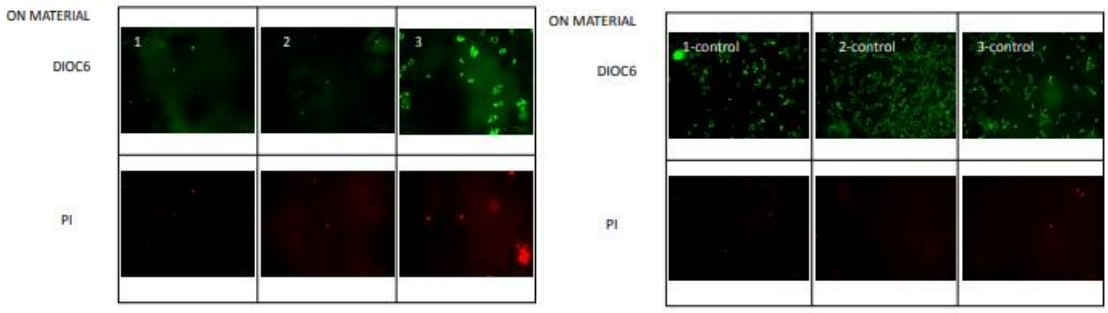


Şekil 4.50 Parçalar üzerinden alınan görüntüler



Şekil 4.51 İkinci testler ve deney parçalarının yerleşimi (1-dodekahedron, 2- yıldız, 3- oktahedroid, 4- dodekahedron kontrol, 5- yıldız kontrol, 6- oktahedroid kontrol)

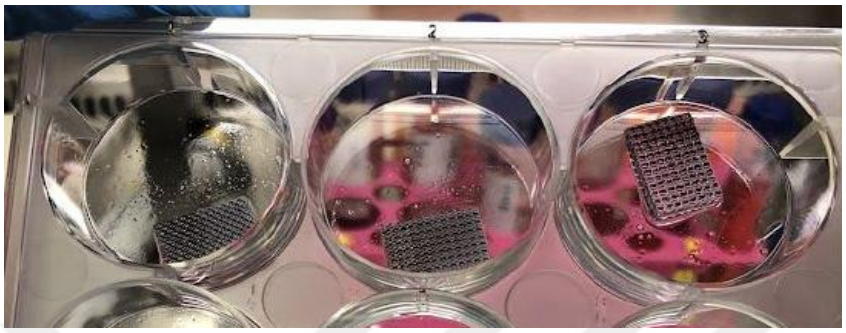
2.testlerde ilk testlerden farklı olarak 24. saatin sonunda sonlandırılmış ve aynı şekilde sonuç alınmıştır. Kontrollerden anlaşılacağı şekilde hücrelerin proliferasyon hızında ya da sağ kalınımında bir sorun olmadığı görülmüştür (Şekil 4.52). Kaplamasız parçaların yüzeylerinde hücrelerin tutunduğu ve hücrelerde ölümlerin az olduğu saptanırken, yıldız kafeste hücre sağ kalımlarının diğer parçalara nazaran daha yoğun olduğu görülmüştür. Kaplamaların üzerindeki hücrelerde, sağ kalım ve tutunmada gözle görülür bir şekilde azalma görülürken oktahedroid kafesin diğerlerine göre daha iyi olduğu saptanmış ancak hücre morfolojilerinin yine sağlıklı olmadığı görülmüştür. Parçaların etrafındaki hücrelerin morfolojileri ve sağ kalımları kontrol grubuna göre daha az olduğu görülmüş ve bu azlığın kaplamanın besiyer içerisinde çözünmesinden kaynaklı olduğu düşünülmüştür çünkü kaplamasız kontrol parçalardaki hücre sağ kalımları daha yüksek olduğu görülmüştür.



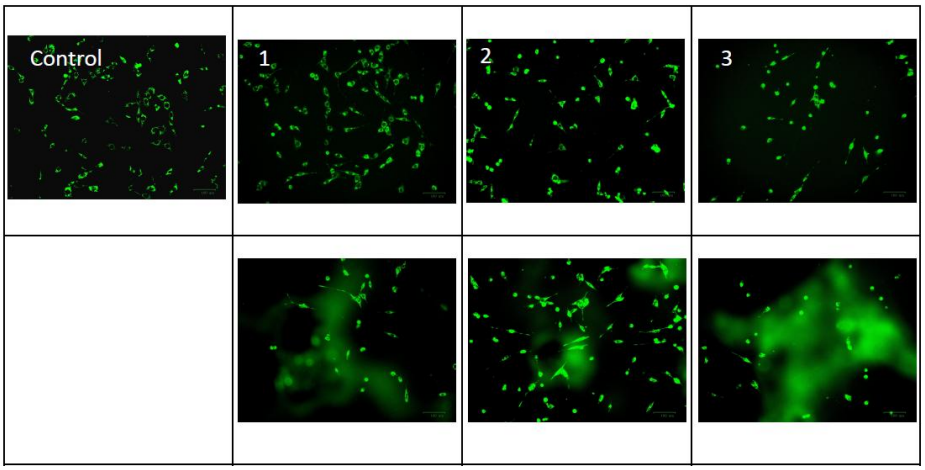
Şekil 4.52 İkinci testler sonrası elde edilen malzeme üzerindeki görüntüler (on material – kaplamanın üzerinden alınan hücre resimleri)

Kaplamalardaki bozunumun etanol sterilizasyonundan kaynaklı olabileceği düşünüldüğünden 3. testler yalnızca UV sterilizasyonu gerçekleştirilerek yapılmıştır

(Şekil 4.53). Yıldız yüzeyinde hücre tutunmasının ve sağ kalımının daha başarılı olduğu saptanmıştır. Kaplamasız yüzeylerden alınan görüntülerde de hücre sayısı olarak dodekahedron parçanın daha başarılı olduğu görülmüştür. Kontrol parçalarının yüzeyinde hücre morfolojisinin iyi olduğu ve hücre sağ kalımının yüksek olduğu saptanmıştır (Şekil 4.54).



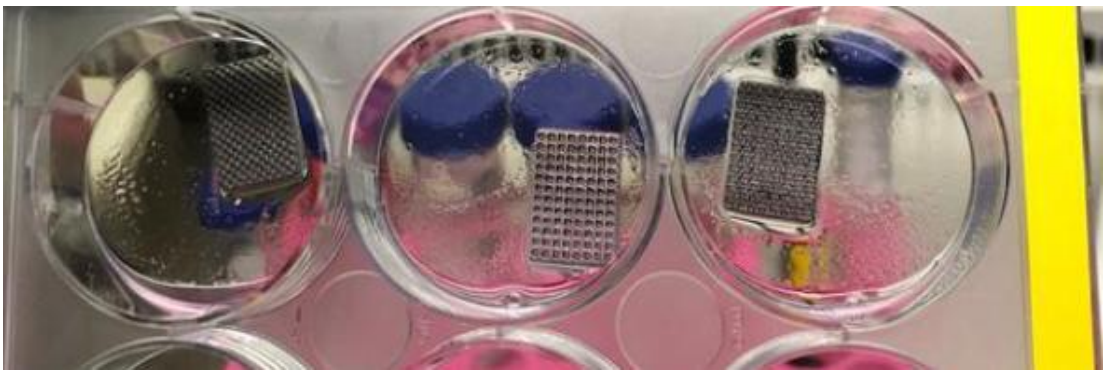
Şekil 4.53 Üçüncü testler ve deney parçalarının yerleşimi (1-dodekahedron, 2- yıldız, 3-oktahedroid, kontrol grubu kaplanmamış yüzeylerden alınmıştır)



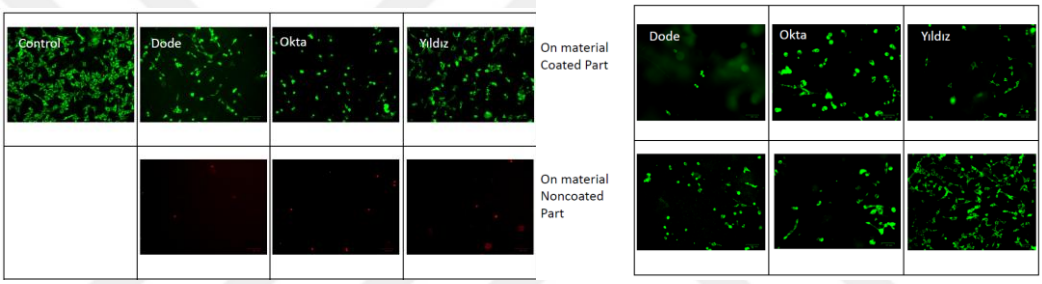
Şekil 4.54 Üçüncü testler sonrası elde edilen malzeme üzerindeki görüntüler (control-petri kabına ekilen hücrelerin referans görüntüsü (hücre serumu görüntüsü), üst resimler kontrol ve alt resimler kaplamalı yüzeylerden alınmıştır)

4.testler de yine yalnızca UV sterilizasyonu gerçekleştirilmiştir ve kontrol grubunun hücre proliferasyonun ve hücre morfolojisinin sağlıklı olduğu görülmüştür (Şekil 4.55-56). Ancak her kaplama parçasının kaplamalarının bozunarak etrafında kaplama malzemeleri olduğu görülmüş ve bu da hücre proliferasyonunu etkilediği düşünülmüştür. Parçaların kaplamalı kısımları ile kaplamasız kısımları üzerindeki hücreler karşılaştırıdığında yıldızdaki kaplamasız yüzeylerde hücre sağ kalımının

yüksek olduğu saptanmıştır. Bununla beraber kaplamalı yüzeylerde hücre tutunumlarının daha az ve hücre morfolojilerinin belli olmadığı görülmüştür.



Şekil 4.55 Dördüncü test ve deney parçalarının yerleşimi (1-dodekahedron, 2-oktahedroid, 3- yıldız, kontrol grubu kaplanmamış yüzeylerden alınmıştır)

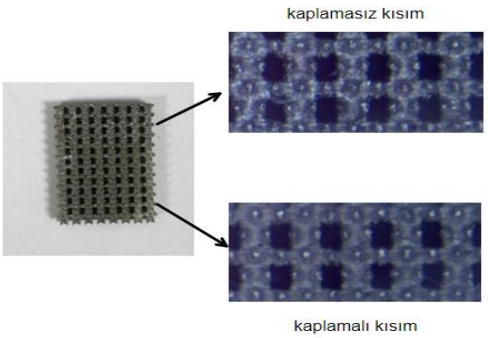


Şekil 4.56 Dördüncü test sonrası elde edilen malzeme üzerindeki görüntüler (sol- parçanın hiçbir bölgesine temas etmeyen ancak petri kabında parça etrafında bulunan hücreler, control- petri kabına ekilen hücrelerin referans görüntüsü (hücre serumu görüntüsü), sağ üst- kaplamalı yüzeyler, sağ alt- kaplamasız yüzeyler)

Tüm bu sonuçlar kaplama prosedüründeki bazı olumsuzlukların meydana geldiğini ve testler sırasında kaplamanın bozunmasına neden olduğunu göstermiştir.

Çözüm üretmek amacıyla, ilk olarak kaplamaların yüzey üzerindeki tutunmalarının sınanması için saf su ve NaOH içerisinde en az 1 gün tutularak denenmiştir. Saf su içerisinde tutulan numunelerde kaplamanın bozulma ve sıyrılma olmadan çıkarıldığı görülmüştür.

NaOH çözeltisi, yüzey temizliği, dağlama gibi işlemler için kullanılmaktadır ve (Merin vd., 2002; Tian vd., 2010) uzun süreli işlemlere uygun olduğundan dolayı bu deneme süreci için seçilmiştir.24 saat sıvı içinde yatırılarak bekletilen kaplama parçasının görüntüleri aşağıda verilmiştir. Kaplamalı ve kaplamasız yüzeyler arasındaki mikroskop incelemelerinde çözünme ve sıyrılma gözlemlenmemiştir (Şekil 4.57).



Şekil 4.57 NaOH batırma işlemi ve sonuçları (fotoğraf parça ıslakken çekilmiştir)

Tablo 4.18 Uygun parametre seti için yeni denemeler (10 dakika biriktirme süresi, 10 mm elektrot mesafesi. Tüm solüsyon reçeteleri 0,2 g hidroksiapatit, 0,025 g kitosan, % 0,05 hacim asetik asit (% 98,5) ve pH düşürücü ile hazırlanmıştır - damla damla ekleme ile)

No	Reçete	pH düşürücü	pH	Bulgular
1	15 ml saf su, 85 ml etanol	HCl	1.8 - 2	Karşıt elektrod kafes yapı olarak seçildi. Oktahedroid ve yıldız üzerinde birikim sağlanamadı
2	15 ml saf su, 85 ml etanol	Izopopil alkol	> 2.5	Akım ve kaplama birikimi sağlanamadı
3	15 ml saf su, 85 ml etanol	Asetik asit	1.9	Kaplama birikimi yok
4	50 ml saf su, 50 ml etanol, 0.3 HA, 0.05 kitosan	HCl	1.8 - 2	HA ve kitosan miktarı arttırıldı. Yeterli kaplama birikimi sağlanamadı.
5	15 ml saf su, 42.5 ml aseton, 42.5 ml izopopil alkol	Asetik asit	2.54	Asetik asit miktarı çok fazla attırılması gerekti. Yeterli kaplama birikimi olmadı
6	50 ml saf su, 50 ml aseton	Asetik asit	1.85	Yeterli kaplama birikimi olmadı
7	15 ml saf su, 85 ml aseton	Asetik asit	3	Yeterli kaplama birikimi olmadı
8	15 ml saf su, 85 ml izopropil alkol	Asetik asit	1.8	Kaplama oluşmadı
9	15 ml saf su, 85 ml etanol	Nitrik asit	2.18	Tüm denemeler içinde elde edilen en yetersiz kaplama birikimi
10	15 ml saf su, 85 ml izopopil alkol	Nitrik asit	2.19	Kitosan renginde bir tortu tabakası oluştu

Tablo 4.18 Uygun parametre seti için yeni denemeler (10 dakika biriktirme süresi, 10 mm elektrot mesafesi. Tüm solüsyon reçeteleri 0,2 g hidroksiapatit, 0,025 g kitosan, % 0,05 hacim asetik asit (% 98,5) ve pH düşürücü ile hazırlanmıştır - damla damla ekleme ile) (devamı)

11	15 ml saf su, 42.5 ml aseton, 42.5 ml izopropil alkol	Nitrik asit	2.3	Kaplama birikimi yeterli
12	15 ml saf su, 85 ml aseton	Nitrik asit	1,95	Kaplama birikimi yeterli
13	15 ml saf su, 85 ml izopropil alkol	HCl	2,13	Kaplama birikimi yeterli
14	15 ml saf su, 42.5 ml aseton, 42.5 ml izopropil alkol	HCl	1,86	Kaplama birikimi yeterli
15	15 ml saf su, 85 ml aseton	HCl	2,01	Kaplama birikimi yeterli
16	7.5 ml saf su, 42.5 ml izopopil alkol	Nitrik asit	2	Kitosan tozları kristalleşti ve birikme meydana gelmedi
17	24 saat karıştırma			Bu etki çözeltideki çözünme miktarını artırmasına rağmen H_2 köpürmesi etkisine neden olarak uygun birikme oluşumunu engellemiştir

Başarısız olan kaplama birikimlerinde genel olarak H_2 köpürmesi gözlenmiştir ve kaplama gerçekleşememiştir (Kalinina vd., 2022).

Hazırlanan EPD kaplama solüsyonunun çalışmanın diğer adımları için uygun olmadığı görülmüştür. Bunun üzerine kaplama solüsyonunun ve prosedürün sınanması için yeni reçetelerin denenmesine karar verilmiştir.

Literatürde bulk yapıların kaplanması için pH 4 önerilmiş olsa da bu çalışmada kafes yapıların kaplanabilmesi için gerekli akım yoğunluğu farklı pH değerlerinde sağlanabilmiştir (Nuswantoro vd., 2019). Bu doğrultuda farklı çözelti reçeteleri hazırlanarak farklı pH düşürücüler denenmiştir. Farklı reçeteler nedeniyle voltaj ve akım değerleri etkilenmiştir. Tablo 4.18'de hazırlanan çözeltiler gösterilmiştir.

Farklı reçeteler ile kaplama birikiminin gerçekleştiği parçalar aynı koşullarda sınanarak hücrelerin sağ kalımlarına bakılmıştır (etanol sterilizasyonu yok). Malzemenin üzerindeki kaplamalı alan ve kaplamasız alanlardan alınan görsellerde iki alan

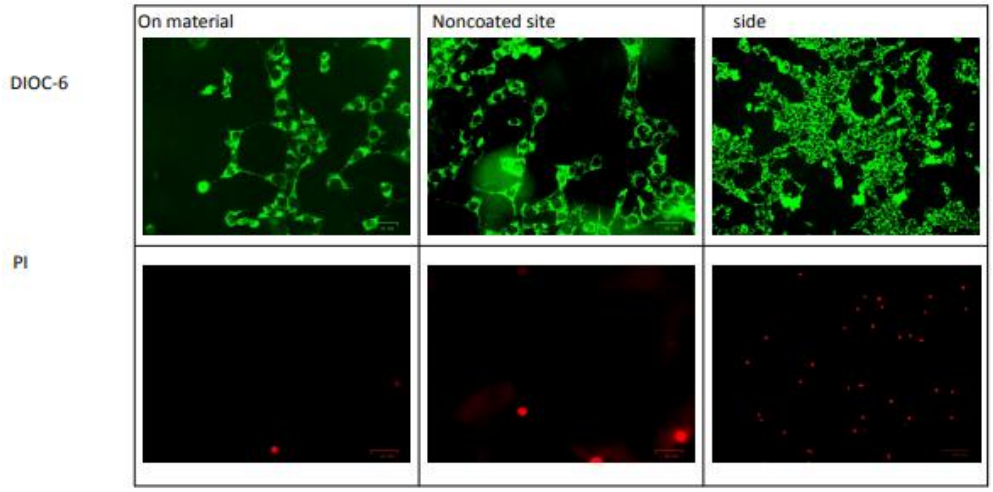
üzerindeki hücrelerdeki farklılıklar saptanmıştır. Kontrol grubundaki hücrelerin proliferasyon oranının sağlıklı olduğu görülmüştür. 11 numaralı parçanın diğer reçetelerle hazırlanan parçalarla kıyaslandığında hücrelerin morfolojileri ve sağ kalımları açısından kaplamalı, kaplamasız ve malzeme etrafında en başarılı kaplama morfolojisine sahip olduğu saptanmıştır. Diğer parçalarda görülen olumsuzluklara örnek olarak yine petri kabına kaplama sıyrılmasından dolayı hücrelerin sağ kalımlarında azalma, parçalar üzerindeki hücrelerin morfolojileri iyi olsa da parça etrafına bırakmış olduğu kirlilikten kaynaklı olarak hücrelerin proliferasyon hızının azalması, hücre ölümünün çok hızlı gerçekleşmesi ve canlı hücreleri olumsuz etkilemesi, hücrelerin sağlık durumları yerinde olsa da parça üzerinden hücrelerin petri kabının çeşitli noktalarına kaçmış olması sayılabilir.Yapılan bu testler hücre morfolojilerinin görmek için yapılmış olup seçilmiş kafes parçalarına yapılmıştır.

Kaplama işlemi için 60 V'a ayarlanmış potansiyel ile 11 numaralı EPD kaplama parametreleri, solüsyon hazırlama yöntemi olarak seçilmiştir.

Tablo 4.19 Yeni kaplama reçetesine göre 60V gerilimde elde edilen akım değerleri

Kafes yapı	**Akım (mA)**
Dodekahedron	36-40
Yıldız	20-22
Oktahedroid	44-46

Yeni kaplama reçetesinin (11 numaralı deney) ön biyouyumluluk deney sonuçları aşağıda özetlenmiştir (Şekil 4.58).

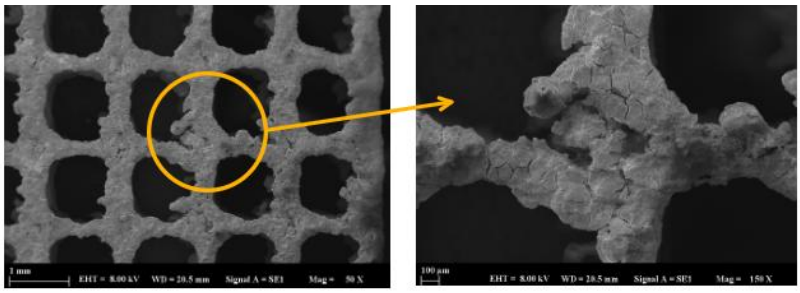


Şekil 4.58 11 numaralı solüsyon için ön biyouyumluluk test sonuçları (on material- kaplama üzerindeki hücreler, noncoated site- kaplamasız bölgedeki hücreler, side – parçanın hiçbir bölgesine temas etmeyen ancak petri kabında parça etrafında bulunan hücreler)

Sonuçlara göre kompozit kaplamalar hücre canlılığı ve morfolojisi açısından oldukça başarılı olmuştur. Bununla birlikte kaplama, kaplanmamış (kontrol) yüzeylere kıyasla daha düşük ancak benzer özelliklere sahiptir. Hücre ölümlerine bakıldığında, kaplamalı kısımda daha az hücre ölümü görülmüştür. Sonuç olarak kaplanmış yüzeylerin hücre ölümüne neden olmadığı ve kontrol yüzeylerine yakın özellikler sağladığı görülmüştür.

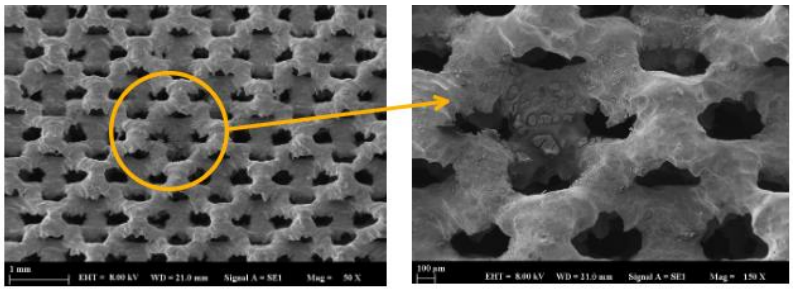
Bu durumda canlı dokulara karşı zararlı bir etkinin oluşmayacağı (hücre ve doku ölümü, iltihaplanma gibi) ve kaplamanın kullanıma uygun olduğu görülmektedir.

İyileştirilen kaplama reçetesi sonrası elde edilen kaplama morfolojisi bulguları aşağıda verilmiştir (Şekil 4.59).

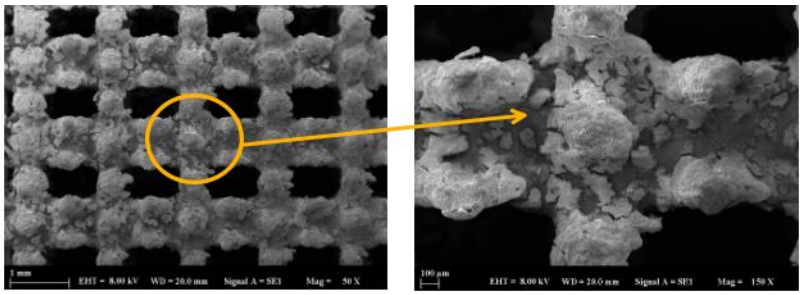


Oktahedroid

Şekil 4.59 Yeni kaplama reçetesine göre SEM incelemeleri



Dodekahedron



Yıldız

Şekil 4.59 Yeni kaplama reçetesine göre SEM incelemeleri (devamı)

Oktahedroid ve yıldız kafes yapısında herhangi bir pullanma ve gözeneklilik görülmezken, daha çok birim hücre düğümlerinde görülen bazı çatlaklar tespit edilmiştir. Kafes topolojisi ve yüzeydeki girintiler nedeniyle bu durum olasıdır. Dodekahedron kafes yapısı için kaplamada pullanma, gözeneklilik veya çatlak görülmemiştir.

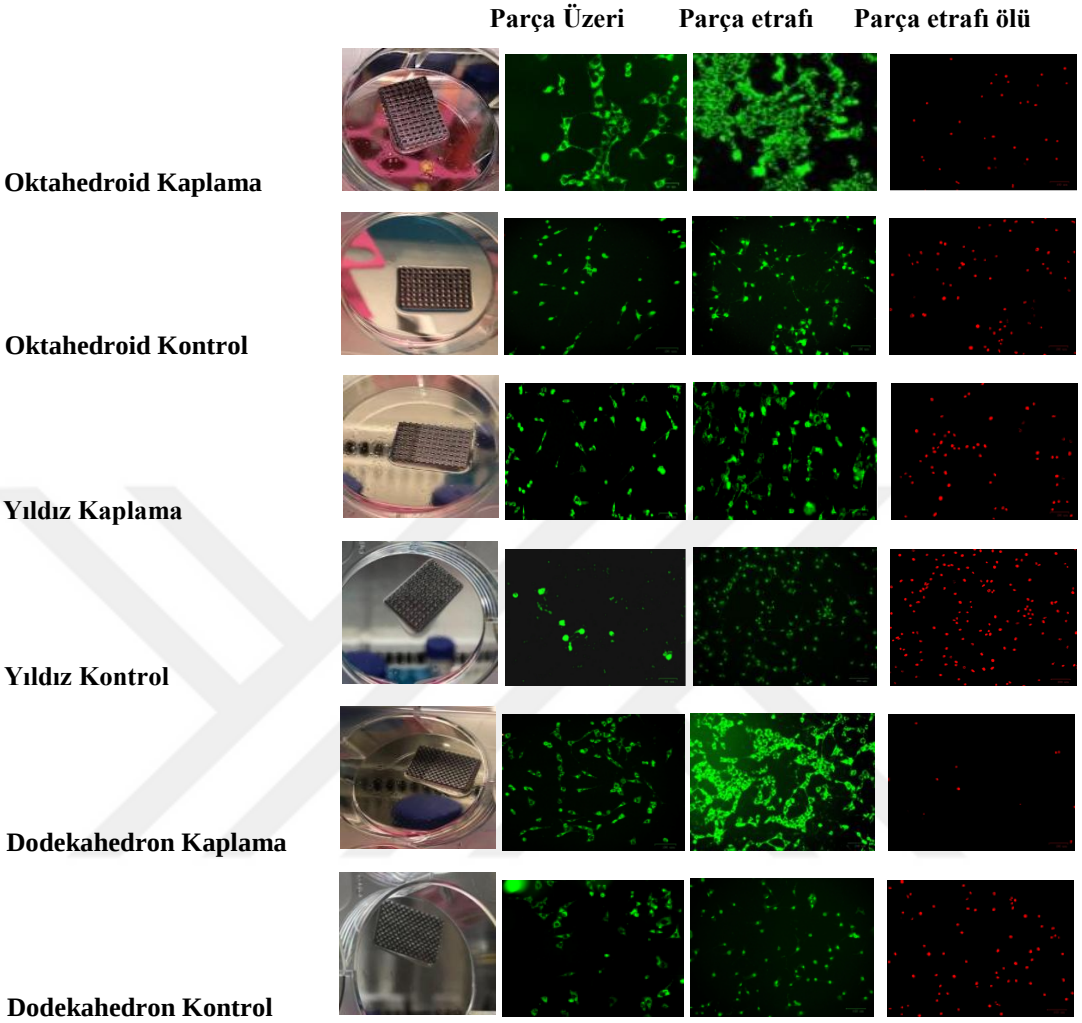
Yüzey alanları, kafes topolojisi yoluyla kaplama birikimini değiştirebilir. Oktahedroid ve dodekahedron kafes yapıları benzer bir yüzey alanı aralığında çıkmıştır (Tablo 4.4). Fark, kafes topolojisi ve hücre düğümü dizilişinden kaynaklanmıştır. Karşıt elektrotun yüzey alanı, genellikle biriktirme elektrotundan nispeten daha büyüktür ve elektrotlar arasında tek tip elektrik alanı dağılımı sağlar (Besra vd Liu, 2007). Bu yüzden bu çalışmada kafessiz karşıt elektrot kullanılmış ve her zaman kafes yüzey alanlarından daha büyük olması sağlanmıştır. İki elektrot arasındaki alan farkının artması iyon hareketini kolaylaştırmış ve kaplama kalitesini etkilemiştir. Birim hücre düğümleri çevresinde bazı çatlaklar bu yüzden görülmüştür. Oktahedroid için daha yüksek bir akım ve yıldız kafes için daha düşük bir akım da birim hücre düğümleri etrafında kaplama biriktirme farklılıklarına neden olduğu düşünülmektedir; çünkü kafes topolojisi yüzey dokusunu değiştirmiş ve bu duruma neden olmuştur (Kumari vd., 2022).

İyileştirilen reçete sonrası yapılan üç tekrarlı biyouyumluluk testleri aşağıda verilmiştir (Şekil 4.60).

Kontrol parçaları için, oktahedroid ve dodekahedron yapılar oldukça benzer özelliklere sahiptir. Yıldız kafes yapısı, kontrol yüzeyler için en düşük hücre tepkisini göstermiştir. İmplant uygulamalarında, implant çevre dokuya zarar vermemelidir. Kafesin parça etrafı ölü hücre miktarı karşılaştırıldığında, yıldız ve dodekahedronun benzer davranış gösterdiği ve bu kafes yapılarının ölü hücre miktarının oktahedroid kafes yapısından daha yüksek olduğu görülmektedir. Kaplanmış yüzeyler, kontrol yüzeylere kıyasla daha iyi sonuçlar vermiştir (Huang vd., 2015). Kaplama gelişmiş hücre morfolojisini ve hücre tutunmasını sağlamıştır (Coulter vd., 2021). En başarılı sonuçlar, en yüksek gözenek boyutuna sahip oktahedroid kafes yapısından elde edilmiş olup, daha sonra kaplamalı kafes yapılar için sırasıyla dodekahedron ve yıldız gelmektedir. Oktahedroid için topolojik nedenli çatlaklar osseointegrasyonu iyileştirici özellikler göstermiştir (Juliadmi vd., 2019). Parça etrafı kısımlar incelendiğinde yine en başarılı sonuçları oktahedroid vermiş, ardından dodekahedron ve yıldız kafes yapıları izlemiştir. Ölen çoğu hücre, yıldız kontrol numunelerinin etrafında gözlenmiştir. Kafes topolojisine bağlı olarak değişen yüzey alanı, hem EPD sürecini hem de biyouyumluluğu doğrudan etkilemiştir. Bunun sonucunda daha yakın yüzey alanı özellikleri gösteren oktahedroid ve dodekahedron kafes yapılarının yıldız kafese göre daha iyi biyoaktivite sergilediği kabul edilmiştir.

Hücre infiltrasyonu, parça transferi, hücre-hücre ve hücre-doku kombinasyonu ve vaskülarizasyonun (damar oluşumu) sağlanılarak kemik implantı üzerinde sağlıklı bir doku geliştirmek gerekir (Sorg vd., 2022). Kemik hücreleri öncelikle yüzeyde ligand adı verilen gruplarla etkileşime girer. Bu nedenle parça üzerindeki gözenekler, hücrelerin bu yapılarla birleşebileceği alanı yaratacak büyüklükte olmalıdır (Qiu vd., 2019). Bu çalışmada kullanılan kafes topolojileri bu şartlara uygundur. Ana fark, birim hücre bağlantı noktaları etrafında meydana gelmiştir. SEM incelemeleri, kafes yapılarının tamamen kaplandığını göstermiştir. Tüm kafes yapıları, kaplama biriktirme ile kabul edilebilir biyouyumluluk sağlamıştır. Yıldız kafes yapısının daha düşük gözenekliliği de sinoviyal sıvı etkisini azaltır. Daha küçük gözenek boyutu ve gözeneklilik nedeniyle sıvı hareketliliği azalır (Al-Munajjed vd., 2008). Bu nedenle hücre yanıtı da azalır. Bu

durum, diğer kafes yapılarına kıyasla daha küçük gözenek boyutuna sahip yıldız kafes yapısının düşük hücre tepkisini açıklamaktadır.



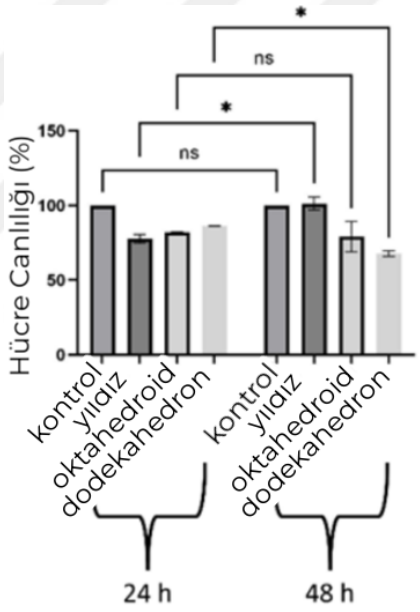
Şekil 4.60 Tüm kafes numunelerinde canlı/ölü hücreler boyanmıştır. Canlı hücreler yeşil ve ölü hücreler kırmızı renktedir

Test sonuçlarının genel değerlendirmesi için kafes tipi ve geometrisinin biyolojik hücre tepkisi üzerinde önemli bir etkiye sahip olduğu görülmüştür. Etkili hücre tutunması ve hücre büyümesi sağlamak için uygun kafes geometrisini, en uygun gözenek yoğunluğunu ve topografiyi belirlemek önemlidir. Birbirine bağlı gözeneklere sahip kafes yapıları, hücre göçü ve kemik büyümesi için bir potansiyel sağlayabilir. Küçük gözenek boyutlarına sahip topolojiler vaskülarizasyon eksikliği ve çevrelenen kemikte besin eksikliğine yol açabilir.

Biriktirilen kompozit kaplamalar hücre canlılığı ve morfolojisi açısından oldukça başarılı bulunmuştur. Kitosanın antibakteriyel etkisi ile kaplanan yüzeyler hem parça hem de etrafında daha az hücre ölümünü sağlamıştır.

Yapılan testler sonrasında parça ile hücre kontrolü arasındaki mitokondriyal aktivitenin azalmış olduğu gözlendiğinden, malzemenin kendi kaplaması ile toksik etkisine bakılmıştır. Parçaların üretildiği ham maddenin literatürde belirtildiği gibi toksik etkisinin olmaması ve biyomalzeme olarak kullanıldığı bilinmektedir (Sidambe vd., 2014; Dong vd., 2020).

Kaplama yapılmış parçaların hiçbiri MEF hücreleri ile toksik etkiler sergilememiştir. 48 saatlik inkübasyondan sonra kaplamalı dodekahedron için hücre canlılık yüzdesi azalmasına rağmen, biyolojik uygulamalarda hücre canlılık yüzdesi kabul edilebilir aralıkta çıkmıştır (Oliveira vd., 2020) ve iki yönlü ANOVA ile Sidak testi hesaplanan 24 ve 48 saat sitotoksisite sonuçlarında yıldız kafes yapısı için anlamlı fark bulunmuştur (Şekil 4.61).



Şekil 4.61 Kaplamaların sitotoksisite etkisi. Çubuklar, kaplama malzemelerinin kaplama olmayan malzemelere hücre canlılık oranının yüzdelerini gösterir. Parçalar 24 saat ve 48 saat hücreler ile inkübe edildi. p değeri > 0.05, ns: anlamlı değil

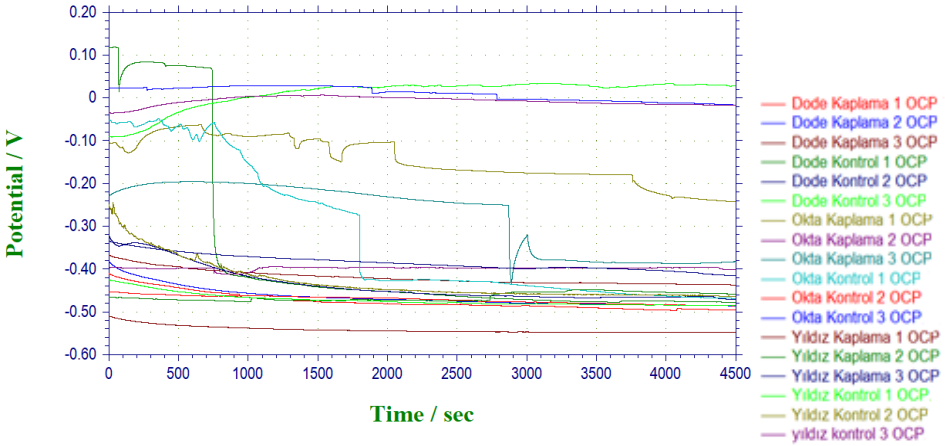
4.6 Korozyon Testleri

Aşağıdaki tabloda test parçalarından elde edilen OCP verileri listelenmiştir.

Tablo 4.20 Ortalama OCP değerleri

Test Parçası	OCP (V)
Oktahedroid Kontrol	-0.48
Oktahedroid Kaplama	-0.395
Yıldız Kontrol	-0.445
Yıldız Kaplama	-0.455
Dodekahedron Kontrol	-0.48
Dodekahedron Kaplama	-0.495

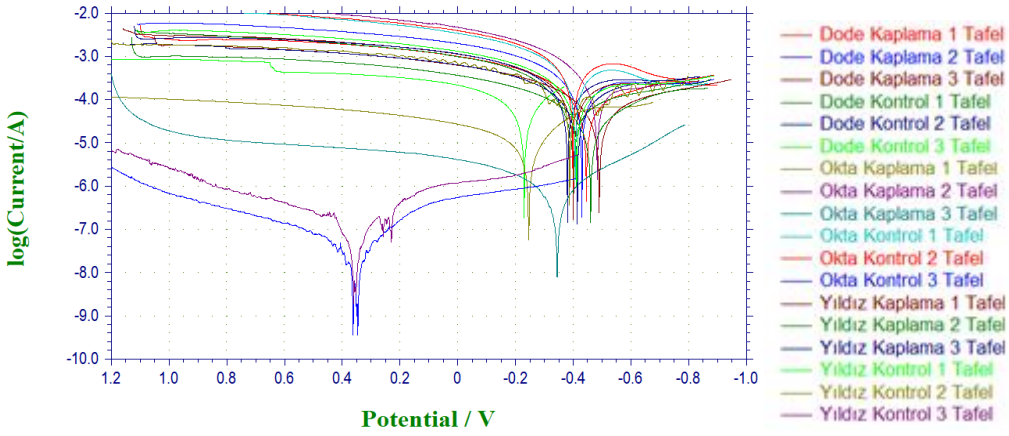
OCP sonuçlarından oktahedroid kafes yapısının kaplama birikimi ile korozyon davranışında iyileşme olduğu görülmüştür (Şekil 4.62). Dodekahedron ve yıldız kafes yapılarında ise kaplamalı ve kaplamasız yüzeylerde birbirine yakın değerlere ulaşılmıştır. Ancak kaplamaların bu iki kafes yapısında başarısız olduğu çıkarımını yapmak yanlış olur. Tablodan okunan bu sonuçların nedeni aşağıdaki grafiklerden de görüleceği üzere çeşitli nedenlere bağlıdır. OCP gibi ölçümlerin kararlı pasif tortu oluşumu hakkında faydalı bilgiler sağlayabileceği bilinmektedir (Frangini ve Loreti, 2016). 0o(Heakal ve Awad, 2011). Bu durum aşağıdaki çeşitli grafiklerde görülmektedir. Pozitif yönden azalma yani negatife doğru kayma oksit filminin çözündüğünü gösterir (Wang vd., 2014). Yıldız ve dodekahedron kontrol kafes yapılarında görülen ani düşüşler ise pasivizasyonu değiştirerek kaplamalı örneklere göre farklı sonuçlara yol açmış olabilir. Bu durum Tafel incelemelerinde daha iyi anlaşılmıştır.



Şekil 4.62 Test sonuçlarına göre elde edilen OCP-Zaman grafikleri

Tablo 4.21 Tafel ölçümlerinde elde edilen ortalama veriler

Test Parçası	i_{corr}	E_{corr}	R_p	I_{corr} (Korozyon Hızı) (mil/yıl)
Oktahedroid Kontrol	154.796	-0.403	363.5	45.76
Oktahedroid Kaplama	1.505	-0.296	109769	1.691
Yıldız Kontrol	23.964	-0.399	1489.5	16.735
Yıldız Kaplama	8.332	-0.475	5686	3.116
Dodekahedron Kontrol	20.846	-0.315	2087	4.629
Dodekahedron Kaplama	14.182	-0.396	101059	3.701



Şekil 4.63 Tafel grafikleri

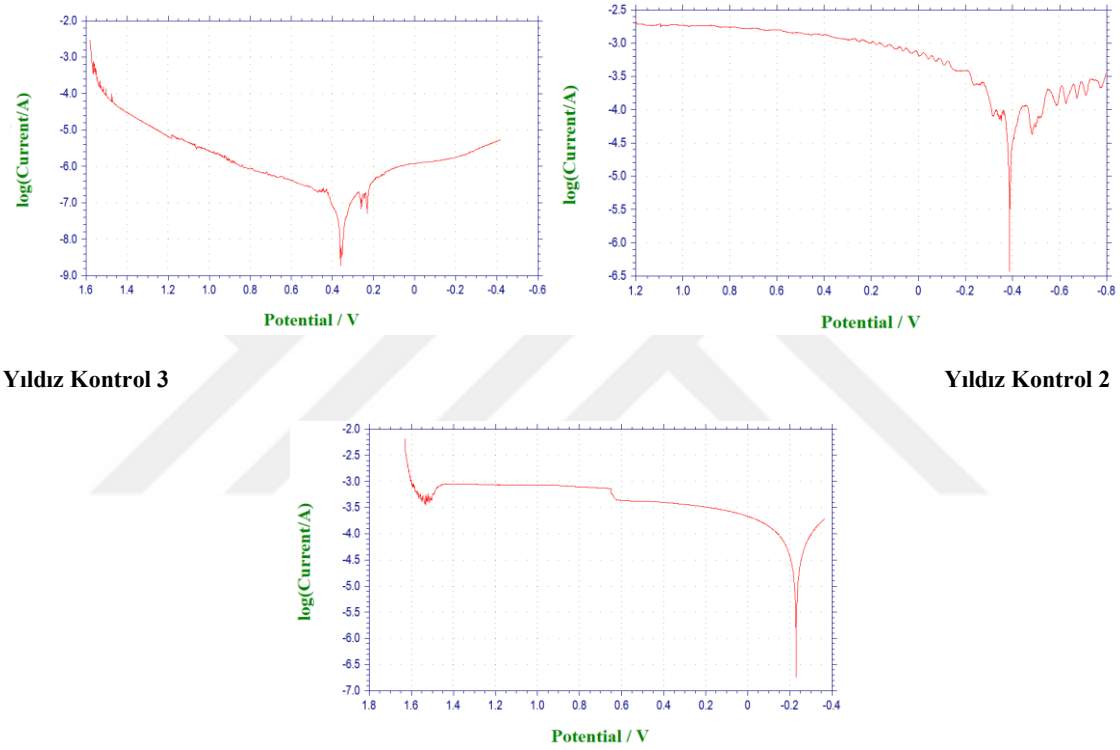
Grafikten E_{corr} değerlerine bakıldığında yıldız kontrol 2, yıldız kontrol 3, dodekahedron kaplama 2 ve 3 ile oktahedroid kontrol 3 parçaları dışındakilerin -0,4 ile -0,5 V arasında

olduğu görülmüştür (Şekil 4.63). Korozyon hızı parçalar arasında önemli ölçüde farklılık göstermiştir. Kaplamaların korozyon hızını düşürdüğü görülmüştür. En düşük hızlar sırasıyla oktahedroid kaplama, yıldız kaplama ve dodekahedron kaplamalarda görülmüştür. Kontrol numunelerinde ise en düşük hızlar sırasıyla dodekahedron, yıldız ve oktahedroid kafeslerde görülmüştür. Dolayısıyla en büyük iyileşme oktahedroid kafes yapısında gözlemlenmiştir. Bu durum i_{corr} hesaplamasında da açıkça görülmüştür. Kafes yapıların mikroyapı incelenmesi mümkün olmasa da elde edilen sonuçlardan dodekahedron kafes yapısının daha ince taneli bir yapıda olması ve sonuç olarak daha yüksek bir tane sınır yoğunluğu ile koruyucu bir oksit filminin oluşumuna yardımcı olan daha büyük bir metal iyon akışı sağlanmış olabileceği sonucuna varılabilir (Ummethala vd., 2021). Bu durum i_{corr}'un azalmasına neden olur. Yıldız kafes yapısı da buna benzer bir eğilimdedir. Ancak kaplamalar ile bu durumun değiştiği görülmüştür. Dolayısıyla kaplama ile bu dezavantaj ortadan kaldırılabilir.

Tablodan okunabilen tüm değerler birbiri ile ilişkili şekildedir. Ancak OCP incelemelerinde de görüldüğü gibi yıldız ve dodekahedron kafesler korozyon potansiyeli olarak kaplamalarda daha korozif davranış göstermiştir. Ancak korozyon hızı ve diğer diğerler beklendiği gibi kaplamalı numunelerde iyileşme göstermiştir. Bunun nedeni topolojik farklılıklar ve buna bağlı pasivizasyona bağlı değişimler olabilir. Bu durum R_p değerindeki yüksek değişimleri ile de açıklanabilir ve dodekahedron kafes yapı için uygun görünmektedir. Yüksek değerler daha kolay koruyucu pasif tabakanın oluşumunu sağlar. Ancak yıldız kafes yapısında diğer kafes yapılara nazaran bu değerde çok ani bir artış görülmemiştir. Burada en büyük değişimin korozyon akımının yaklaşık 3 kat azalması ile olduğu görülmüştür. Dolayısıyla korozyon potansiyeli, korozyon hızını ve olabilecekleri yansıtamaz. Korozyon akım yoğunluğu, korozyon hızını yansıtan önemli bir veridir. Tipik bir polarizasyon eğrisinde, daha düşük korozyon akımı yoğunluğu ve yüksek polarizasyon empedansı değeri, daha düşük korozyon oranını temsil eder (Wang vd., 2020).

Aşağıdaki örnek grafiklerden de görüleceği üzere kafes yapıların üzerindeki pasif film oluşumunun çeşitli nedenlerden ötürü (kafes topolojik etkileri veya SBF-devre akımı ilişkisi) etkilendiği görülmüştür (Şekil 4.64). Bu durumun sonucunda çukurcuk (pitting) korozyonu gibi istenmeyen durumlarla karşılaşılmış olabilir (Sun vd., 2018, Garbacz vd., 2007). SEM incelemelerinde bu durum detaylıca incelenmiştir.

Pasifleştirilen yüzeylerin reaktif hale geldiği ve böylece korozyona izin verildiği bilinmektedir. Yıldız kontrol 2 numunesi için, potansiyel 0,4 V'tan düşük olduğu zaman, korozyon reaksiyonu önemli ölçüde yoğunlaşmış ve bu nedenle polarizasyon eğrisi mevcut tepe noktaları göstermiştir. Bu potansiyel altında, aşırı pasivasyon meydana gelmiş ve böylece pasif filmdeki düşük değerlikli iyonların oksidasyonu nedeniyle pasif filmin bir kısmı çözünmeye başlamıştır (örneğin, $2TiO + H_2O \rightarrow Ti_2O_3 + H_2$). Daha sonra, akım yoğunluğu tekrar oluşarak yeni pasif katmanın oluşmasına neden olmuştur ($Ti_2O_3 + H_2O \rightarrow 2TiO_2 + H_2$ gibi) (Yan vd., 2020).



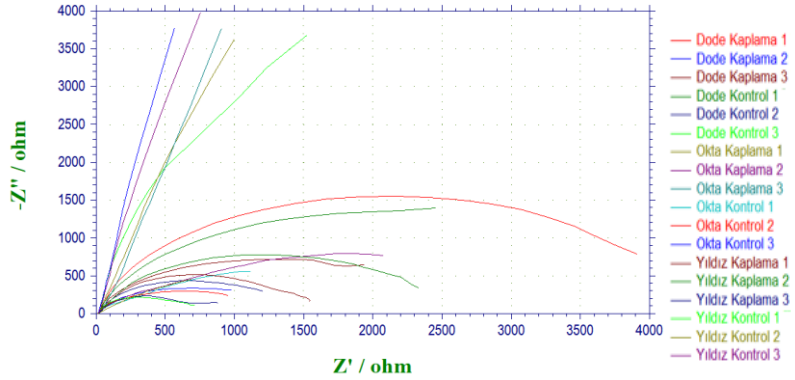
Yıldız Kontrol 3

Yıldız Kontrol 2

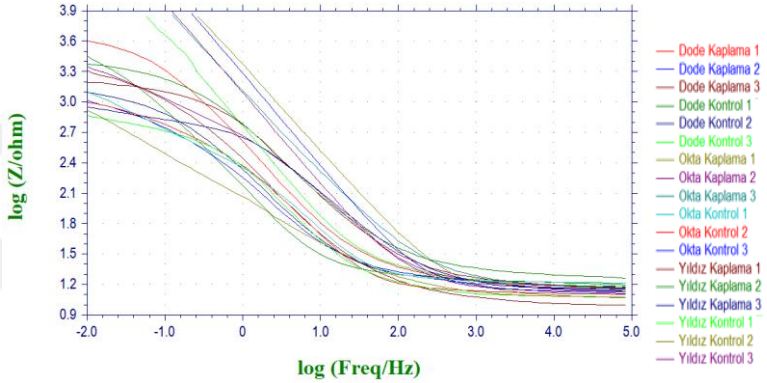
Dodekahedron Kontrol 3

Şekil 4.64 Tafel grafiklerinde görülen dalgalanmalar

Tafel ölçümlerinin ardından EIS incelemeleri raporlanmıştır (Şekil 4.65, Şekil 4.66).



Şekil 4.65 Nyquist eğrileri



Şekil 4.66 Bode eğrileri

Tablo 4.22 Ortalama EIS sonuçları[1]

Parça	R_1 ($\Omega.cm^2$)	R_2 ($\Omega.cm^2$)	R_3 ($\Omega.cm^2$)	P_1 ($\mu F/cm^2$)	n_1	P_2 ($\mu F/cm^2$)	n_2
Dodekahedron Kaplama	44.61	65.2	6326.52	144.68	0.89	72.34	0.95
Dodekahedron Kontrol	39.94	2273.9		144.7	0.88		
Oktahedroid Kaplama	39.02	87.01	1409	248.61	0.87	106.54	0.76
Oktahedroid Kontrol	44.87	618.1		195.33	0.95		
Yıldız Kaplama	73.59	66.97	8839.68	90.80	0.73	84.35	0.77
Yıldız Kontrol	60.19	1396.37		96.40	0.9		

[1] Kontrol parçalarının spektrumlarının yorumlanması için, kapasitans (P_1) ve yük transfer direncinin paralel bağlantısı (R_2) ile seri olarak çözelti direnci R_1'den oluşan basit bir eşdeğer devre kullanılmıştır. Kaplamalı parçalar için ise kaplama kapasitansı (P_2) ve kaplama direnci (R_3) paralel bağlantısı yük transfer direncine (R_2) seri bağlanmıştır. Kaplama ve kontrol parçalarının karşılaştırılması için R_2 ve R_3 değerleri karşılaştırılmıştır. n, EIS indisidir.

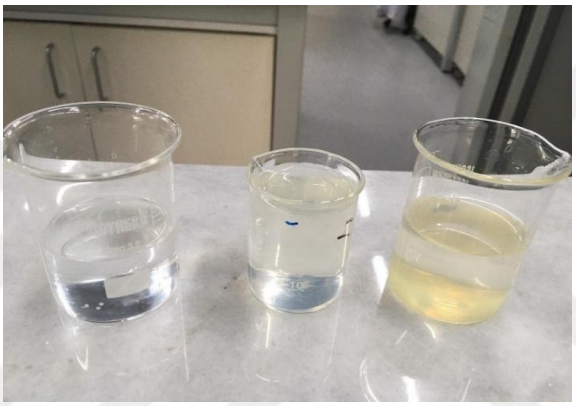
Saf kapasitif davranış, n = 1 ile temsil edilir. Saf kapasitif devrelerde akım, gerilim ve güç ilişkisi saf endüktif devrelerle aynıdır. Ani güç, ani akım ve ani gerilimin çarpımına eşittir. Her kapasitör, alternatif akım devrelerinde frekansla ters orantılı olarak değişen bir direnç gösterir. Bu dirence kapasitif reaktans denir (Lü vd., 2022). İki iletken arasında, iletken olmayan izole malzemeyle ayrılarak elektrik enerjisini depolayan güce kapasitif güç denir. Bir kondansatöre elektrik akımı uygulanması durumunda, akımdan gelen elektronlar bir plakaya toplanır, ardından elektrik akımı uygulanan terminale bağlanır. Yıldız kontrol ve oktahedroid kontrol parçaları bu duruma en yakın davranışa sahip çıkmıştır. Dodekahedron dışında kaplamaların saf kapasitif davranışı düşürdüğü gözlemlenmiştir.

Kaplama dirençlerinin (R_3) kontrol parçalarının dirençleri (R_2) ile karşılaştırıldığında kaplama birikiminin korozyon direncini arttırdığı görülmüştür. Aynı şekilde kaplama kapasitanslarının (P_2) daha düşük çıkması korozyon direncinin kaplama ile sağlandığına işaret etmektedir (Vasilescu vd., 2009). EIS incelemeleri sabit potansiyelde yapıldığından kesin korozyon bilgisi vermez ancak, kaplama ara yüzey formları ile ilgili bilgiler edinilebilir. Nyquist eğrilerindeki yarım daire formları, akım toplayıcı partikülleri içeren temas direncinden (R_2 ve R_3) kaynaklanabilir ve bir ohmik direnç görevi görür. Elektrik iletkenliği ve aktif parçacıklar ile akım toplayıcı arasındaki temas alanı, temas direncini belirleyecektir (Zhang vd., 2012). Yıldız kafes yapısının yüzey alanı en büyük olduğundan yukarıdaki durum (6,32 kat artış) kaplama ile daha iyi bir etki yapmıştır. Ayrıca yarım daire oluşumu korozyon direninin arttığı (pasif film oluşumu ile) anlamına da gelir (Liu vd., 2004).

Ayrıca, Nyquist eğrileri incelendiğinde bazı eğrilerin lineer kısımları çok küçük çıkmıştır ve çok düşük bir eğime sahiptir (düşük empedans değerleri). Bu durum Warburg empedansı benzeri davranışa işaret eder (Nyquist eğrileri yaklaşık bir yarım daire ve bir difüzyon kuyruğu gösterir, Bode eğrileri yükselip alçalma veya alçalıp yükselme davranışı gösterir). Ancak eğrilerin tamamında bu karakteristik görülmediğinden ve devre bütününü bozacağından Warburg eklenmemiştir (Tamilselvi vd., 2007). n= 0.5 – 0.6 aralığında Warburg eklenmesi tavsiye edilir, çünkü pasif tabaka etrafında difüzyonu işaret eder. Bu davranış, yeniden kristalleşme yapıları olan ve iyonların fizyolojik elektrolit içinde difüzyonuna izin veren alaşımların mikro yapıları

ile açıklanabilir. Tamilselvi vd. (2007), difüzyon işleminin vanadyum oksitin çözünmesine bağlı olabileceğini öne sürmüştür. Bu oksit kolayca çözünür ve sulu ortamda Cl- iyonlarıyla (SBF'den gelen) reaksiyona girer.

Aşağıda testler sırasında yapılan denemelerde karşılaşılan yüksek korozyon hızının sonuçları görülmektedir (Şekil 4.67). Sol beherde kullanılmamış, ortadaki beherde kaplamalı parçanın testi sonrası ve sağdaki beherde ise kaplamasız parçanın testi sonrası SBFlerin renk tonları görülmektedir. Kaplamaların korozyon hızını düşürdüğüne dair bir başka kanıt olması açısından önemlidir. Aynı zamanla yüksek korozyon hızı pH seviyesini de yükseltmiştir.

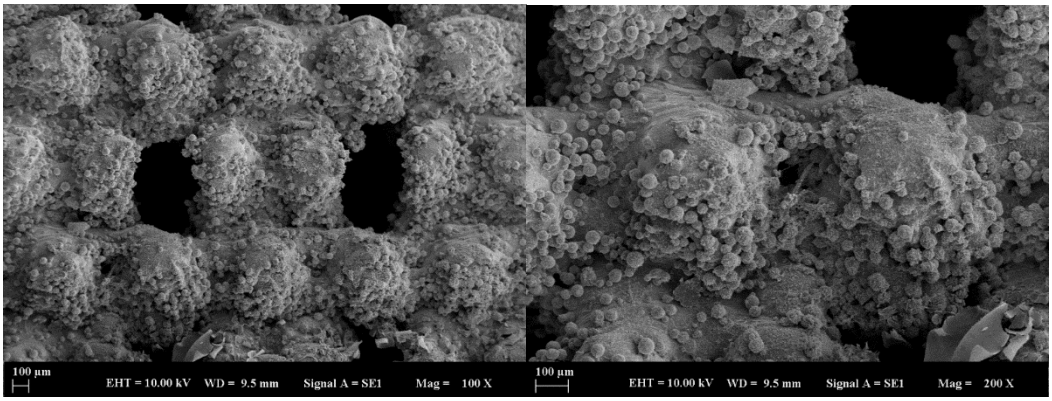


Şekil 4.67 SBF renk değişimi (sol test öncesi, ortada kaplamalı parçanın testi sonrası, sağda kaplamasız parçanın testi sonrası)

Testler sonrası kafes yapıların korozyon direnci davranışını daha fazla incelemek için, elektrokimyasal korozyon testlerinden sonra numunelerin yüzey üzerlerinde SEM incelemeleri yapılmıştır. SEM gözlemleri, kontrol yüzeylerin (dodekahedron dışında) merkezinde büyük partikül kümelerinin bulunduğu birkaç alan dışında, neredeyse tüm yüzeyin bir partikül tabakası ile kaplandığını göstermiştir. Bu duruma neden olan sebep tafel eğrilerinde bu yüzeylerde daha az dalgalanmalara rastlanmış olmasından olabilir. Nitekim tahmin edildiği üzere yıldız kafes yapısında çukurcuk korozyonuna rastlanmıştır (Şekil 4.68a, 4.68b). Ancak aynı problem yıldız kaplama yüzeylerinde de görülmüştür. Tafel eğrilerindeki dalgalanmaların sonucunda bu korozyonun oluştuğu düşülmektedir. Kaplamanın yıldız kafes yüzeyindeki bu olumsuzluğu azalttığı ve bazı bölgelerde görüldüğü raporlanmıştır (Şekil 4.68c, 4.68d). Dodekahedron kafes yapısının kaplamalı örneklerinde korozyon çukurları görülmemişken (Şekil 4.68g, 4.68h), kontrol yüzeylerinde yer yer çukurcuklar (Şekil 4.68e) ve korozyon başlangıcı görülmüştür

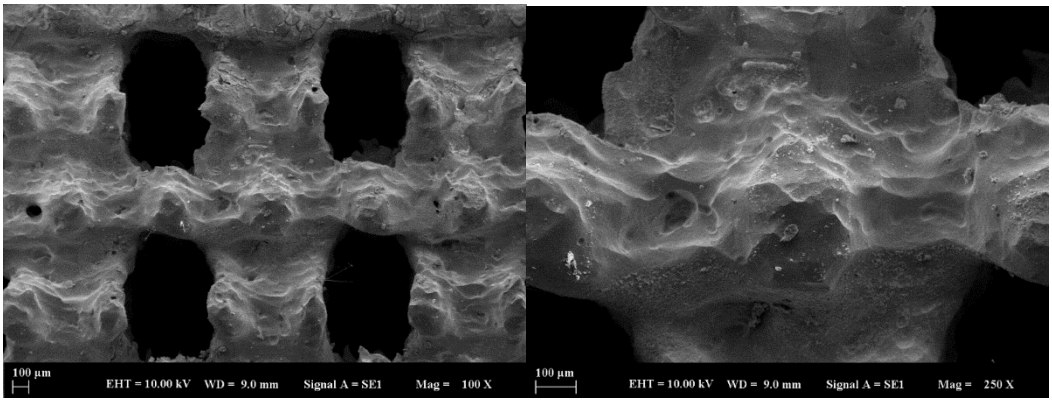
(Şekil 4.68f). Korozyon akımının yıldız kaplamalı yüzeylerde dodekahedron kaplamalı yüzeylere göre daha az olmasına rağmen daha şiddetli korozyona uğradığı görülmüştür. Bu durumun topolojik kaynaklı olduğu açıktır. Nitekim polarizasyon empedans değerleri de birbirine uygun çıkmamıştır (Tablo 4.22). Burada daha düşük korozyon akımına sahip yıldız kaplamalı yüzeyin R_p değerinin, dodekahedron kaplamalı yüzeyden daha yüksek çıkması beklenirdi. Ancak korozyon mekanizmalarının birbirinden farklı olmasının nedeni korozyon potansiyeli değerleri ile açıklanabilir. Burada yıldız için değerlerin daha yüksek olduğu görülmüştür. Ancak yıldız kaplamalı yüzeyler için görülen bölgesel çukurlaşmaların kabul edilebilir düzeyde olduğu söylenebilir çünkü çukurcukların dağılım gösterdiği görülmemiştir. Bu durum incelenen tüm yüzeyler için ortaktır.

Oktahedroid kafes yapının yüzeyleri de benzer eğilim göstermiştir. Kaplamalı yüzeylerde görülen kimi küçük noktasal boşluklar kaplamanın sıyrılması gibi nedenlerle oluşmuştur (Şekil 4.68k). Bu durum yakın çekim görüntü de daha iyi anlaşılmaktadır (Şekil 4.68l). En yüksek ikinci korozyon potansiyeline ve en yüksek korozyon akımı ile en düşük polarizasyon empedansına sahip oktahedroid kontrol yüzeyinde ise yer yer çukurcuk (geneli yüzey altı kesen korozyon) görülmüştür (Şekil 4.68i). Korozyon daha çok imalat kusurlarının etrafında (birim hücre bağlantılarının etrafında) görülmüştür (Şekil 4.68j).

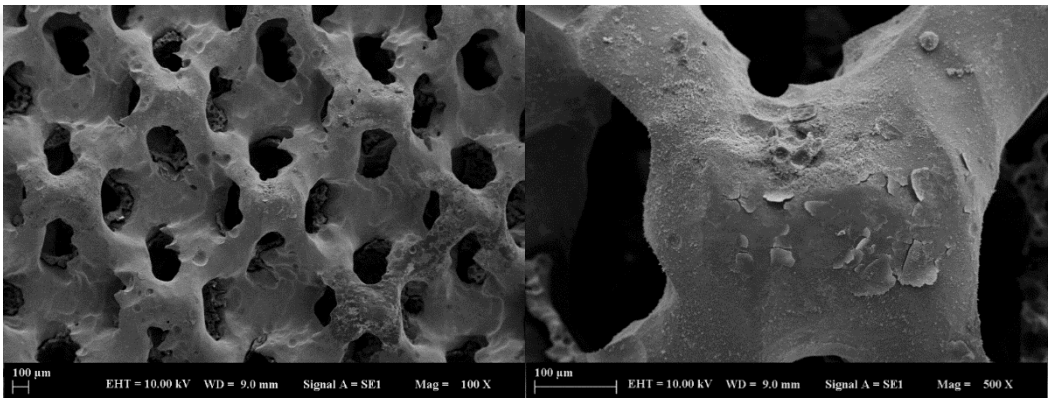


(a) **Yıldız Kontrol** **(b)**

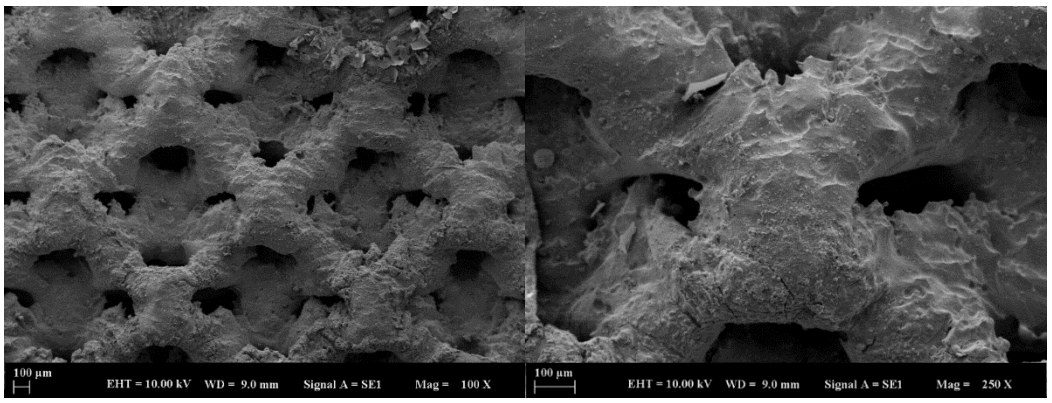
Şekil 4.68 Korozyon testi sonrası SEM incelemeleri



(c) **Yıldız Kaplama** **(d)**

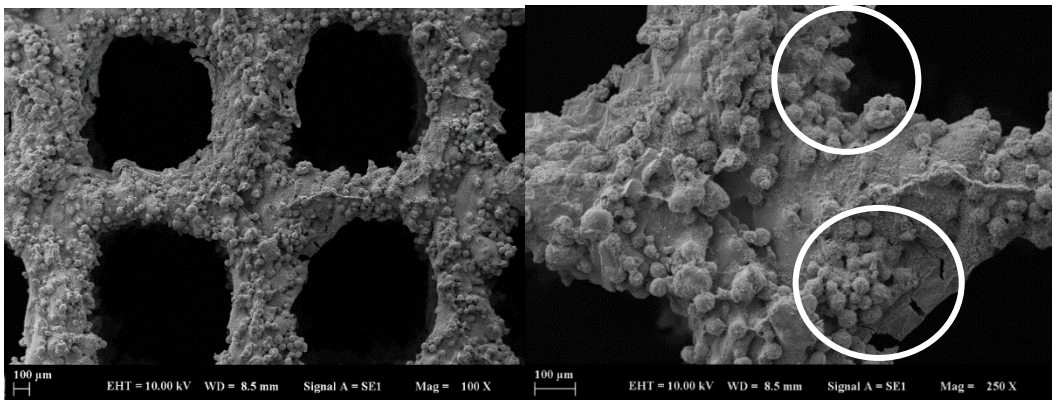


(e) **Dodekahedron Kontrol** **(f)**

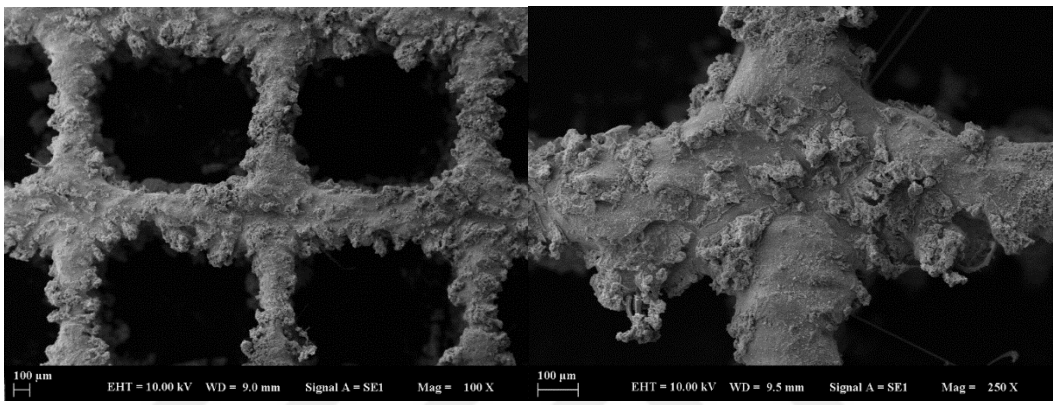


(g) **Dodekahedron Kaplama** **(h)**

Şekil 4.68 Korozyon testi sonrası SEM incelemeleri (devamı)



(i) **Oktahedroid Kontrol** **(j)**



(k) **Oktahedroid Kaplama** **(l)**

Şekil 4.68 Korozyon testi sonrası SEM incelemeleri (devamı)

Oktahedroid kaplama ve dodekahedron kaplama yüzeyleri sırasıyla en iyi korozyon direncini sergilediği görülmüştür. Yıldız kaplamalı yüzeylerin incelemelerinden kabul edilebilir düzeyde çukurcuk korozyonuna uğradığı görülmüştür. Kaplamalar korozyon direncini iyileştirici bir etki yapmıştır. En şiddetli korozyonun oktahedroid kontrol ve sonrasında yıldız kontrol yüzeyinde görüldüğü söylenebilir.

4.7 Bulgular, Tartışma ve Öneriler

Doktora tez çalışmasının sonucunda, kullanılan Ti6Al4V alaşımının kemik implantı kullanımına uygunluğu kafes yapılı sistemlerle doğrulanmıştır. Kafes yapılarıyla geniş gözenekli yapılar elde edilerek malzeme tasarrufu, hafifletme, ekonomik tasarruf, uygun biyomekanik özelliklerin optimizasyonu ve tasarımsal özgünlük elde edilmiştir. İnce kiriş çapı ve asimetrik birim hücre seçimi yukarıda sayılan kazanımların etkisini arttırmıştır.

Kafes yapıların imalatı optimizasyonlarla sağlanmıştır. Kafes yapıların boyutları nominal CAD değerlerinden daha küçük bulunmuştur. Bu duruma imalat işlemi sırasında katılaşma oluşurken malzemenin kendini çekmesi neden olmuştur. Yapılan topografik analizler kafes boyutlarında daha çok kendini çekme davranışının olduğunu göstermiştir. Literatürden, eklemeli imalat ile üretilen parçaların boyutsal doğruluğunun, baskın bir faktör olarak kendini çekmeden etkilendiği görülebilir. Bu çalışmada oktahedroid kafes yapısının deneysel verilere göre minimum kendini çekme oranına sahip olduğu görülmüştür. Bu topolojiyi dodekahedron kafes yapı izlemiştir

Farklı gözenek boyutları farklı topolojilerle elde edilerek kıyaslamalar yapılmıştır. Bu durum geometrik özelliklerle beraber biyouyumluluk özelliklerini etkilmiş ve kıyaslama olanağı sunmuştur. Farklı birim hücre seçimleri ve farklı topolojilerle yeni kıyaslamaların yapılabilecek olması kafes yapılı sistemlerin daha iyi anlaşılmasına olanak sağlayacaktır. Bu çalışmada kullanılan geometrik parametrelerle kaplama ve korozyon testleri yapılarak biouyumluluk özellikleri incelenmiştir. Bu çalışmalar esnasında gözeneklilik ve topolojik farklıların yol açtığı sonuçlar açıkça görülmüştür. Kaplamaların EPD ile yapılmış olması ve 3-elektrodlu elektrokimyasal testler bu durumu kanıtlayan veriler sunmuştur.

Kaplama sonrasında, oktahedroid ve yıldız kafes yapısında herhangi bir pullanma ve gözeneklilik görülmezken, daha çok birim hücre düğümlerinde görülen bazı çatlaklar tespit edilmiş olup bu durum kafes topolojilerinin etkisindendir.. Dodekahedron kafes yapısı için kaplamada pullanma, gözeneklilik veya çatlak görülmemiştir. Yüzey alanlarına bakıldığında oktahedroid ve dodekahedron kafes yapıları benzer bir yüzey alanı aralığında ve yıldız topolojisine göre daha düşük değerde çıkmıştır. Kaplama sırasında birikim akımının karşıt elekrod ve çalışma elektrodu arasında olduğu göz önüne alındığında yüzey alanı farkı daha yüksek çıkmış ve yıldız topolojisine göre daha iyi bir yüzey birikimi sağlanmıştır. Nitekim üç topoloji içinde elde edilen sonuçlar yeterli biyouyumluluğun sağlanabilmesi için uygun çıkmıştır. Aynı şekilde oktahedroid için daha yüksek bir akım ve yıldız kafes için daha düşük bir akım da birim hücre düğümleri etrafında kaplama biriktirme farklılıklarına neden olmuş olabilir; çünkü kafes topolojisi yüzey dokusunu değiştirmiş ve bu duruma neden olmuş olabilir. Kontrol örnekleri için, oktahedroid ve dodekahedron yapılar oldukça benzer biyouyumluluk özelliklerine sahip çıkmıştır. Yıldız kafes yapısı, kontrol yüzeyler için en düşük hücre

tepkisini göstermiştir. Kafeslerin parça etrafındaki ölü hücre miktarı karşılaştırıldığında, yıldız ve dodekahedronun benzer davranış gösterdiği ve bu kafes yapılarının ölü hücre miktarının oktahedroid kafes yapısından daha yüksek olduğu görülmüştür. Kaplanmış yüzeyler, kontrol yüzeylere kıyasla daha iyi sonuçlar vermiştir. Kaplama, gelişmiş hücre morfolojisine ve hücre tutunmasını sağlamıştır. En başarılı sonuçlar, en yüksek gözenek boyutuna sahip oktahedroid kafes yapısından elde edilmiş olup, daha sonra kaplamalı kafes yapılar için sırasıyla dodekahedron ve yıldız gelmektedir. Parça etrafı kısımlar incelendiğinde yine en başarılı sonuçları oktahedroid vermiş, ardından dodekahedron ve yıldız kafes yapıları izlemiştir. Ölen çoğu hücre, yıldız kontrol numunelerinin parça etrafında gözlenmiştir. Kafes topolojisine bağlı olarak değişen yüzey alanı, hem EPD sürecini hem de biyouyumluluğu doğrudan etkilemiştir. Bunun sonucunda daha yakın yüzey alanı özellikleri gösteren oktahedroid ve dodekahedron kafes yapılarının yıldız kafese göre daha iyi biyoaktivite sergilediği kabul edilmiştir. Yıldız kafes yapısı için yapılacak optimizasyonlar ile bu durumun değiştirilmesi mümkündür. Nitekim elde edilen sonuçlardan yıldız kafes yapısının biyouyumluluğu uygundur. Bu duruma neden olan etmenlerden biri de seçilen kaplama birikimi tarifi olabilir. Bu çalışmada raporlanan çok sayıda tarif olmakla beraber farklı denemelerin yapılması ve elde edilecek sonuçlarda kazanım elde edilmesi mümkündür. Kaplama yapılmış parçaların hiçbiri MEF hücreleri ile toksik etkiler sergilememiştir. Kitosanın antibakteriyel özelliği kaplama ile gösterilmiştir. 48 saatlik inkübasyondan sonra kaplamalı dodekahedron için hücre canlılık yüzdesi azalmasına rağmen, biyolojik uygulamalarda hücre canlılık yüzdesi kabul edilebilir aralıkta çıkmıştır ve iki yönlü ANOVA ile Sidak testi hesaplanan 24 ve 48 saat sitotoksisite sonuçlarında yıldız kafes yapısı için iyileşen fark bulmuştur.

Elektrokimyasal testler sonucunda kaplamaların korozyon özelliklerini iyileştirici etkisi gösterilmiştir. Oktahedroid kaplama ve dodekahedron kaplama yüzeyleri sırasıyla en iyi korozyon direncini sergilediği görülmüştür. Yıldız kaplamalı yüzeylerin incelemelerinden kabul edilebilir düzeyde çukurcuk korozyonuna uğradığı görülmüştür. En şiddetli korozyonun oktahedroid kontrol ve sonrasında yıldız kontrol yüzeyinde görüldüğü raporlanmıştır. EIS ve Tafel incelemeleri korozyon davranışının daha iyi anlaşılmasını sağlayan veriler sunmuştur.

Mekanik özellikler incelendiğinde tüm kafes yapıları kemik implant uygulamaları için uygun çıkmıştır. Ancak oktahedroid topolojinin süngerimsi kemik yapılar için daha uygun olduğu görülmüştür. Yukarıda belirtildiği gibi çeşitli optimizasyonlarla bu topolojinin de istenilen özellikleri kazanması olasıdır.

Elastik bölge içerisinde çekme ve basma değerleri eşit olduğundan, bir malzemenin çekme ve basma da elastisite modülü eşittir. Ancak bu çalışmada kullanılan kafes yapıların tasarımında ve üretiminde çok sayıda revizyona gidilmesi gerekmiştir. Planlanan çalışma çekme ve basma testi için farklı cihaz ve koşullarda yapılmıştır. Dolayısıyla karşılaştırma fırsatı elde edilememiştir. Ancak farklı koşullarda olunmasına rağmen mekanik özellikler paralel kalmıştır.

Basma testlerinde tek ve çift plaka arasındaki mekanik özellikler homojen dağılımın sağlanmasıyla eğilme baskın topolojiye sahip yıldız ve dodekahedron için değişmiştir. Bu etkilerin daha iyi anlaşılması için simülasyon ve topolojik analizlerin yapılması gerekmektedir. Tek plakalı parçalarda en iyi mekanik özellikler dodekahedron topolojiden elde edilirken, çift plakalı parçalarda en iyi sonuçlar yıldız topolojiden elde edilmiştir. Oktahedroid topoloji her iki durumda da en düşük özelliklere sahiptir. Nitekim homojen yük dağılımı ile ağırlık ve bağıl yoğunluğun da göz önüne alınmasıyla (mekanik özelliklerin daha iyi olmasına katkı sağlayan iki özellik) çift plakalı testlerin referans alınmasında daha uygun olacağı görülmüştür. Bununla beraber, tek ve çift plakaların yük dağılımındaki farklılığına rağmen topolojik özelliklerinin korunduğu kırılma mekanizmalarında da gözlenmiştir.

Çekme testlerinde de en iyi sonuçlar yıldız topolojiden elde edilmiştir. Oktahedroid topoloji en düşük özelliklere sahiptir. Testler için iki farklı tasarım denenmiş olup yenilikçi kabuk destek yapı tasarımı tanıtılmıştır.

Çalışmalar sonunda yeni imalat ve test prosedürleri uygulanmış ve denenmiştir. Elde edilen sonuçlar yeni çalışmalar ve literatür için önemli katkılar sunmaktadır.

Tüm deneylerden elde edilen sonuçlara göre kafes yapıların üstünlük sıralamaları aşağıdaki tabloda özetlenmiştir (Tablo 4.23).

Tablo 4.23 Test sonuçlarına göre kafes yapı üstünlük sıralaması

Özellik	En iyi / En Yüksek	İkinci	Diğerlerine Göre Düşük
Mekanik Özellikler (Elastik Modül)	Yıldız	Dodekahedron	Oktahedroid
Kaplama Morfolojisi	Dodekahedron	Oktahedroid	Yıldız
Biyouyumluluk (Kaplamasız)	Oktahedroid	Dodekahedron	Yıldız
Biyouyumluluk (Kaplamalı)	Oktahedroid	Dodekahedron	Yıldız
Korozyon Direnci- (Kaplamasız)	Dodekahedron	Yıldız	Oktahedroid
Korozyon Direnci-Tafel (Kaplamalı)	Oktahedroid	Dodekahedron	Yıldız
Porozite	Oktahedroid	Dodekahedron	Yıldız
Yüzey Alanı	Yıldız	Oktahedroid	Dodekahedron
Yüzey Pürülülüğü (R_a)	Yıldız	Dodekahedron	Oktahedroid
Bağıl Yoğunluk	Yıldız	Dodekahedron	Oktahedroid

KAYNAKÇA

Aboulkhair, N. T., Everitt, N. M., Ashcroft, I., & Tuck, C. (2014). Reducing porosity in AlSi10Mg parts processed by selective laser melting. *Additive manufacturing*, *1*, 77-86. https://doi.org/10.1016/j.addma.2014.08.001

Alammar, A., Kois, J. C., Revilla-León, M., & Att, W. (2022). Additive manufacturing technologies: current status and future perspectives. *Journal of Prosthodontics*, *31*(S1), 4-12. https:// doi: 10.1111/jopr.13477

Albayrak, O., El-Atwani, O., & Altintas, S. (2008). Hydroxyapatite coating on titanium substrate by electrophoretic deposition method: effects of titanium dioxide inner layer on adhesion strength and hydroxyapatite decomposition. *Surface and coatings Technology*, *202*(11), 2482-2487. https://doi.org/10.1016/j.surfcoat.2007.09.031

Alghamdi, A., Downing, D., McMillan, M., Brandt, M., Qian, M., & Leary, M. (2019). Experimental and numerical assessment of surface roughness for Ti6Al4V lattice elements in selective laser melting. *The International Journal of Advanced Manufacturing Technology*, *105*, 1275-1293. https://doi.org/10.1007/s00170-019-04092-4

Alipour, S., Nour, S., Attari, M., Mohajeri, M., Kianersi, S., Taromian, F., ... & Tayebi, L. (2022). A review on in vitro/in vivo response of additively manufactured Ti-6Al-4V alloy. *Journal of Materials Chemistry B*, *10*, 9479-9534. https://doi.org/10.1039/D2TB01616H

Alkentar, R., Kladovasilakis, N., Tzetzis, D., & Mankovits, T. (2023). Effects of Pore Size Parameters of Titanium Additively Manufactured Lattice Structures on the Osseointegration Process in Orthopedic Applications: A Comprehensive Review. *Crystals*, *13*(1), 113. https://doi.org/10.3390/cryst13010113

Al-Munajjed, A. A., Hien, M., Kujat, R., Gleeson, J. P., & Hammer, J. (2008). Influence of pore size on tensile strength, permeability and porosity of hyaluronan-collagen scaffolds. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*, *19*, 2859-2864. https://doi.org/10.1007/s10856-008-3422-5

Al-Saedi, D. S., Masood, S. H., Faizan-Ur-Rab, M., Alomarah, A., & Ponnusamy, P. (2018). Mechanical properties and energy absorption capability of functionally graded

F2BCC lattice fabricated by SLM. *Materials & Design*, *144*, 32-44. https://doi.org/10.1016/j.matdes.2018.01.059

Ambrosi, A. ve Pumera, M. (2016). 3D-Printing Techologies for Electrochemical Appications. *Chemical Society Reviews*, *45*, 2470-2755. https://doi.org/10.1039/C5CS00714C

Anderl, R., Schmid, H. J., Kage, M., & Karg, M. C. H. (2017). *Additive manufacturing*. Acatech-National Academy of Science and Engineering. : https://www.researchgate.net/publication/318787615

Anene, F., Aiza, J., Zainol, I., Hanim, A., & Suraya, M. T. (2020). Additively manufactured titanium alloys and effect of hydroxyapatite coating for biomedical applications: a review. *Proceedings of the institution of mechanical engineers, part L: journal of materials: design and applications*, *234*(11), 1450-1460. https://doi.org/10.1177/1464420720942

Ashby, M. F. (2006). The properties of foams and lattices. *Philosophical Transactions of the Royal Society A: Mathematical, Physical and Engineering Sciences*, *364*(1838), 15-30. https://doi.org/10.1098/rsta.2005.1678

Asherloo, M., Wu, Z., Delpazir, M. H., Ghebreiesus, E., Fryzlewicz, S., Jiang, R., ... & Mostafaei, A. (2022). Laser-beam powder bed fusion of cost-effective non-spherical hydride-dehydride Ti-6Al-4V alloy. *Additive Manufacturing*, *56*, 102875. https://doi.org/10.1016/j.addma.2022.102875

ASTM, E8/E8M-16a. (2020). *Standard test methods for tension testing of metallic materials.* Annual book of ASTM standards. https://www.astm.org/e0008_e0008m-16a.html

Ataee, A., Li, Y., Brandt, M., & Wen, C. (2018). Ultrahigh-strength titanium gyroid scaffolds manufactured by selective laser melting (SLM) for bone implant applications. *Acta Materialia*, *158*, 354-368. https://doi.org/10.1016/j.actamat.2018.08.005

Attar, H., Ehtemam-Haghighi, S., Soro, N., Kent, D., & Dargusch, M. S. (2020). Additive manufacturing of low-cost porous titanium-based composites for biomedical applications: Advantages, challenges and opinion for future development. *Journal of Alloys and Compounds*, *827*, 154263. https://doi.org/10.1016/j.jallcom.2020.154263

Avcu, E., Baştan, F. E., Abdullah, H. Z., Rehman, M. A. U., Avcu, Y. Y., & Boccaccini, A. R. (2019). Electrophoretic deposition of chitosan-based composite coatings for biomedical applications: A review. *Progress in Materials Science*, *103*, 69-108. https://doi.org/10.1016/j.pmatsci.2019.01.001

Balasubramanian Gayathri, Y. K., Kumar, R. L., Ramalingam, V. V., Priyadharshini, G. S., Kumar, K. S., & Prabhu, T. R. (2022). Additive Manufacturing of Ti-6Al-4V alloy for Biomedical Applications. *Journal of Bio-and Tribo-Corrosion*, *8*(4), 98. https://doi.org/10.1007/s40735-022-00700-1

Bautin, V. A., Bardin, I. V., Yudin, A. V., Svistunov, E. V., Bazhenov, V. E., & Rytov, R. A. (2022). Development of selective laser melting irregular open-cell titanium lattice structure to mimic the human cancellous bone. *Progress in Additive Manufacturing*, *7*(6), 1287-1295. https://doi.org/10.1007/s40964-022-00303-9

Benazzo, F., Botta, L., Scaffino, M. F., Caliogna, L., Marullo, M., Fusi, S., & Gastaldi, G. (2014). Trabecular titanium can induce in vitro osteogenic differentiation of human adipose derived stem cells without osteogenic factors. J*ournal of biomedical materials research Part A*, *102*(7), 2061-2071. https://doi.org/10.1002/jbm.a.34875

Besra, L., & Liu, M. (2007). A review on fundamentals and applications of electrophoretic deposition (EPD). *Progress in materials science*, *52*(1), 1-61. https://doi.org/10.1016/j.pmatsci.2006.07.001

Boerckel, J. D., Kolambkar, Y. M., Stevens, H. Y., Lin, A. S., Dupont, K. M., & Guldberg, R. E. (2012). Effects of in vivo mechanical loading on large bone defect regeneration. *Journal of Orthopaedic Research*, *30*(7), 1067-1075. https://doi.org/10.1002/jor.22042

Bonfield, W., & Grynpas, M. D. (1977). Anisotropy of the Young's modulus of bone. *Nature*, *270*, 453-454. https://doi.org/10.1038/270453a0

Bose, S., Roy, M., & Bandyopadhyay, A. (2012). Recent advances in bone tissue engineering scaffolds. *Trends in biotechnology*, *30*(10), 546-554. https://doi.org/10.1016/j.tibtech.2012.07.005

Boyd, A. R., Rutledge, L., Randolph, L. D., & Meenan, B. J. (2015). Strontium-substituted hydroxyapatite coatings deposited via a co-deposition sputter technique.

Materials Science and Engineering: C, *46*, 290-300. https://doi.org/10.1016/j.msec.2014.10.046

Bucolo, M., Buscarino, A., Fortuna, L., & Frasca, M. (2021). Nyquist plots for MIMO systems under frequency transformations. *IEEE Control Systems Letters*, *6*, 169-174. https:// doi.org/10.1109/LCSYS.2021.3053660

Cao, X., Carter, L. N., Villapún, V. M., Cantaboni, F., De Sio, G., Lowther, M., ... & Cox, S. C. (2022). Optimisation of single contour strategy in selective laser melting of Ti-6Al-4V lattices. *Rapid Prototyping Journal*, *28*(5), 907–915.https://doi.org/ 10.1108/RPJ-04-2021-0103

Carlton, H. D., Lind, J., Messner, M. C., Volkoff-Shoemaker, N. A., Barnard, H. S., Barton, N. R., & Kumar, M. (2017). Mapping local deformation behavior in single cell metal lattice structures. *Acta Materialia*, *129*, 239-250. https://doi.org/10.1016/j.actamat.2017.02.023

Chouirfa, H., Bouloussa, H., Migonney, V., & Falentin-Daudré, C. (2019). Review of titanium surface modification techniques and coatings for antibacterial applications. *Acta biomaterialia*, *83*, 37-54. https://doi.org/10.1016/j.actbio.2018.10.036

Colen, S., Harake, R., De Haan, J., & Mulier, M. (2013). A modified custom-made triflanged acetabular reconstruction ring (MCTARR) for revision hip arthroplasty with severe acetabular defects. *Acta Orthop Belg*, *79*(1), 71-75.

Costello, S. C., Cunningham, C. R., Xu, F., Shokrani, A., Dhokia, V., & Newman, S. T. (2023). The state-of-the-art of wire arc directed energy deposition (WA-DED) as an additive manufacturing process for large metallic component manufacture. *International Journal of Computer Integrated Manufacturing*, *36*(3), 469-510. https://doi.org/10.1080/0951192X.2022.2162597

Coulter, F. B., Levey, R. E., Robinson, S. T., Dolan, E. B., Deotti, S., Monaghan, M., ... & O'Cearbhaill, E. D. (2021). Additive manufacturing of multi-scale porous soft tissue implants that encourage vascularization and tissue ingrowth. *Advanced Healthcare Materials*, *10*(14), 2100229. https://doi.org/10.1002/adhm.202100229

Çelik, İ., Karakoç, F., Çakır, M. C., Duysak, A. (2013). Hızlı Prototipleme Teknolojileri ve Uygulama Alanları. *Dumlupınar Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Dergisi*, *31*, 53-70. https://dergipark.org.tr/en/pub/dpufbed/issue/35926/404617

Dallago, M., Zanini, F., Carmignato, S., Pasini, D., & Benedetti, M. (2018). Effect of the geometrical defectiveness on the mechanical properties of SLM biomedical Ti6Al4V lattices. *Procedia Structural Integrity*, *13*, 161-167. https://doi.org/10.1016/j.prostr.2018.12.027

Davis, R., Singh, A., Jackson, M. J., Coelho, R. T., Prakash, D., Charalambous, C. P., ... & Lawrence, A. A. (2022). A comprehensive review on metallic implant biomaterials and their subtractive manufacturing. *The International Journal of Advanced Manufacturing Technology*, *120*(3-4), 1473-1530. https://doi.org/10.1007/s00170-022-08770-8

De Pasquale, G., Luceri, F., & Riccio, M. (2019). Experimental characterization of SLM and EBM cubic lattice structures for lightweight applications. *Experimental mechanics*, *59*, 469-482. https://doi.org/10.1007/s11340-019-00481-8

de Wild, M., Schumacher, R., Mayer, K., Schkommodau, E., Thoma, D., Bredell, M., ... & Weber, F. E. (2013). Bone regeneration by the osteoconductivity of porous titanium implants manufactured by selective laser melting: a histological and micro computed tomography study in the rabbit. *Tissue Engineering Part A*, *19*(23-24), 2645-2654. https://doi.org/10.1089/ten.tea.2012.0753

Domenech-Carbo, A., Ronda, M. A. P., Vives-Ferrandiz, J., Duffo, G. S., Farina, S., & Domenech-Carbo, M. T. (2022). Modeling 'dry'OCP measurements to characterize archaeological iron corrosion I: long-time transients. *Journal of Electroanalytical Chemistry*, *913*, 116210. https://doi.org/10.1016/j.jelechem.2022.116210

Dong, Y. P., Tang, J. C., Wang, D. W., Wang, N., He, Z. D., Li, J., ... & Yan, M. (2020). Additive manufacturing of pure Ti with superior mechanical performance, low cost, and biocompatibility for potential replacement of Ti-6Al-4V. *Materials & Design*, *196*, 109142. https://doi.org/10.1016/j.matdes.2020.109142

Elkaseer, A., Chen, K. J., Janhsen, J. C., Refle, O., Hagenmeyer, V., & Scholz, S. G. (2022). Material jetting for advanced applications: A state-of-the-art review, gaps and future directions. *Additive Manufacturing*, *60*,103270. https://doi.org/10.1016/j.addma.2022.103270

Ellyson, B., Brochu, M., & Brochu, M. (2017). Characterization of bending vibration fatigue of SLM fabricated Ti-6Al-4V. *International Journal of Fatigue*, *99*, 25-34. https://doi.org/10.1016/j.ijfatigue.2017.02.005

El-Sayed, M. A., Essa, K., Ghazy, M., & Hassanin, H. (2020). Design optimization of additively manufactured titanium lattice structures for biomedical implants. *The International Journal of Advanced Manufacturing Technology*, *110*, 2257-2268. https://doi.org/10.1007/s00170-020-05982-8

Elsayed, M., Ghazy, M., Youssef, Y., & Essa, K. (2018). Optimization of SLM process parameters for Ti6Al4V medical implants. *Rapid Prototyping Journal*, *25*(3), 433-447. https://doi.org/10.1108/RPJ-05-2018-0112

Ergene, B. (2020). *Eklemeli imalat ile titanyum ve polimer esaslı malzemelerden üretilen hücresel yapıların mekanik davranışlarının deneysel olarak araştırılması* (Doktora Tezi, Isparta Uygulamalı Bilimler Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Isparta).

Frangini, S., & Loreti, S. (2006). The role of temperature on the corrosion and passivation of type 310S stainless steel in eutectic (Li+ K) carbonate melt. *Journal of power sources*, *160*(2), 800-804. https://doi.org/10.1016/j.jpowsour.2006.04.068

Fukuda, A., Takemoto, M., Saito, T., Fujibayashi, S., Neo, M., Pattanayak, D. K., ... & Nakamura, T. (2011). Osteoinduction of porous Ti implants with a channel structure fabricated by selective laser melting. *Acta Biomaterialia*, *7*(5), 2327-2336. https://doi.org/10.1016/j.actbio.2011.01.037

Gade, S., Vagge, S., & Rathod, M. (2023). A Review on Additive Manufacturing: Methods, Materials, and its associated Failures. *Advances in Science and Technology. Research Journal*, *17*(3), 40–63. https://doi.org/10.12913/22998624/163001

Garbacz, H., Pisarek, M., & Kurzydłowski, K. J. (2007). Corrosion resistance of nanostructured titanium. *Biomolecular Engineering*, *24*(5), 559-563. https://doi.org/10.1016/j.bioeng.2007.08.007

Garg, A., Bhattacharya, A. ve Batish, A. (2016). On surface finish and dimensional accuracy of FDM parts after cold vapor treatment. *Materials and Manufacturing Processes*, *31*(4), 522-529. https://doi.org/10.1080/10426914.2015.1070425

Ge, J., Huang, J., Lei, Y., O'Reilly, P., Ahmed, M., Zhang, C., ... & Yin, S. (2020). Microstructural features and compressive properties of SLM Ti6Al4V lattice structures. *Surface and Coatings Technology*, *403*, 126419. https://doi.org/10.1016/j.surfcoat.2020.126419

Ge, J., Huang, Q., Wang, Y., Zhang, C., Liu, Q., Lu, Z., & Yin, S. (2023). Microstructural optimization and mechanical enhancement of SLM Ti6Al4V TPMS scaffolds through vacuum annealing treatment. *Journal of Alloys and Compounds*, *934*, 167524. https://doi.org/10.1016/j.jallcom.2022.167524

Ge, J., Yan, X., Lei, Y., Ahmed, M., O'Reilly, P., Zhang, C., ... & Yin, S. (2021). A detailed analysis on the microstructure and compressive properties of selective laser melted Ti6Al4V lattice structures. *Materials & Design*, *198*, 109292. https://doi.org/10.1016/j.matdes.2020.109292

Geetha, M., Singh, A. K., Asokamani, R., & Gogia, A. K. (2009). Ti based biomaterials, the ultimate choice for orthopaedic implants–a review. *Progress in materials science*, *54*(3), 397-425. https://doi.org/10.1016/j.pmatsci.2008.06.004

Gibson, I., Rosen, D., Stucker, B. (2015). *Additive manufacturing technologies 3D printing, rapid prototyping, and direct digital manufacturing.* Springer https://doi.org/10.1007/978-1-4939-2113-3

Ginebra, M. P., & Montufar, E. B. (2019). *Cements as bone repair materials. In Bone repair biomaterials*. Woodhead Publishing. https://doi.org/10.1016/B978-0-08-102451-5.00009-3

Gu, D., Hagedorn, Y. C., Meiners, W., Meng, G., Batista, R. J. S., Wissenbach, K., & Poprawe, R. (2012). Densification behavior, microstructure evolution, and wear performance of selective laser melting processed commercially pure titanium. *Acta materialia*, *60*(9), 3849-3860. https://doi.org/10.1016/j.actamat.2012.04.006

Guo, F., Shapiro, I. P., & Xiao, P. (2011). Effect of HCl on electrophoretic deposition of yttria stabilized zirconia particles in organic solvents. J*ournal of the European Ceramic Society*, *31*(14), 2505-2511. https://doi.org/10.1016/j.jeurceramsoc.2011.02.027

Guo, H., Gingerich, M. B., Headings, L. M., Hahnlen, R., & Dapino, M. J. (2023). Experimental investigation of CFRP-AA structures joined by ultrasonic additive

manufacturing (UAM) and resistance spot welding (RSW). *Composites Part B: Engineering, 260*, 110768. https://doi.org/10.1016/j.compositesb.2023.110768

Gürkan, D. ve Sagbas, B. (2022, Kasım 22-23). *Coating of Additive Manufactured Lattice Structures: A Case Study with Electrophoretic Deposition*. 6th International Congress on 3D Printing (Additive Manufacturing) Technologies and Digital Industry 2022 (HYBRID), Bükreş, Romanya.

Gürkan, D., Sagbas, B., & Dalbayrak, B. (2023). Investigating mechanical and biological properties of additive manufactured Ti6Al4V lattice structures for orthopedic implants. *Journal of Materials Research*, *38*(2), 507-518. https://doi.org/10.1557/s43578-022-00837-2

Hadzhieva, Z., & Boccaccini, A. R. (2022). Recent developments in electrophoretic deposition (EPD) of antibacterial coatings for biomedical applications-A review. *Current Opinion in Biomedical Engineering*, *21*, 100367. https://doi.org/10.1016/j.cobme.2021.100367

Hamaker, H. C. (1940). Formation of a deposit by electrophoresis. *Transactions of the Faraday Society*, *35*, 279-287. https://doi.org/10.1039/TF9403500279

Hara, D., Nakashima, Y., Sato, T., Hirata, M., Kanazawa, M., Kohno, Y., ... & Iwamoto, Y. (2016). Bone bonding strength of diamond-structured porous titanium-alloy implants manufactured using the electron beam-melting technique. *Materials Science and Engineering: C*, *59*, 1047-1052. https://doi.org/10.1016/j.msec.2015.11.025

Heakal, F. E. T., & Awad, K. A. (2011). Electrochemical corrosion and passivation behavior of titanium and its Ti-6Al-4V alloy in low and highly concentrated HBr solutions. *Int. J. Electrochem. Sci*, *6*, 6483-6502.

Hedayati, R., Sadighi, M., Mohammadi-Aghdam, M., & Zadpoor, A. A. (2017). Analytical relationships for the mechanical properties of additively manufactured porous biomaterials based on octahedral unit cells. *Applied Mathematical Modelling*, *46*, 408-422. https://doi.org/10.1016/j.apm.2017.01.076

Helms, M. M., & Nixon, J. (2010). Exploring SWOT analysis–where are we now? A review of academic research from the last decade. *Journal of strategy and management*, *3*(3), 215-251. https://doi.org/10.1108/17554251011064837

Hrabe, N., & Quinn, T. (2013). Effects of processing on microstructure and mechanical properties of a titanium alloy (Ti–6Al–4V) fabricated using electron beam melting (EBM), part 1: Distance from build plate and part size. *Materials Science and Engineering: A*, *573*, 264-270. https://doi.org/10.1016/j.msea.2013.02.064

Huang, Y., Zhang, X., Mao, H., Li, T., Zhao, R., Yan, Y., & Pang, X. (2015). Osteoblastic cell responses and antibacterial efficacy of Cu/Zn co-substituted hydroxyapatite coatings on pure titanium using electrodeposition method. *RSC advances*, *5*(22), 17076-17086. https://doi.org/10.1039/C4RA12118J

Hunter, L. W., Brackett, D., Brierley, N., Yang, J., & Attallah, M. M. (2020). Assessment of trapped powder removal and inspection strategies for powder bed fusion techniques. *The International Journal of Advanced Manufacturing Technology*, *106*, 4521-4532. https://doi.org/10.1007/s00170-020-04930-w

Huo, P., Zhao, Z., Bai, P., Liang, M., Liao, H., Yuan, X., ... & Han, B. (2020). The compressive behavior of porous TC4 alloy scaffolds manufactured by selective laser melting. *Transactions of the Indian Institute of Metals*, *73*, 2861-2867. https://doi.org/10.1007/s12666-020-02093-6

Ilyas, R. A., Aisyah, H. A., Nordin, A. H., Ngadi, N., Zuhri, M. Y. M., Asyraf, M. R. M., ... & Ibrahim, R. (2022). Natural-fiber-reinforced chitosan, chitosan blends and their nanocomposites for various advanced applications. *Polymers*, *14*(5), 874. https://doi.org/10.3390/polym14050874

Jain, H., Mondal, D. P., Gupta, G., Kothari, A., Kumar, R., Pandey, A., ... & Agarwal, P. (2021). Microstructure and high temperature compressive deformation in lightweight open cell titanium foam. *Manufacturing Letters*, *27*, 67-71. https://doi.org/10.1016/j.mfglet.2020.12.007

Juliadmi, D., Tjong, D. H., & Manjas, M. (2019, August). The effect of sintering temperature on bilayers hydroxyapatite coating of Titanium (Ti-6Al-4V) ELI by electrophoretic deposition for improving osseointegration. In IOP Conference Series: Materials Science and Engineering (Vol. 547, No. 1, p. 012005). IOP Publishing. https://doi.org/10.1088/1757-899X/547/1/012005

Kalel, M. (2023). *Thermo-mechanical Analysis of Laser Hot-wire Directed Energy Deposition (LHW-DED) Additive Manufacturing Process* (Doktora Tezi, Youngstown State University).

Kalinina, E. G., Rusakova, D. S., & Pikalova, E. Y. (2022). Peculiarities of Electrophoretic Deposition and Morphology of Deposited Films in Non-Aqueous Suspensions of Al2O3–Al Nanopowder. *Chimica Techno Acta*, 9(2). https://doi.org/10.15826/chimtech.2022.9.2.07

Kamat, A. M., & Pei, Y. (2019). An analytical method to predict and compensate for residual stress-induced deformation in overhanging regions of internal channels fabricated using powder bed fusion. *Additive Manufacturing, 29*, 100796. https://doi.org/10.1016/j.addma.2019.100796

Kas, M., & Yilmaz, O. (2021). Radially graded porous structure design for laser powder bed fusion additive manufacturing of Ti-6Al-4V alloy. *Journal of Materials Processing Technology, 296*, 117186. https://doi.org/10.1016/j.jmatprotec.2021.117186

Katz, J. L. (1980). Anisotropy of Young's modulus of bone. *Nature*, *283*(5742), 106-107. https://doi.org/10.1038/283106a0

Khairallah, S. A., Anderson, A. T., Rubenchik, A., & King, W. E. (2016). Laser powder-bed fusion additive manufacturing: Physics of complex melt flow and formation mechanisms of pores, spatter, and denudation zones. *Acta Materialia*, *108*, 36-45. https://doi.org/10.1016/j.actamat.2016.02.014

Khan, S., Joshi, K., & Deshmukh, S. (2022). A comprehensive review on effect of printing parameters on mechanical properties of FDM printed parts. *Materials Today: Proceedings*, *50*, 2119-2127. https://doi.org/10.1016/j.matpr.2021.09.433

Khorasani, A. M., Gibson, I., Goldberg, M., & Littlefair, G. (2016). A survey on mechanisms and critical parameters on solidification of selective laser melting during fabrication of Ti-6Al-4V prosthetic acetabular cup. *Materials & Design*, *103*, 348-355. https://doi.org/10.1016/j.matdes.2016.04.074

Khorasani, A., Gibson, I., Veetil, J. K., & Ghasemi, A. H. (2020). A review of technological improvements in laser-based powder bed fusion of metal printers. *The International Journal of Advanced Manufacturing Technology*, *108*, 191-209. https://doi.org/10.1007/s00170-020-05361-3

Kokubo, T., Kushitani, H., Sakka, S., Kitsugi, T., & Yamamuro, T. (1990). Solutions able to reproduce in vivo surface-structure changes in bioactive glass-ceramic A-W3. *Journal of biomedical materials research*, *24*(6), 721-734. https://doi.org/10.1002/jbm.820240607

Kong, L., Gao, Y., Cao, W., Gong, Y., Zhao, N., & Zhang, X. (2005). Preparation and characterization of nano-hydroxyapatite/chitosan composite scaffolds. *Journal of Biomedical Materials Research Part A: An Official Journal of The Society for Biomaterials, The Japanese Society for Biomaterials, and The Australian Society for Biomaterials and the Korean Society for Biomaterials*, *75*(2), 275-282. https://doi.org/10.1002/jbm.a.30414

Kumari, R., Yadav, K. B., Barole, S., Archana, K., & Besra, L. D. (2022). Microstructural characterisation and wettability behaviour of nano-HA coating on Ti-6Al-4V alloy by electrophoretic deposition method (EPD). *Advances in Materials and Processing Technologies*, *8*(sup2), 611-618. https://doi.org/10.1080/2374068X.2021.1959106

Kushwaha, A. K., Rahman, M. H., Slater, E., Patel, R., Evangelista, C., Austin, E., ... & Menezes, P. L. (2022). Powder bed fusion–based additive manufacturing: SLS, SLM, SHS, and DMLS. *Tribology of Additively Manufactured Materials*, 1-37. https://doi.org/10.1016/B978-0-12-821328-5.00001-9

Leary, M. (2019). *Design for additive manufacturing*. Elsevier.

Leary, M., Mazur, M., Williams, H., Yang, E., Alghamdi, A., Lozanovski, B., ... & Brandt, M. (2018). Inconel 625 lattice structures manufactured by selective laser melting (SLM): Mechanical properties, deformation and failure modes. *Materials & Design*, *157*, 179-199. https://doi.org/10.1016/j.matdes.2018.06.010

Lee, W. E. (2000). Cellular solids, structure and properties. *Materials Science and Technology*, *16*(2), 233.

Li, H., Yang, Z., Cai, D., Jia, D., & Zhou, Y. (2020). Microstructure evolution and mechanical properties of selective laser melted bulk-form titanium matrix nanocomposites with minor B4C additions. *Materials & Design*, *185*, 108245. https://doi.org/10.1016/j.matdes.2019.108245

Li, J., Zhou, P., Attarilar, S., & Shi, H. (2021). Innovative surface modification procedures to achieve micro/nano-graded ti-based biomedical alloys and implants. *Coatings*, *11*(6), 647. https://doi.org/10.3390/coatings11060647

Li, L., Shi, J., Zhang, K., Yang, L., Yu, F., Zhu, L., ... & Jiang, Q. (2019). Early osteointegration evaluation of porous Ti6Al4V scaffolds designed based on triply periodic minimal surface models. *Journal of orthopaedic translation*, *19*, 94-105. https://doi.org/10.1016/j.jot.2019.03.003

Li, N., Zhang, Y., Tang, Q., Wang, H., He, D., Yao, Y., & Fan, Y. (2023). Porous interbody fusion cage design via topology optimization and biomechanical performance analysis. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, *26*(6), 650-659. https://doi.org/10.1080/10255842.2022.2081505

Li, S., Yuan, S., Zhu, J., Zhang, W., Tang, Y., Wang, C., & Li, J. (2022). Optimal and adaptive lattice design considering process-induced material anisotropy and geometric inaccuracy for additive manufacturing. *Structural and Multidisciplinary Optimization*, *65*(1), 35. https://doi.org/10.1007/s00158-021-03153-1

Li, X. P., Van Humbeeck, J., & Kruth, J. P. (2017). Selective laser melting of weak-textured commercially pure titanium with high strength and ductility: A study from laser power perspective. *Materials & Design*, *116*, 352-358. https://doi.org/10.1016/j.matdes.2016.12.019

Li, Z., Wu, H., Liu, B., Wen, H., Li, H., Shi, J., & Tang, X. (2023). Interfacial microstructure and mechanical properties of forging and SLM hybrid manufacturing Ti-6Al-4V parts. *Materials Letters*, *339*, 134101. https://doi.org/10.1016/j.matlet.2023.134101

Liu, H., Zhang, Z., Gong, Z., & Yang, Y. (2004). A comparative study of LiNi0. 8Co0. 2O2 cathode materials modified by lattice-doping and surface-coating. *Solid State Ionics*, *166*(3-4), 317-325. https://doi.org/10.1016/j.ssi.2003.11.010

Liu, S., & Shin, Y. C. (2019). Additive manufacturing of Ti6Al4V alloy: A review. *Materials & Design*, *164*, 107552. https://doi.org/10.1016/j.matdes.2018.107552

Lokeshkumar, E., Saikiran, A., Ravisankar, B., Parfenova, L. V., Parfenov, E. V., Valiev, R. Z., & Rameshbabu, N. (2022). Superior properties and behaviour of coatings produced on nanostructured titanium by PEO coupled with the EPD process. *Surface*

Topography: Metrology and Properties, *10*(1), 015020. https://doi.org/10.1088/2051-672X/ac5234

Łosiewicz, B., Maszybrocka, J., Kubisztal, J., Skrabalak, G., & Stwora, A. (2020). Corrosion resistance of the cpti g2 cellular lattice with tpms architecture for gas diffusion electrodes. *Materials*, *14*(1), 81. https://doi.org/10.3390/ma14010081

Lozanovski, B., Leary, M., Tran, P., Shidid, D., Qian, M., Choong, P., & Brandt, M. (2019). Computational modelling of strut defects in SLM manufactured lattice structures. *Materials & Design*, *171*, 107671. https://doi.org/10.1016/j.matdes.2019.107671

Lü, X. H., Zhang, X. X., Li, H. F., Chen, L., Wang, C., Li, J., ... & Zheng, W. L. (2022). Investigation on the Corrosion Resistance of T4C Titanium Alloy in Simulated Oilfield Solution. *Int. J. Electrochem. Sci*, *17*(221213), 2. https://doi.org/10.20964/2022.12.16

Luo, J. P., Huang, Y. J., Xu, J. Y., Sun, J. F., Dargusch, M. S., Hou, C. H., ... & Yan, M. (2020). Additively manufactured biomedical Ti-Nb-Ta-Zr lattices with tunable Young's modulus: Mechanical property, biocompatibility, and proteomics analysis. *Materials Science and Engineering: C*, *114*, 110903. https://doi.org/10.1016/j.msec.2020.110903

Ma, S., Tang, Q., Feng, Q., Song, J., Han, X., & Guo, F. (2019). Mechanical behaviours and mass transport properties of bone-mimicking scaffolds consisted of gyroid structures manufactured using selective laser melting. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*, *93*, 158-169. https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2019.01.023

Ma, X., Wang, J., Xu, J., Jing, J., Li, J., Zhu, H., ... & Hu, Z. (2019). Sunflower head pectin with different molecular weights as promising green corrosion inhibitors of carbon steel in hydrochloric acid solution. *Acs Omega*, *4*(25), 21148-21160. https://doi.org/10.1021/acsomega.9b02570

Maconachie, T., Leary, M., Lozanovski, B., Zhang, X., Qian, M., Faruque, O., & Brandt, M. (2019). SLM lattice structures: Properties, performance, applications and challenges. *Materials & Design*, *183*, 108137. https://doi.org/10.1016/j.matdes.2019.108137

Maconachie, T., Leary, M., Tran, P., Harris, J., Liu, Q., Lu, G., ... & Brandt, M. (2022). The effect of topology on the quasi-static and dynamic behaviour of SLM AlSi10Mg

lattice structures. *The International Journal of Advanced Manufacturing Technology*, *118*, 4085–4104. https://doi.org/10.1007/s00170-021-08203-y

Madla, C. M., Trenfield, S. J., Goyanes, A., Gaisford, S., & Basit, A. W. (2018). 3D printing technologies, implementation and regulation: An overview. *3D printing of pharmaceuticals*, 21-40. https://doi.org/10.1007/978-3-319-90755-0_2

Mao, Y., Wei, H., Chang, L., Yue, J., Liu, T., Xing, F., & Liao, W. (2023). Origin of deposition errors and layer-wise control strategies during laser additive manufacturing. *Virtual and Physical Prototyping*, *18*(1), e2173615. https://doi.org/10.1080/17452759.2023.2173615

Maskery, I., Aremu, A. O., Simonelli, M., Tuck, C., Wildman, R. D., Ashcroft, I. A., & Hague, R. J. M. (2015). Mechanical properties of Ti-6Al-4V selectively laser melted parts with body-centred-cubic lattices of varying cell size. *Experimental Mechanics*, *55*, 1261-1272. https://doi.org/10.1007/s11340-015-0021-5

Mazur, M., Leary, M., McMillan, M., Sun, S., Shidid, D., & Brandt, M. (2017). Mechanical properties of Ti6Al4V and AlSi12Mg lattice structures manufactured by Selective Laser Melting (SLM). *Laser additive manufacturing*, 119-161. https://doi.org/10.1016/B978-0-08-100433-3.00005-1

Mendoza, C., González, Z., Castro, Y., & Ferrari, B. (2015). Dispersion and stabilization of TiN and TiC nanoparticles in organic suspensions. *Key Engineering Materials*, *654*, 203-207. https://doi.org/10.4028/www.scientific.net/KEM.654.203

Merin, U., Gésan-Guiziou, G., Boyaval, E., & Daufin, G. (2002). Cleaning-in-place in the dairy industry: criteria for reuse of caustic (NaOH) solutions. *Le Lait*, *82*(3), 357-366. https://doi.org/10.1051/lait:2002016

Meyer, Y. A., Menezes, I., Bonatti, R. S., Bortolozo, A. D., & Osório, W. R. (2022). EIS investigation of the corrosion behavior of steel bars embedded into modified concretes with eggshell contents. *Metals*, *12*(3), 417. https://doi.org/10.3390/met12030417

Miyanaji, H. (2018). *Binder jetting additive manufacturing process fundamentals and the resultant influences on part quality* (Doktora Tezi, University of Louisville). https://ir.library.louisville.edu/etd/3058/

Mutlu, B. (2021). Tensile testing of square structure built with electron beam melting. *Revista de metalurgia*, *57*(3), e200. https://doi.org/10.3989/revmetalm.200

Nguyen, H. D., Pramanik, A., Basak, A. K., Dong, Y., Prakash, C., Debnath, S., ... & Buddhi, D. (2022). A critical review on additive manufacturing of Ti-6Al-4V alloy: microstructure and mechanical properties. *J. Mater. Res. Technol*, *18*(4641), e4661. https://doi.org/10.1016/j.jmrt.2022.04.055

Nuswantoro, N. F., Budiman, I., Septiawarman, A., Tjong, D. H., & Manjas, M. (2019). Effect of applied voltage and coating time on nano hydroxyapatite coating on titanium alloy Ti6Al4V using electrophoretic deposition for orthopaedic implant application. *IOP Conference Series: Materials Science and Engineering*, *547*,(1), 012004. DOI https://doi.org/10.1088/1757-899X/547/1/012004

Oliveira, J. P., Santos, T. G., & Miranda, R. M. (2020). Revisiting fundamental welding concepts to improve additive manufacturing: from theory to practice. *Progress in Materials Science*, *107*, 100590. https://doi.org/10.1016/j.pmatsci.2019.100590

Oliveira, L. V., da Silva, G. R., Souza, G. L., Magalhães, T. E. A., Barbosa, G. L. R., Turrioni, A. P., & Moura, C. C. G. (2020). A laboratory evaluation of cell viability, radiopacity and tooth discoloration induced by regenerative endodontic materials. *International Endodontic Journal*, *53*(8), 1140-1152. https://doi.org/10.1111/iej.13308

Özsolak, O. (2019). Eklemeli İmalat Yöntemleri ve Kullanılan Malzemeler. *International Journal of Innovative Engineering Applications*, *3*(1), 9-14. https://dergipark.org.tr/en/pub/ijiea/issue/48178/570535

Palmquist, A., Jolic, M., Hryha, E., & Shah, F. A. (2023). Complex geometry and integrated macro-porosity: Clinical applications of electron beam melting to fabricate bespoke bone-anchored implants. *Acta Biomaterialia*, *156*, 125-145. https://doi.org/10.1016/j.actbio.2022.06.002

Pang, X., & Zhitomirsky, I. (2007). Electrophoretic deposition of composite hydroxyapatite-chitosan coatings. *Materials Characterization*, *58*(4), 339-348. https://doi.org/10.1016/j.matchar.2006.05.011

Pawlik, A., Rehman, M. A. U., Nawaz, Q., Bastan, F. E., Sulka, G. D., & Boccaccini, A. R. (2019). Fabrication and characterization of electrophoretically deposited chitosan-

hydroxyapatite composite coatings on anodic titanium dioxide layers. *Electrochimica Acta*, *307*, 465-473. https://doi.org/10.1016/j.electacta.2019.03.195

Prashanth, K. G. (2020). Selective laser melting: materials and applications. *Journal of Manufacturing and Materials Processing*, *4*(1), 13. https://doi.org/10.3390/jmmp4010013

Prashanth, K. G., & Eckert, J. (2017). Formation of metastable cellular microstructures in selective laser melted alloys. *Journal of Alloys and Compounds*, *707*, 27-34. https://doi.org/10.1016/j.jallcom.2016.12.209

Pratama, A., & Irwansyah, R. (2023). Additive manufacturing-based heat exchanger: A review. *AIP Conference Proceedings*, *2630*(1), 030008. https://doi.org/10.1063/12.0014166

Qiu, Z. Y., Cui, Y., & Wang, X. M. (2019). Natural bone tissue and its biomimetic. *Mineralized collagen bone graft substitutes*, 1-22. https://doi.org/10.1016/B978-0-08-102717-2.00001-1

Rauniyar, S. K., & Chou, K. (2019, Ağustos 12-14). *Porosity analysis and pore tracking of metal AM tensile specimen by Micro-CT*. 2019 International Solid Freeform Fabrication Symposium, University of Texas, Austin, ABD.

Reddy, K. S., & Dufera, S. (2016). Additive manufacturing technologies. *Int. J. of Man. Inf. Tech. Eng*, *4*, 89-112. ISSN (P): 2348-0513, ISSN (E): 2454-471X

Reeves, P. (2009). *Additive Manufacturing–A supply chain wide response to economic uncertainty and environmental sustainability*. Econolyst Limited, The Silversmiths, Crown Yard, Wirksworth, Derbyshire, DE4 4ET, UK.

Sagbas, B. (2019, Nisan 11-14). *Investigating the tribological performance of AlSi10Mg parts manufactured by direct metal laser sintering*. 4th International Congress on 3D Printing (Additive Manufacturing) Technologies and Digital Industry, Antalya, Türkiye.

Sagbas, B. ve Gürkan, D. (2021). Additively manufactured Ti6Al4V lattice structures for biomedical applications. *International Journal of 3D Printing Technologies and Digital Industry, 5*(2), 155-163. https://doi.org/10.46519/ij3dptdi.953315

[Sağbaş, B. ve Gürkan, D. (2021). Investigating compressive strength of laser powder bed fusion manufactured Ti6Al4V lattice structures for bone implant applications.

Journal of Additive Manufacturing Technologies, *1*(3), 594-594. https://doi.org/10.18416/JAMTECH.2111594

Salifu, S., Desai, D., Ogunbiyi, O., & Mwale, K. (2022). Recent development in the additive manufacturing of polymer-based composites for automotive structures—A review. *The International Journal of Advanced Manufacturing Technology*, *119*(11-12), 6877-6891. https://doi.org/10.1007/s00170-021-08569-z

Sallica-Leva, E., Jardini, A. L., & Fogagnolo, J. B. (2013). Microstructure and mechanical behavior of porous Ti–6Al–4V parts obtained by selective laser melting. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*, *26*, 98-108. https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2013.05.011

Santecchia, E., Mengucci, P., Gatto, A., Bassoli, E., Denti, L., Rutkowski, B., & Barucca, G. (2019). Laser powder bed fusion: Tailoring the microstructure of alloys for biomedical applications. *Materials Today: Proceedings*, *19*, 24-32. https://doi.org/10.1016/j.matpr.2019.07.652

Serdeczny, M. P., Comminal, R., Pedersen, D. B., & Spangenberg, J. (2019). Numerical simulations of the mesostructure formation in material extrusion additive manufacturing. *Additive Manufacturing*, *28*, 419-429. https://doi.org/10.1016/j.addma.2019.05.024

Shen, L., Wei, K., Yuan, K., Shi, C., Li, Z., & Wang, Z. (2022). A novel metamaterial incorporating both auxeticity and thermal shrinkage. *International Journal of Mechanical Sciences*, *233*, 107650. https://doi.org/10.1016/j.ijmecsci.2022.107650

Sidambe, A. T. (2014). Biocompatibility of advanced manufactured titanium implants—A review. *Materials*, *7*(12), 8168-8188. https://doi.org/10.3390/ma7128168

Sing, S. L., An, J., Yeong, W. Y., & Wiria, F. E. (2016). Laser and electron-beam powder-bed additive manufacturing of metallic implants: A review on processes, materials and designs. *Journal of Orthopaedic Research*, *34*(3), 369-385. https://doi.org/10.1002/jor.23075

Singh, J., Chatha, S. S., & Singh, H. (2022). Microstructural and in-vitro characteristics of functional calcium silicate topcoat on hydroxyapatite coating for bio-implant applications. *Progress in Biomaterials*, *11*(1), 95-108. https://doi.org/10.1007/s40204-022-00183-w

Smith, C. J., Derguti, F., Nava, E. H., Thomas, M., Tammas-Williams, S., Gulizia, S., ... & Todd, I. (2016). Dimensional accuracy of Electron Beam Melting (EBM) additive manufacture with regard to weight optimized truss structures. *Journal of Materials Processing Technology*, *229*, 128-138. https://doi.org/10.1016/j.jmatprotec.2015.08.028

Sorg, H., Tilkorn, D. J., Hauser, J., & Ring, A. (2022). Improving Vascularization of Biomaterials for Skin and Bone Regeneration by Surface Modification: A Narrative Review on Experimental Research. *Bioengineering*, *9*(7), 298. https://doi.org/10.3390/bioengineering9070298

Sun, J., Li, X., Sun, Y., Jiang, Y., & Li, J. (2018). A Study on the pitting initiation of duplex stainless steel (DSS 2205) welded joints using SEM–EDS, SKPFM and electrochemistry methods. *Int. J. Electrochem. Sci*, *13*, 11607-11619. https://doi.org/10.20964/2018.12.54

Sun, J., Yang, Y., & Wang, D. (2013). Mechanical properties of a Ti6Al4V porous structure produced by selective laser melting. *Materials & Design*, *49*, 545-552. https://doi.org/10.1016/j.matdes.2013.01.038

Sun, Q., Sun, J., Guo, K., & Wang, L. (2022). Compressive mechanical properties and energy absorption characteristics of SLM fabricated Ti6Al4V triply periodic minimal surface cellular structures. *Mechanics of Materials*, *166*, 104241. https://doi.org/10.1016/j.mechmat.2022.104241

Sürmen, H. K. (2019). Eklemeli İmalat (3B Baskı): Teknolojiler ve Uygulamalar. *Uludağ Üniversitesi Mühendislik Fakültesi Dergisi*, *24*(2), 373-392. https://doi.org/10.17482/uumfd.519147

Tamilselvi, S., Murugaraj, R., & Rajendran, N. (2007). Electrochemical impedance spectroscopic studies of titanium and its alloys in saline medium. *Materials and Corrosion*, *58*(2), 113-120. https://doi.org/10.1002/maco.200603979

Tan, X. P., Tan, Y. J., Chow, C. S. L., Tor, S. B., & Yeong, W. Y. (2017). Metallic powder-bed based 3D printing of cellular scaffolds for orthopaedic implants: A state-of-the-art review on manufacturing, topological design, mechanical properties and biocompatibility. *Materials Science and Engineering: C*, *76*, 1328-1343. https://doi.org/10.1016/j.msec.2017.02.094

Taniguchi, N., Fujibayashi, S., Takemoto, M., Sasaki, K., Otsuki, B., Nakamura, T., ... & Matsuda, S. (2016). Effect of pore size on bone ingrowth into porous titanium implants fabricated by additive manufacturing: An in vivo experiment. *Materials Science and Engineering: C*, *59*, 690-701. https://doi.org/10.1016/j.msec.2015.10.069

Teixeira, F. L. (2014). Lattice Maxwell's equations. *Progress In Electromagnetics Research*, *148*, 113-128. https://doi.org/10.2528/PIER14062904

Telang, V. S., Pemmada, R., Ramakrishna, S., Tandon, P., & Nanda, H. S. (2022). Overview of current additive manufacturing technologies for titanium bioimplants. *Nanoscale Engineering of Biomaterials: Properties and Applications*, 117-130. https://doi.org/10.1007/978-981-16-3667-7_5

Tian, J. Y., Chen, Z. L., Yang, Y. L., Liang, H., Nan, J., & Li, G. B. (2010). Consecutive chemical cleaning of fouled PVC membrane using NaOH and ethanol during ultrafiltration of river water. *Water Research*, *44*(1), 59-68. https://doi.org/10.1016/j.watres.2009.08.053

Townsend, A., Senin, N., Blunt, L., Leach, R. K., & Taylor, J. S. (2016). Surface texture metrology for metal additive manufacturing: a review. *Precision Engineering*, *46*, 34-47. https://doi.org/10.1016/j.precisioneng.2016.06.001

Ummethala, R., Jayaraj, J., Karamched, P. S., Rathinavelu, S., Singh, N., Surreddi, K. B., & Prashanth, K. G. (2021). In vitro corrosion behavior of selective laser melted Ti-35Nb-7Zr-5Ta. *Journal of Materials Engineering and Performance*, *30*(11), 7967-7978. https://doi.org/10.1007/s11665-021-05940-9

Vacanti, J. P., & Langer, R. (1999). Tissue engineering: the design and fabrication of living replacement devices for surgical reconstruction and transplantation. *The lancet*, *354*, S32-S34. https://doi.org/10.1016/S0140-6736(99)90247-7

Van Bael, S., Chai, Y. C., Truscello, S., Moesen, M., Kerckhofs, G., Van Oosterwyck, H., ... & Schrooten, J. J. A. B. (2012). The effect of pore geometry on the in vitro biological behavior of human periosteum-derived cells seeded on selective laser-melted Ti6Al4V bone scaffolds. *Acta biomaterialia*, *8*(7), 2824-2834. https://doi.org/10.1016/j.actbio.2012.04.001

Vasilescu, E., Drob, P., Raducanu, D., Cinca, I., Mareci, D., Moreno, J. C., ... & Rosca, J. M. (2009). Effect of thermo-mechanical processing on the corrosion resistance of

Ti6Al4V alloys in biofluids. *Corrosion Science*, *51*(12), 2885-2896. https://doi.org/10.1016/j.corsci.2009.08.014

Vilardell, A. M., Takezawa, A., Du Plessis, A., Takata, N., Krakhmalev, P., Kobashi, M., ... & Yadroitsev, I. (2019). Topology optimization and characterization of Ti6Al4V ELI cellular lattice structures by laser powder bed fusion for biomedical applications. *Materials Science and Engineering: A*, *766*, 138330. https://doi.org/10.1016/j.msea.2019.138330

Vrána, R., Červinek, O., Maňas, P., Koutný, D., & Paloušek, D. (2018). Dynamic loading of lattice structure made by selective laser melting-numerical model with substitution of geometrical imperfections. *Materials*, *11*(11), 2129. https://doi.org/10.3390/ma11112129

Wang, J., Pan, Y., Feng, R., Cui, H., Gong, B., Zhang, L., ... & Jia, Z. (2020). Effect of electrolyte composition on the microstructure and bio-corrosion behavior of micro-arc oxidized coatings on biomedical Ti6Al4V alloy. *Journal of Materials Research and Technology*, *9*(2), 1477-1490. https://doi.org/10.1016/j.jmrt.2019.11.073

Wang, N., Meenashisundaram, G. K., Kandilya, D., Fuh, J. Y. H., Dheen, S. T., & Kumar, A. S. (2022). A biomechanical evaluation on Cubic, Octet, and TPMS gyroid Ti6Al4V lattice structures fabricated by selective laser melting and the effects of their debris on human osteoblast-like cells. *Biomaterials Advances*, *137*, 212829. https://doi.org/10.1016/j.bioadv.2022.212829

Wang, Z. B., Hu, H. X., Liu, C. B., & Zheng, Y. G. (2014). The effect of fluoride ions on the corrosion behavior of pure titanium in 0.05 M sulfuric acid. *Electrochimica acta*, *135*, 526-535. https://doi.org/10.1016/j.electacta.2014.05.055

Wang, Z., Xiao, Z., Tse, Y., Huang, C., & Zhang, W. (2019). Optimization of processing parameters and establishment of a relationship between microstructure and mechanical properties of SLM titanium alloy. *Optics & Laser Technology*, *112*, 159-167. https://doi.org/10.1016/j.optlastec.2018.11.014

Wei, X. (2022). *Experimental Investigation and Modeling of PolyJet and Binder Jetting Additive Manufacturing Processes* (Doktora Tezi, Texas A&M University).

Wohlers Associates. (2014). *Wohlers Report 2014 – 3D Printing and Additive Manufacturing State of the Industry, Annual Worldwide Progress Report*. https://wohlersassociates.com/product/wohlers-report-2014/.

Xu, S., Liu, H., Zhang, J., Cai, X., & Si, C. Effect of Heat Treatment Temperature and Cooling Rate on Microstructure and Tensile Properties of Selective Laser Melted Ti-6al-4v Alloy. *SSRN 4493087*. http://dx.doi.org/10.2139/ssrn.4493087

Yadroitsev, I., Krakhmalev, P., & Yadroitsava, I. (2014). Selective laser melting of Ti6Al4V alloy for biomedical applications: Temperature monitoring and microstructural evolution. *Journal of Alloys and Compounds*, *583*, 404-409. https://doi.org/10.1016/j.jallcom.2013.08.183

Yalçın, B. ve Ergene, B. (2017). Endüstride yeni eğilim olan 3-D eklemeli imalat yöntemi ve metalurjisi. *Uluslararası Teknolojik Bilimler Dergisi*, *9*(3), 65-88.

Yalçın, B., Ergene, B., & Şekeroğlu, İ. (2019, Aralık 17-19). *The Influence of Rib Thickness and Cell Orientation on Tensile Behaviour of various topologies produced from Abs material with additive manufacturing*. 5th International Conference on Advances in Mechanical Engineering, Istanbul,Türkiye.

Yan, C., Hao, L., Hussein, A., Wei, Q., & Shi, Y. (2017). Microstructural and surface modifications and hydroxyapatite coating of Ti-6Al-4V triply periodic minimal surface lattices fabricated by selective laser melting. *Materials Science and Engineering: C*, *75*, 1515-1524. https://doi.org/10.1016/j.msec.2017.03.066

Yan, C., Hao, L., Hussein, A., Young, P., & Raymont, D. (2014). Advanced lightweight 316L stainless steel cellular lattice structures fabricated via selective laser melting. *Materials & Design*, *55*, 533-541. https://doi.org/10.1016/j.matdes.2013.10.027

Yan, X., Li, Q., Yin, S., Chen, Z., Jenkins, R., Chen, C., ... & Liu, M. (2019). Mechanical and in vitro study of an isotropic Ti6Al4V lattice structure fabricated using selective laser melting. *Journal of Alloys and Compounds*, *782*, 209-223. https://doi.org/10.1016/j.jallcom.2018.12.220

Yan, X., Shi, C., Liu, T., Ye, Y., Chang, C., Ma, W., ... & Liu, M. (2020). Effect of heat treatment on the corrosion resistance behavior of selective laser melted Ti6Al4V ELI. *Surface and Coatings Technology*, *396*, 125955. https://doi.org/10.1016/j.surfcoat.2020.125955

Yang, K., Wang, J., Jia, L., Yang, G., Tang, H., & Li, Y. (2019). Additive manufacturing of Ti-6Al-4V lattice structures with high structural integrity under large compressive deformation. *Journal of Materials Science & Technology*, *35*(2), 303-308. https://doi.org/10.1016/j.jmst.2018.10.029

Yang, X., Ma, W., Gu, W., Zhang, Z., Wang, B., Wang, Y., & Liu, S. (2021). Multi-scale microstructure high-strength titanium alloy lattice structure manufactured via selective laser melting. *RSC advances*, *11*(37), 22734-22743. https://doi.org/10.1039/D1RA02355A

Yao, J., Wang, Y., Wu, G., Sun, M., Wang, M., & Zhang, Q. (2019). Growth characteristics and properties of micro-arc oxidation coating on SLM-produced TC4 alloy for biomedical applications. *Applied Surface Science*, *479*, 727-737. https://doi.org/10.1016/j.apsusc.2019.02.142

Yap, C. Y., Chua, C. K., Dong, Z. L., Liu, Z. H., Zhang, D. Q., Loh, L. E., & Sing, S. L. (2015). Review of selective laser melting: Materials and applications. *Applied physics reviews*, *2*(4), 041101. https://doi.org/10.1063/1.4935926

Yeganeh, M., Shoushtari, M. T., & Jalali, P. (2021). Evaluation of the corrosion performance of selective laser melted 17-4 precipitation hardening stainless steel in Ringer's solution. *Journal of Laser Applications*, *33*(4), 042001. https://doi.org/10.2351/7.0000445

Yu, D., Feng, J., You, H., Zhou, S., Bai, Y., He, J., ... & Su, Z. (2022). The microstructure, antibacterial and antitumor activities of chitosan oligosaccharides and derivatives. *Marine Drugs*, *20*(1), 69. https://doi.org/10.3390/md20010069

Yu, G., Li, Z., Li, S., Zhang, Q., Hua, Y., Liu, H., ... & Wang, X. (2020). The select of internal architecture for porous Ti alloy scaffold: A compromise between mechanical properties and permeability. *Materials & Design*, *192*, 108754. https://doi.org/10.1016/j.matdes.2020.108754

Zadpoor, A. A. (2019). Additively manufactured porous metallic biomaterials. *Journal of Materials Chemistry B*, *7*(26), 4088-4117. https://doi.org/10.1039/C9TB00420C

Zakerin, N., & Morshed-Behbahani, K. (2021). In vitro electrochemical behavior of aged Ti-6Al-4V alloy: a trial of the point defect model. *Materials Today Communications*, *27*, 102327. https://doi.org/10.1016/j.mtcomm.2021.102327

Zhang, B., Pei, X., Zhou, C., Fan, Y., Jiang, Q., Ronca, A., ... & Zhang, X. (2018). The biomimetic design and 3D printing of customized mechanical properties porous Ti6Al4V scaffold for load-bearing bone reconstruction. *Materials & Design*, *152*, 30-39. https://doi.org/10.1016/j.matdes.2018.04.065

Zhang, H., Xu, Y., Zhao, C., Yang, X., & Jiang, Q. (2012). Effects of carbon coating and metal ions doping on low temperature electrochemical properties of LiFePO4 cathode material. *Electrochimica Acta*, *83*, 341-347. https://doi.org/10.1016/j.electacta.2012.07.128

Zhang, M., Cai, S., Shen, S., Xu, G., Li, Y., Ling, R., & Wu, X. (2016). In-situ defect repairing in hydroxyapatite/phytic acid hybrid coatings on AZ31 magnesium alloy by hydrothermal treatment. *Journal of Alloys and Compounds*, *658*, 649-656. https://doi.org/10.1016/j.jallcom.2015.10.282

Zhang, S., Chertmanova, S., & Chou, K. (2020). Surrogate Pore Generations in L-PBF Ti64 and Effects on Mechanical Behavior. *International Manufacturing Science and Engineering Conference*, 84256, V001T01A043. https://doi.org/10.1115/MSEC2020-8470

Zhang, S., Rauniyar, S., Shrestha, S., Ward, A., & Chou, K. (2019). An experimental study of tensile property variability in selective laser melting. *Journal of Manufacturing Processes*, *43*, 26-35. https://doi.org/10.1016/j.jmapro.2019.03.045

Zhang, X. Z., Leary, M., Tang, H. P., Song, T., & Qian, M. (2018). Selective electron beam manufactured Ti-6Al-4V lattice structures for orthopedic implant applications: Current status and outstanding challenges. *Current Opinion in Solid State and Materials Science*, *22*(3), 75-99. https://doi.org/10.1016/j.cossms.2018.05.002

Zhao, B., Wang, H., Qiao, N., Wang, C., & Hu, M. (2017). Corrosion resistance characteristics of a Ti-6Al-4V alloy scaffold that is fabricated by electron beam melting and selective laser melting for implantation in vivo. *Materials Science and Engineering: C*, *70*, 832-841. https://doi.org/10.1016/j.msec.2016.07.045

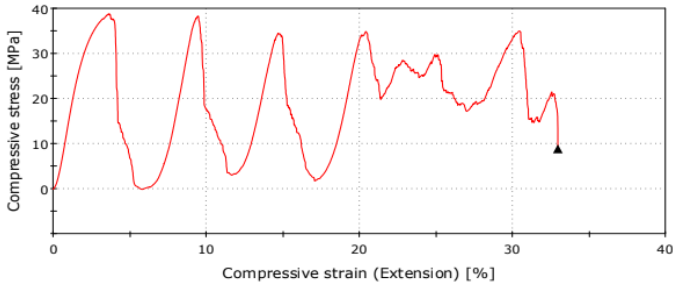
Zheng, H. D., Liu, L. L., Deng, C. L., Shi, Z. F., & Ning, C. Y. (2019). Mechanical properties of AM Ti6Al4V porous scaffolds with various cell structures. *Rare Metals*, *38*, 561-570. https://doi.org/10.1007/s12598-019-01231-4

Zhu, H. H., Lu, L., & Fuh, J. Y. H. (2006). Study on shrinkage behaviour of direct laser sintering metallic powder. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part B: Journal of Engineering Manufacture*, *220*(2), 183-190. https://doi.org/10.1243/095440505X329

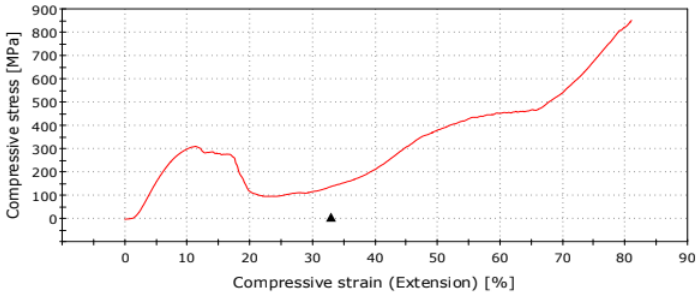
Ziaee, M., & Crane, N. B. (2019). Binder jetting: A review of process, materials, and methods. *Additive Manufacturing*, *28*, 781-801. https://doi.org/10.1016/j.addma.2019.05.031

A
BASMA TESTLERİ

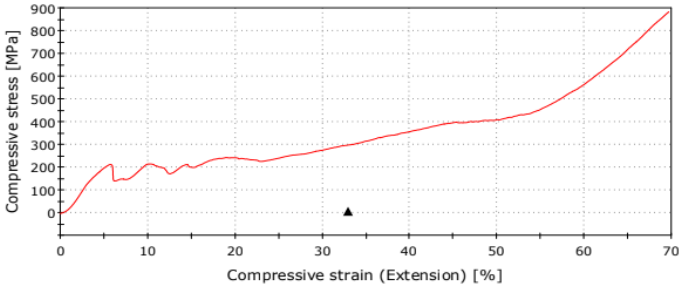
Bu bölümde gerçekleştirilen tüm basma testlerinin grafikleri ayrı ayrı verilecektir.



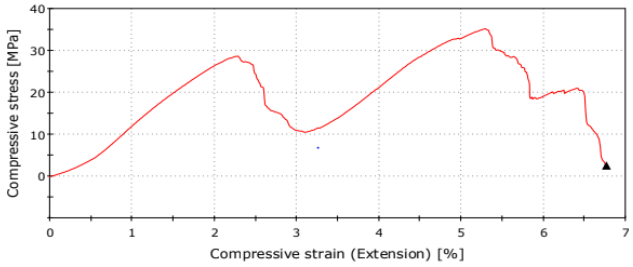
Oktahedroid-1



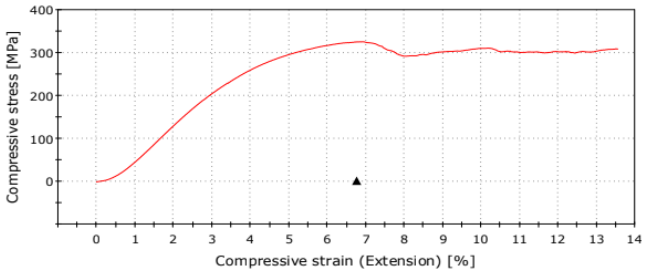
Yıldız-1



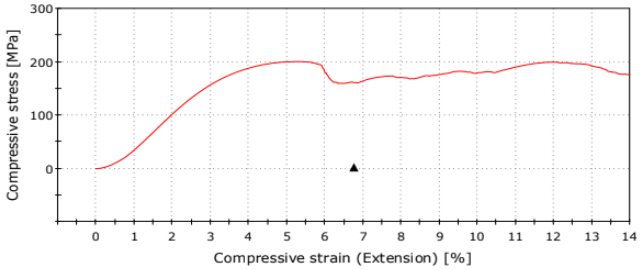
Dodekahedron-1



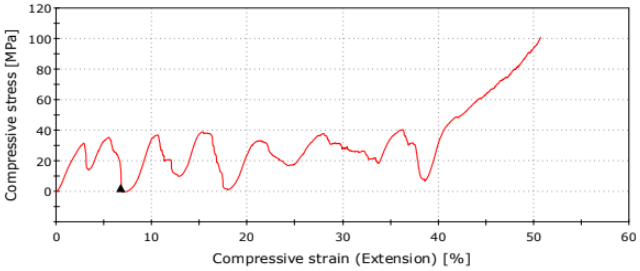
Oktahedroid-2



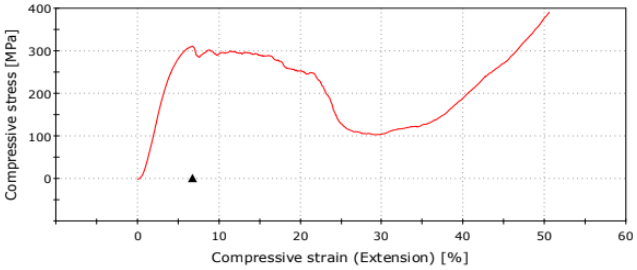
Yıldız-2



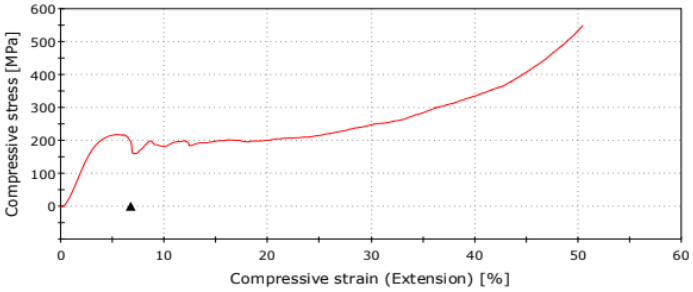
Dodekahedron-2



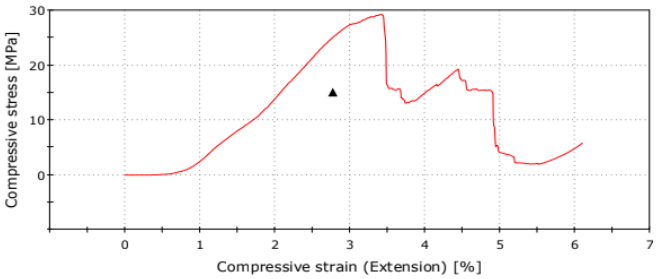
Oktahedroid-3



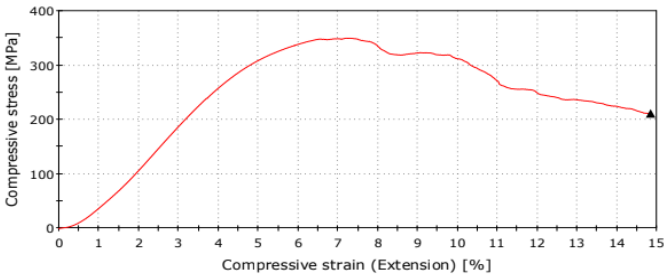
Yıldız-3



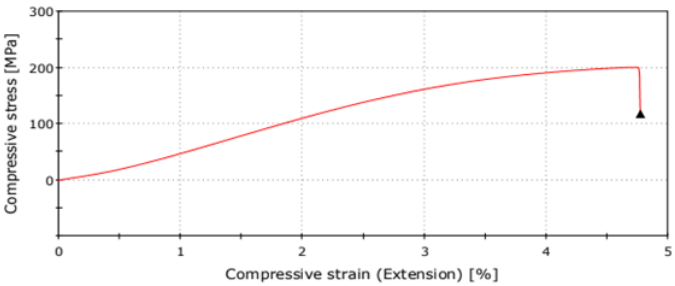
Dodekahedron-3



Oktahedroid-4



Yıldız-4

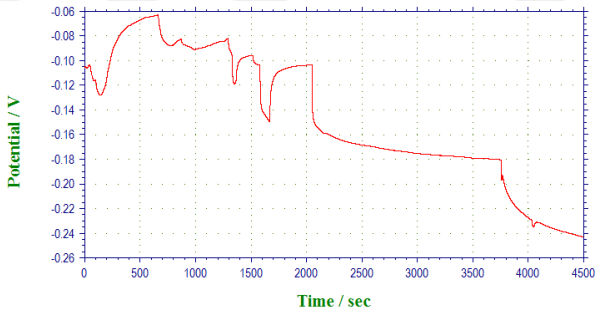


Dodekahedron-4

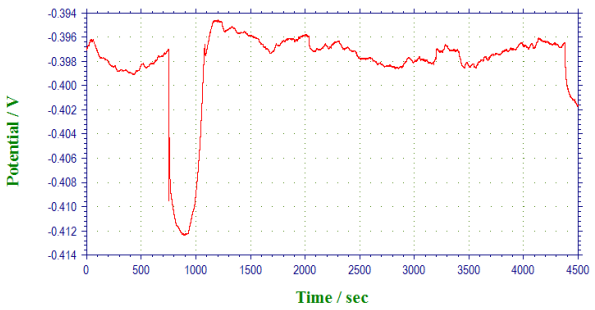
B
KOROZYON TESTLERİ

Bu bölümde korozyon hızı değerleri gram/saat olarak tablo halinde; OCP, Tafel,Nyquist ve Bode grafikleri ise ayrı ayrı verilecektir.

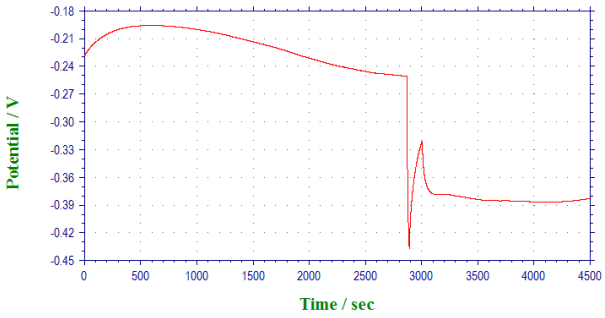
Kafes Yapı	I_{corr} (Korozyon Hızı) (gram/saat)
Oktahedroid Kontrol	$3{,}893x10^{-4}$
Oktahedroid Kaplama	$6{,}097x10^{-6}$
Dodekahedron Kontrol	$4{,}964x10^{-5}$
Dodekahedron Kaplama	$3{,}733x10^{-5}$
Yıldız Kontrol	$0{,}856x10^{-4}$
Yıldız Kaplama	$3{,}087x10^{-5}$



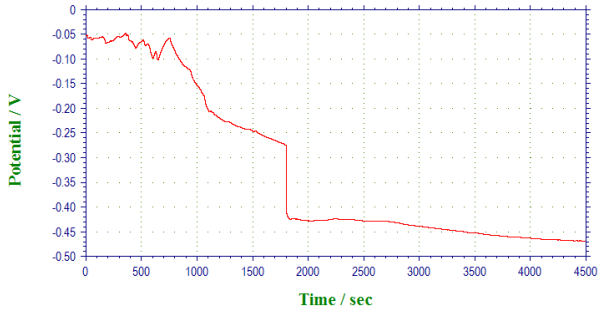
Oktahedroid Kaplama-1 OCP



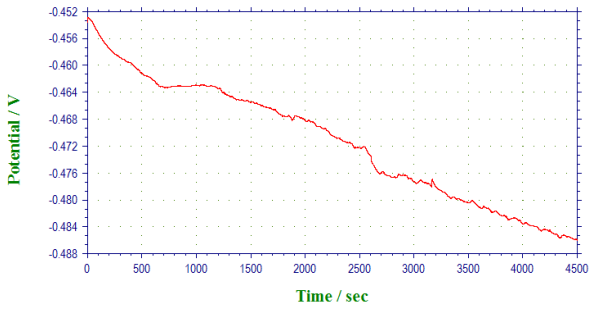
Oktahedroid Kaplama-2 OCP



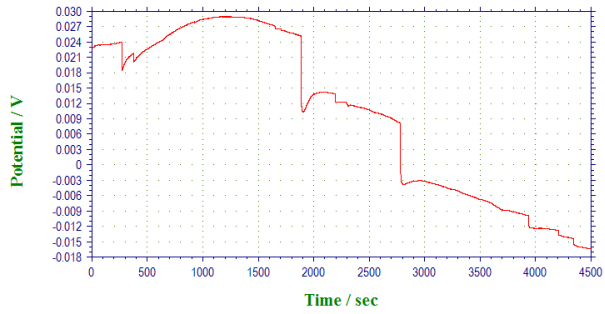
Oktahedroid Kaplama-3 OCP



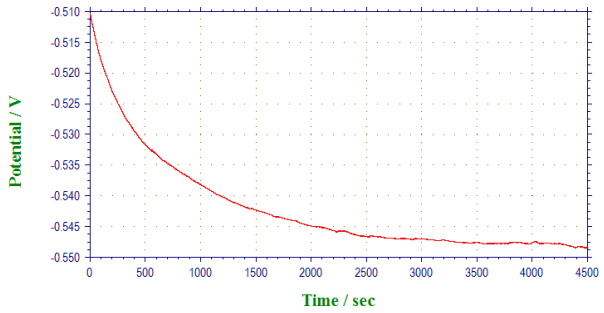
Oktahedroid Kontrol-1 OCP



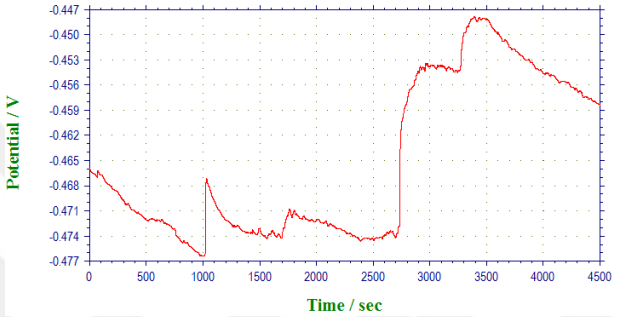
Oktahedroid Kontrol-2 OCP



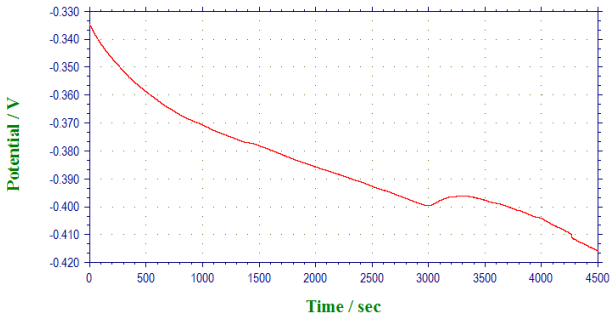
Oktahedroid Kontrol-3 OCP



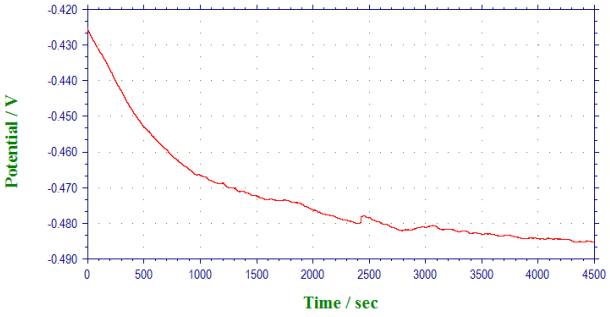
Yıldız Kaplama-1 OCP



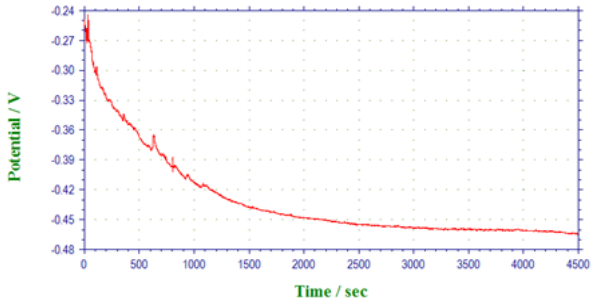
Yıldız Kaplama-2 OCP



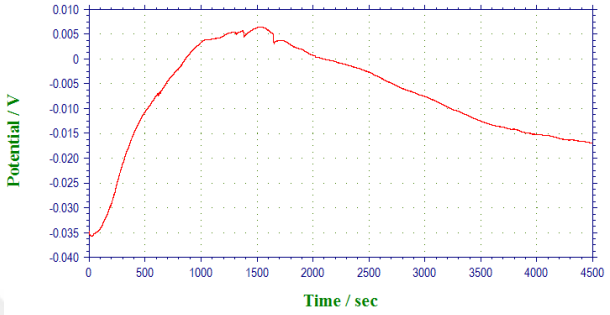
Yıldız Kaplama-3 OCP



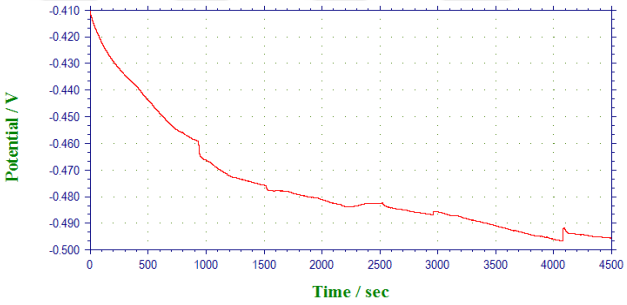
Yıldız Kontrol-1 OCP



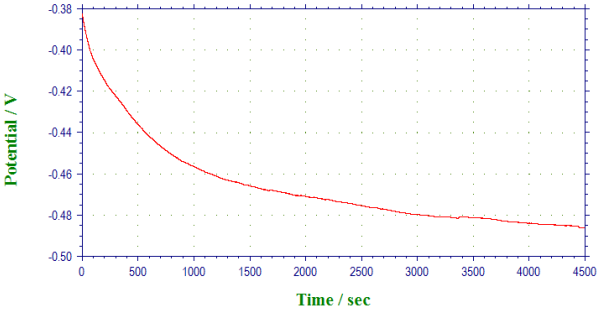
Yıldız Kontrol-2 OCP



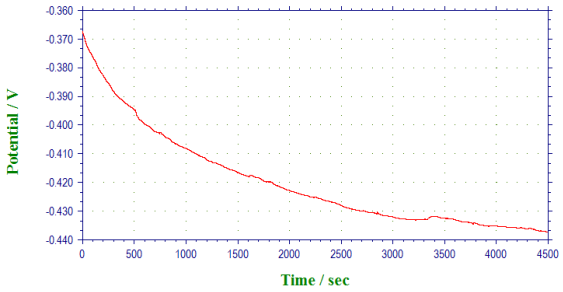
Yıldız Kontrol-3 OCP



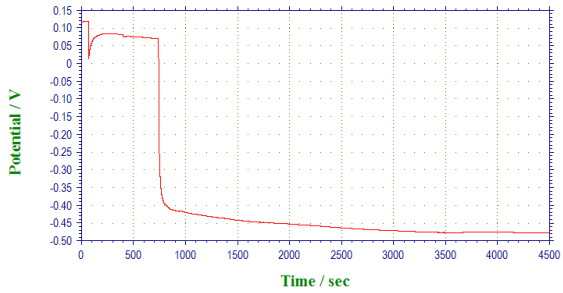
Dodekahedron Kaplama-1 OCP



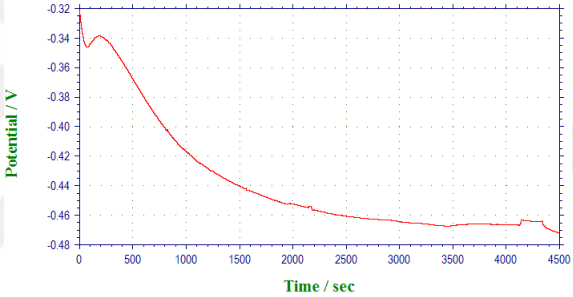
Dodekahedron Kaplama-2 OCP



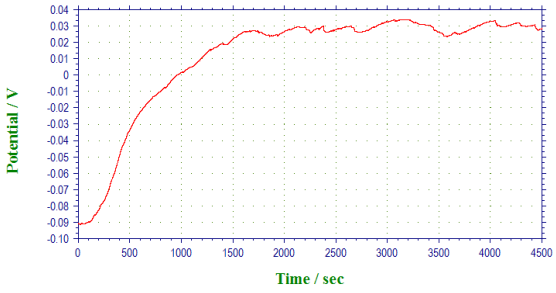
Dodekahedron Kaplama-3 OCP



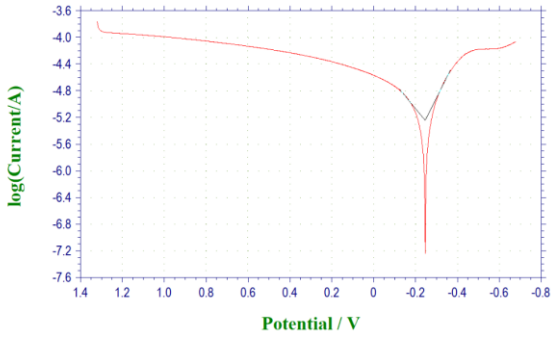
Dodekahedron Kontrol-1 OCP



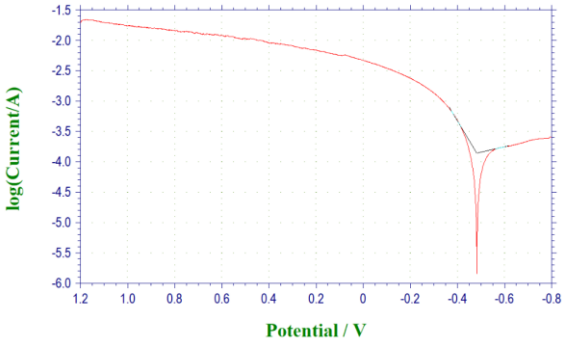
Dodekahedron Kontrol-2 OCP



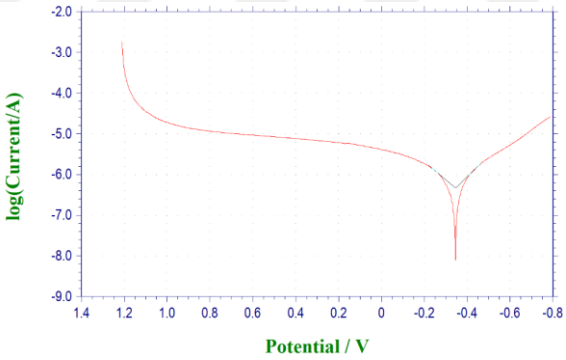
Dodekahedron Kontrol-3 OCP



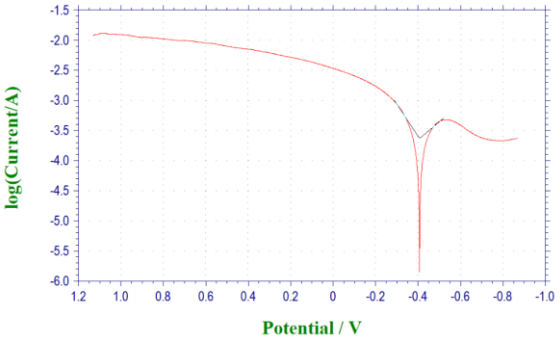
Oktahedroid Kaplama-1 Tafel



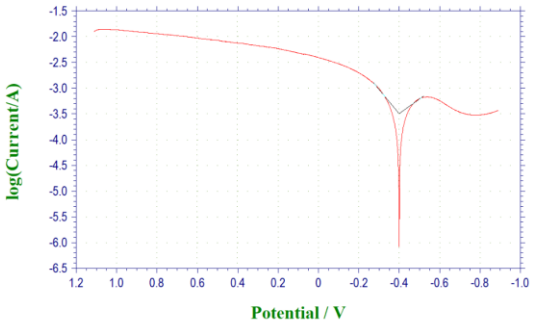
Oktahedroid Kaplama-2 Tafel



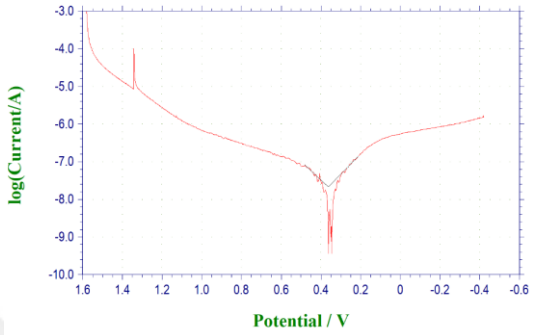
Oktahedroid Kaplama-3 Tafel



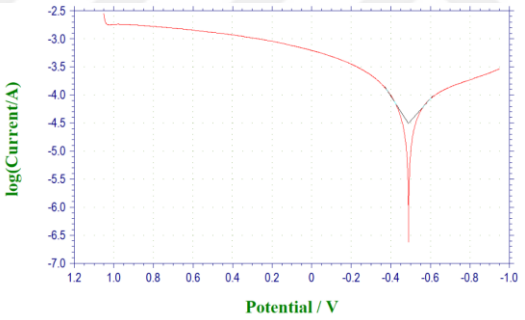
Oktahedroid Kontrol-1 Tafel



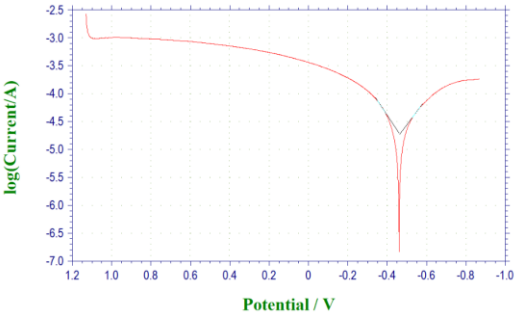
Oktahedroid Kontrol-2 Tafel



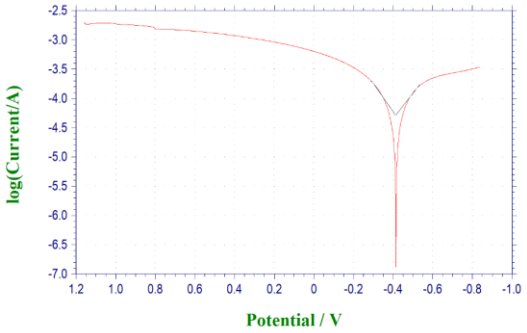
Oktahedroid Kontrol-3 Tafel



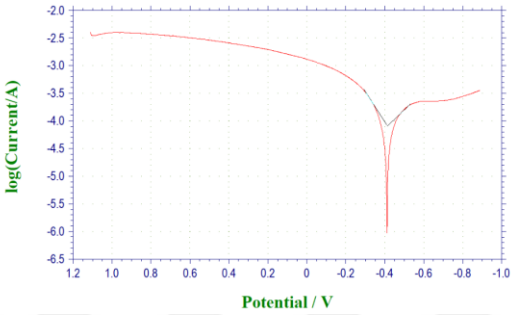
Yıldız Kaplama-1 Tafel



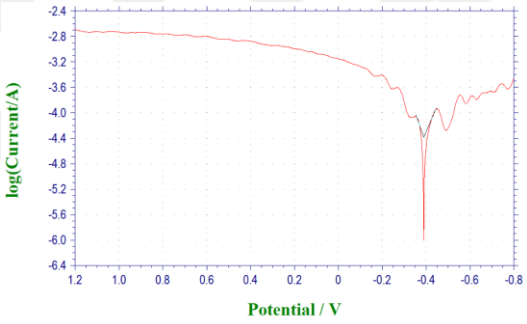
Yıldız Kaplama-2 Tafel



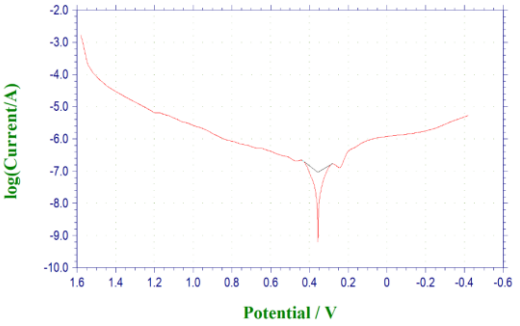
Yıldız Kaplama-3 Tafel



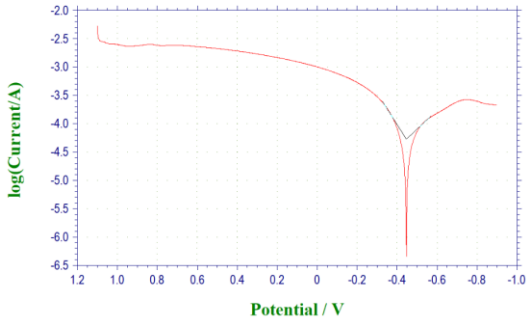
Yıldız Kontrol-1 Tafel



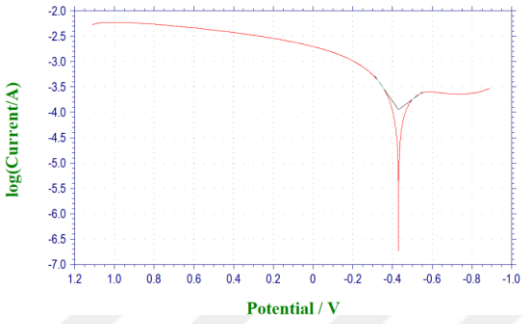
Yıldız Kontrol-2 Tafel



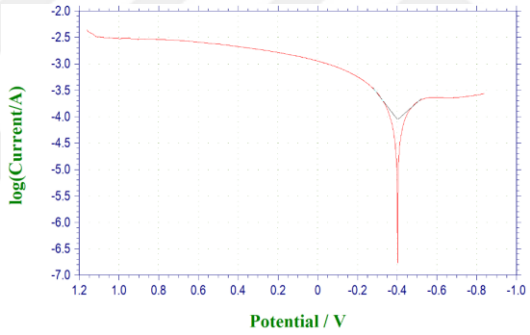
Yıldız Kontrol-3 Tafel



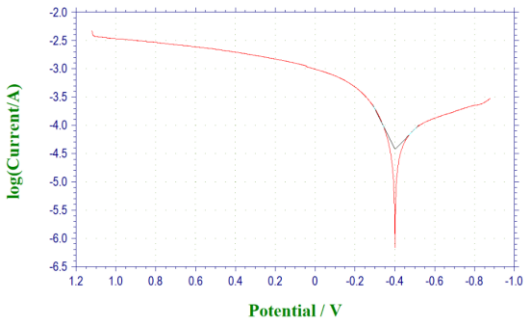
Dodekahedron Kaplama-1 Tafel



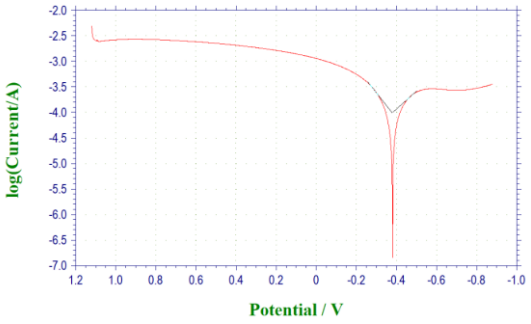
Dodekahedron Kaplama-2 Tafel



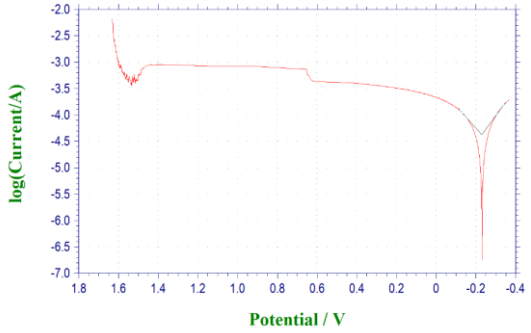
Dodekahedron Kaplama-3 Tafel



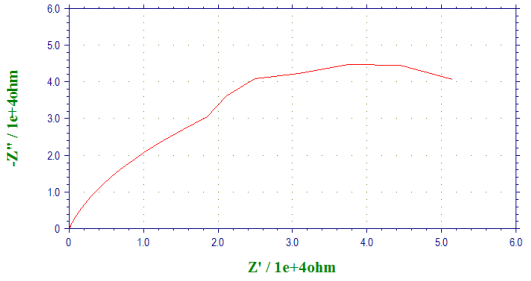
Dodekahedron Kontrol-1 Tafel



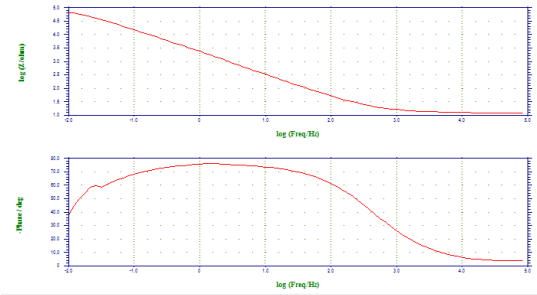
Dodekahedron Kontrol-2 Tafel



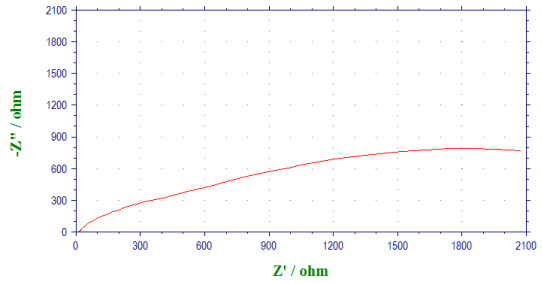
Dodekahedron Kontrol-3 Tafel



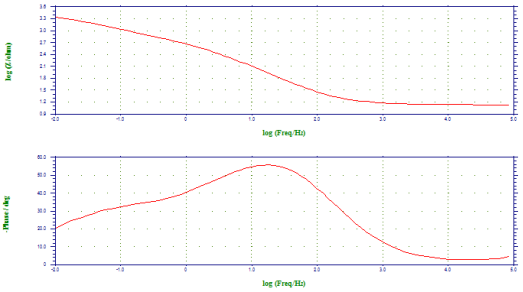
Oktahedroid Kaplama-1 Nyquist



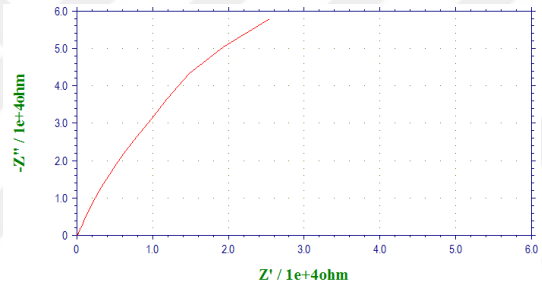
Oktahedroid Kaplama-1 Bode



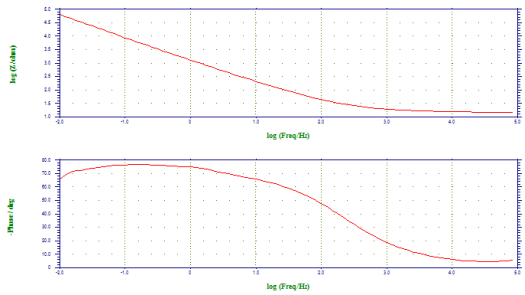
Oktahedroid Kaplama-2 Nyquist



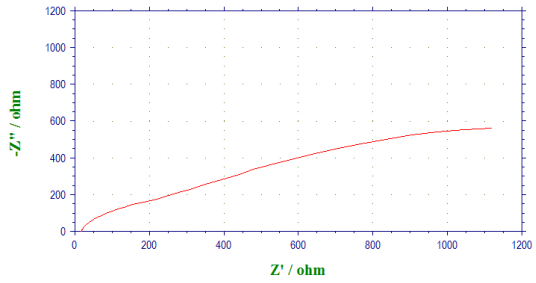
Oktahedroid Kaplama-2 Bode



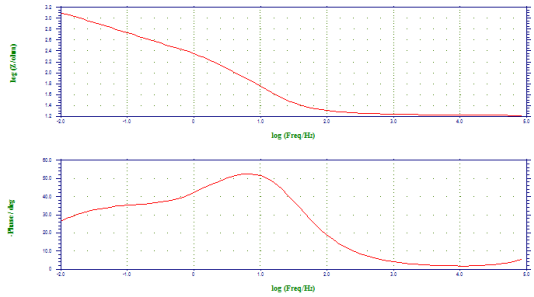
Oktahedroid Kaplama-3 Nyquist



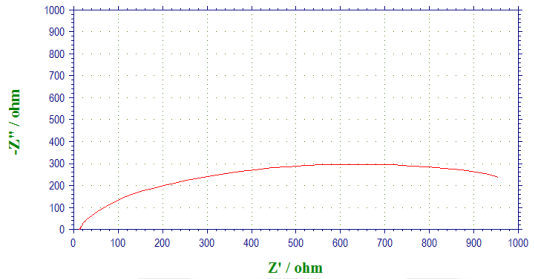
Oktahedroid Kaplama-3 Bode



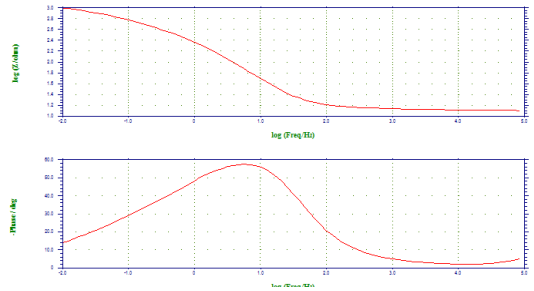
Oktahedroid Kontrol-1 Nyquist



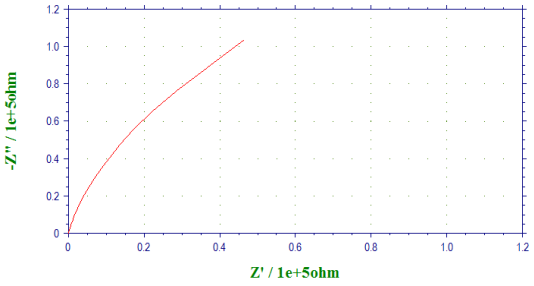
Oktahedroid Kontrol-1 Bode



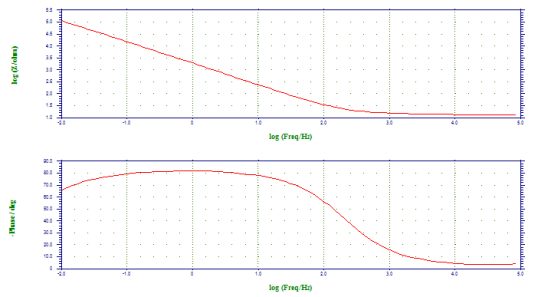
Oktahedroid Kontrol-2 Nyquist



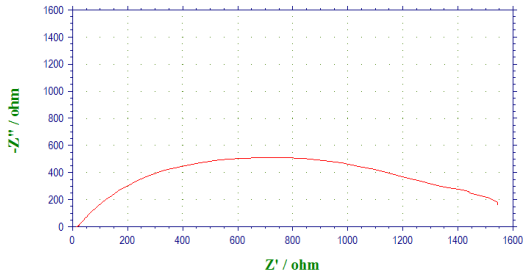
Oktahedroid Kontrol-2 Bode



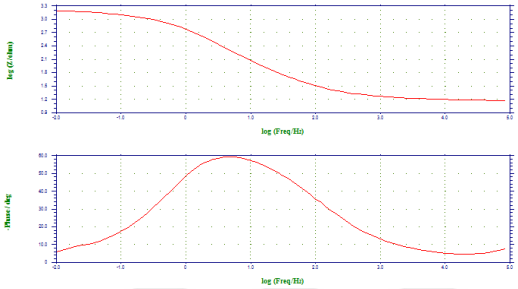
Oktahedroid Kontrol-3 Nyquist



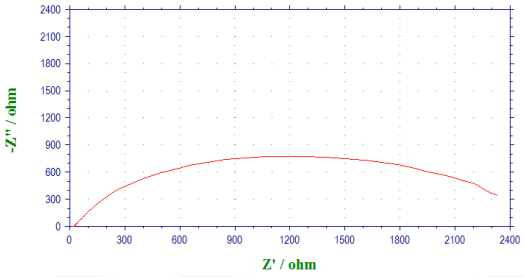
Oktahedroid Kontrol-3 Bode



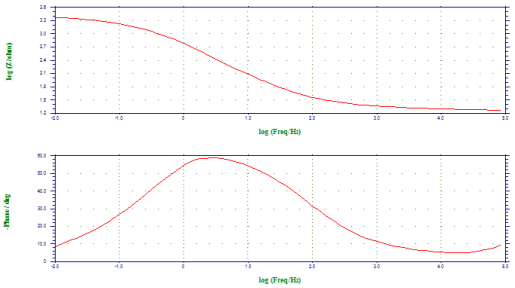
Yıldız Kaplama-1 Nyquist



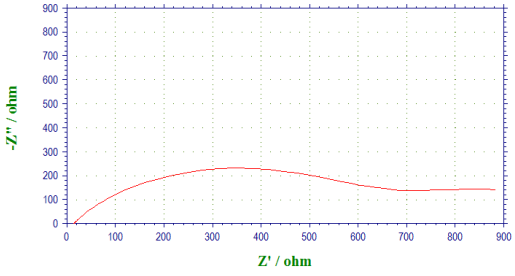
Yıldız Kaplama-1 Bode



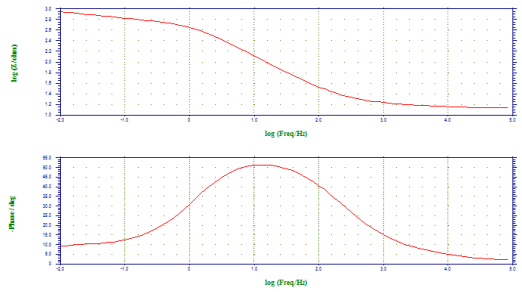
Yıldız Kaplama-2 Nyquist



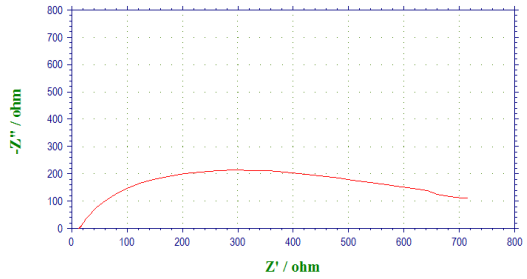
Yıldız Kaplama-2 Bode



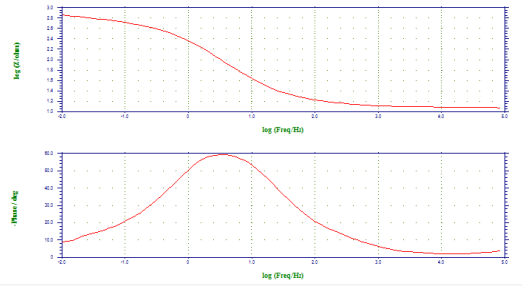
Yıldız Kaplama-3 Nyquist



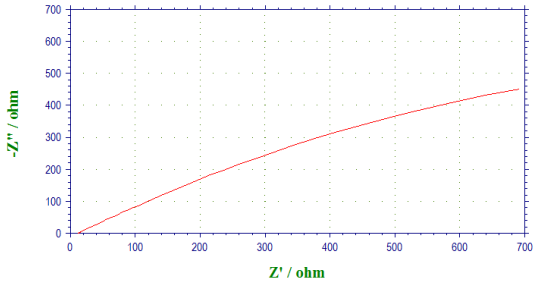
Yıldız Kaplama-3 Bode



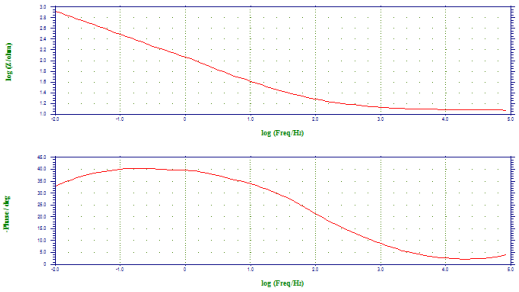
Yıldız Kontrol-1 Nyquist



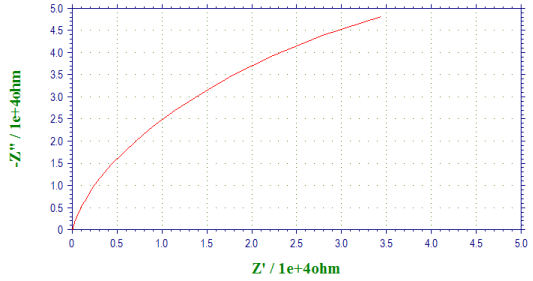
Yıldız Kontrol-1 Bode



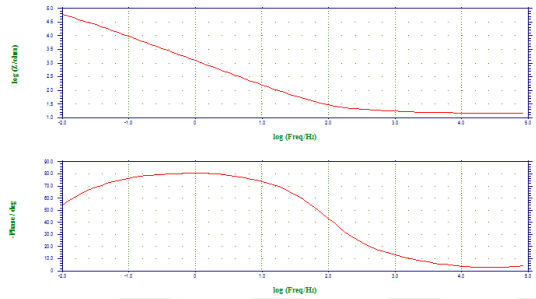
Yıldız Kontrol-2 Nyquist



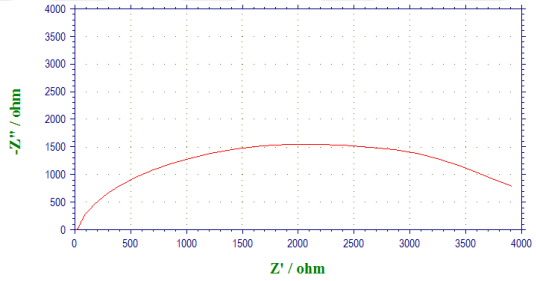
Yıldız Kontrol-2 Bode



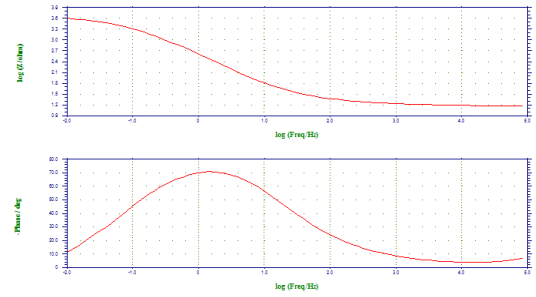
Yıldız Kontrol-3 Nyquist



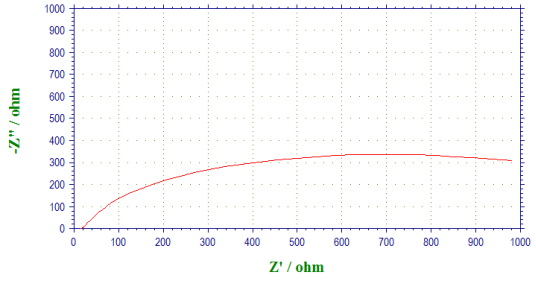
Yıldız Kontrol-3 Bode



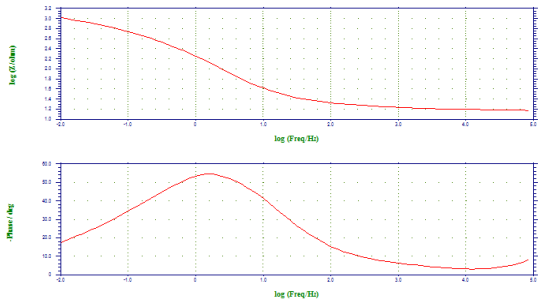
Dodekahedron Kaplama-1 Nyquist



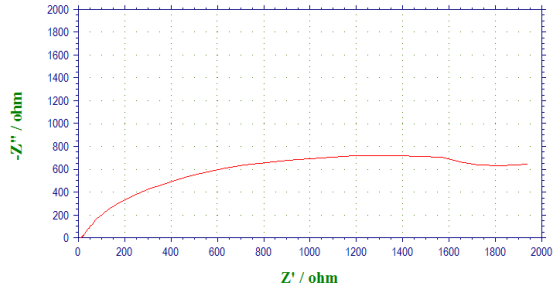
Dodekahedron Kaplama-1 Bode



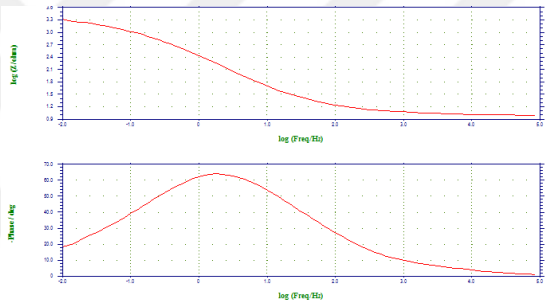
Dodekahedron Kaplama-2 Nyquist



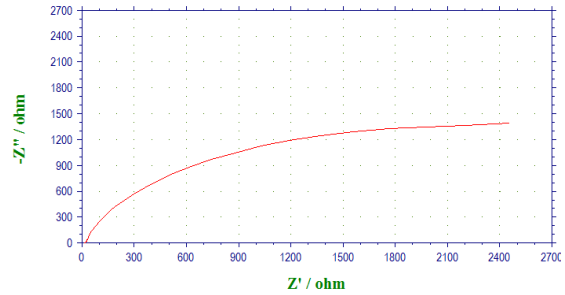
Dodekahedron Kaplama-2 Bode



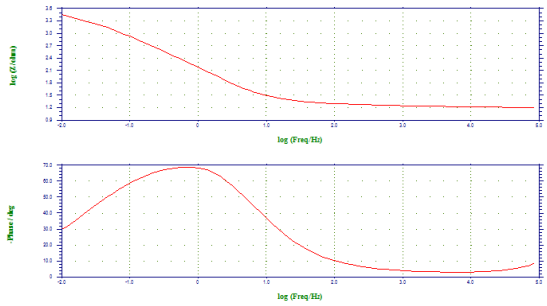
Dodekahedron Kaplama-3 Nyquist



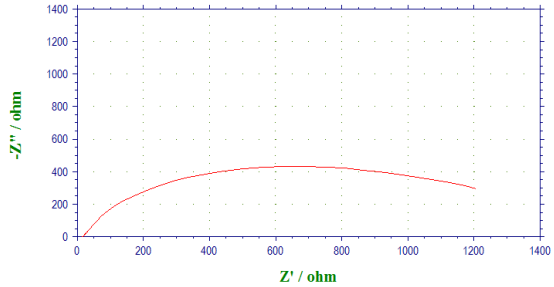
Dodekahedron Kaplama-3 Bode



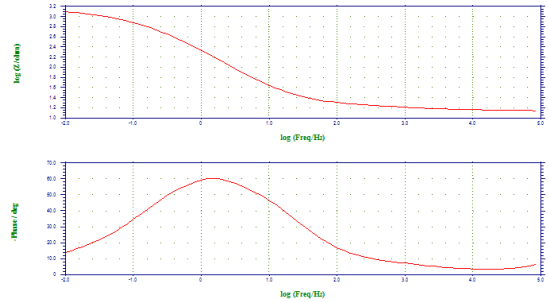
Dodekahedron Kontrol-1 Nyquist



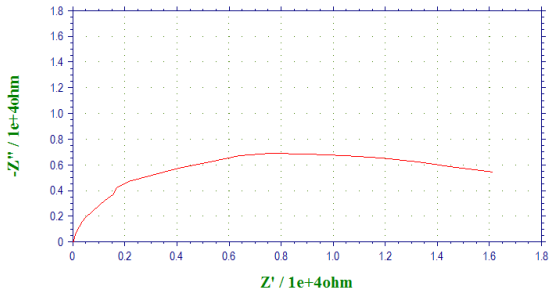
Dodekahedron Kontrol-1 Bode



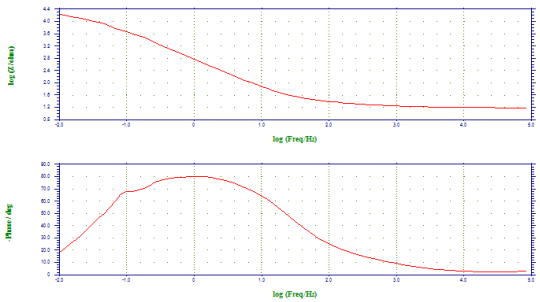
Dodekahedron Kontrol-2 Nyquist



Dodekahedron Kontrol-2 Bode



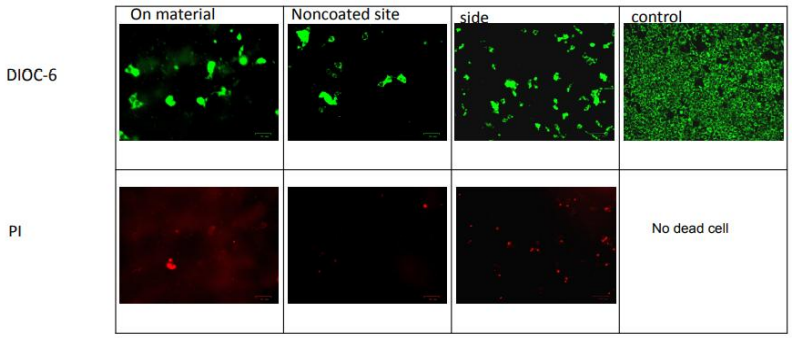
Dodekahedron Kontrol-3 Nyquist



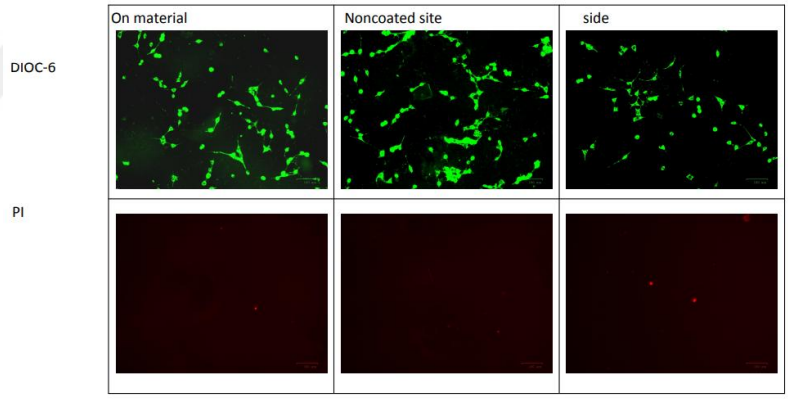
Dodekahedron Kontrol-3 Bode

C
BİYOUYUMLULUK TESTLERİ

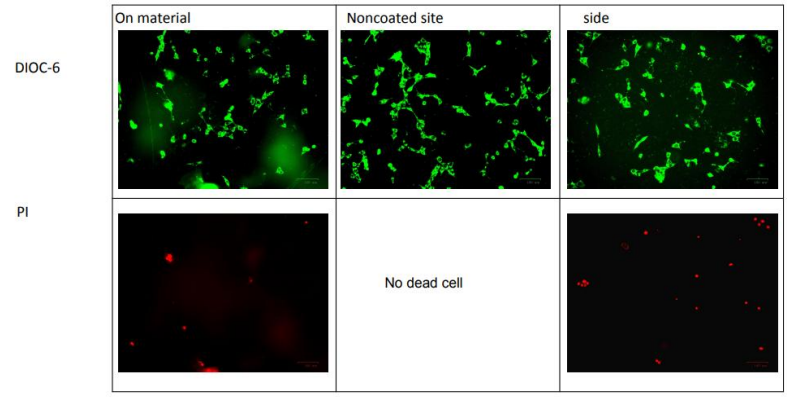
Bu bölümde kaplama reçetesinin iyileştirilmesi sırasında yapılan deneylerden reçete no 12, 13, 14 ve 15 için elde edilen sonuçlar verilecektir (Tablo 4.18).



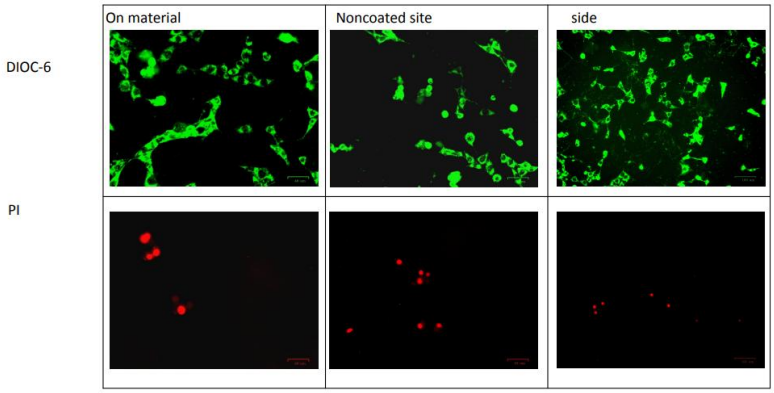
Reçete 12



Reçete 13



Reçete 14



Reçete 15

TEZDEN ÜRETİLMİŞ YAYINLAR

Konferans Bildirileri

1. Sagbas, B. ve Gürkan, D. (Haziran, 2021). Additively manufactured Ti6Al4V lattice structures for biomedical applications . 5th International Congress on 3D Printing (Additive Manufacturing) Technologies and Digital Industry 2021, Antalya.

2. Sagbas, B. ve Gürkan, D. (2021, Eylül). Investigating compressive strength of laser powder bed fusion manufactured Ti6Al4V lattice structures for bone implant. Additive Manufacturing Conference Turkey 2021, İstanbul.

3. Gürkan, D. ve Sagbas, B. (2022, Kasım). Coating of Additive Manufactured Lattice Structures: A Case Study with Electrophoretic Deposition. 6th International Congress on 3D Printing (Additive Manufacturing) Technologies and Digital Industry 2022 (HYBRID), Bükreş, Romanya.

Makaleler

1. Sagbas, B., & Gürkan, D. (2021). Additively manufactured Ti6Al4V lattice structures for biomedical applications. International Journal of 3D Printing Technologies and Digital Industry, 5(2), 155-163.

2. Sagbas, B., & Gürkan, D. (2021). Investigating compressive strength of laser powder bed fusion manufactured Ti6Al4V lattice structures for bone implant applications. Journal of Additive Manufacturing Technologies, 1(3), 594-594B.

3. Gürkan, D., Sagbas, B., & Dalbayrak, B. (2023). Investigating mechanical and biological properties of additive manufactured Ti6Al4V lattice structures for orthopedic implants. Journal of Materials Research, 38(2), 507-518.

Projeler

1. YTÜ Bilimsel Araştirma Projesi , Eklemeli İmalat ile Elde Edilen İmplant Yüzeylerinde Biyoaktif Kaplamaların Gerçekleştirilmesi (Proje No: 4135)

2. Tübitak 1002 – Hızlı Destek Programı, Lazer Toz Yatak Füzyon Eklemeli İmalat Yöntemi ile Ortopedik İmplant Uygulamalarına Yönelik Geliştirilmiş Kafes Yapılara Uygulanan İkincil İşlemlerin Mekanik Özellikler Üzerindeki Etkisinin İncelenmesi (Proje No: 123M104)