

**T.C.
İNÖNÜ ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**SEÇİCİ LAZER ERGİTME YÖNTEMİ İLE ÜRETİLEN CoCr ALAŞIMLI
GÖZENEKLİ YAPILARIN SOL-JEL YÖNTEMİ KULLANARAK HAP İLE
KAPLANMASI VE KARAKTERİZASYONU**

YÜKSEK LİSANS TEZİ

Gözde ERENER

Makine Mühendisliği Anabilim Dalı

Tez Danışmanı: Prof. Dr. İbrahim GEZER

HAZİRAN 2022

T.C
İNÖNÜ ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**SEÇİCİ LAZER ERGİTME YÖNTEMİ İLE ÜRETİLEN CoCr ALAŞIMLI
GÖZENEKLİ YAPILARIN SOL-JEL YÖNTEMİ KULLANARAK HAP İLE
KAPLANMASI VE KARAKTERİZASYONU**

YÜKSEK LİSANS TEZİ

Gözde ERENER
36193618080

Makine Mühendisliği Anabilim Dalı

Tez Danışmanı: Prof. Dr. İbrahim GEZER

HAZİRAN 2022

TEŞEKKÜR VE ÖNSÖZ

Bu tez çalıőmasının her aőamasında yardım, öneri, bilgi, tecrübe ve desteklerini esirgemedен beni her konuda yönlendiren danışman hocam Sayın Prof. Dr. İbrahim GEZER'e ve çok kıymetli hocam Doç. Dr. Erkan BAHÇE'ye;

Tüm hayatım boyunca olduğu gibi çalıőmalarım süresince de benden her türlü desteklerini esirgemeyen aileme;

Tezin uygulama aőamasında FYL-2021-2455 numaralı projeye vermiş oldukları maddi ve manevi destekten dolayı, İnönü Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi'ne teşekkür ederim.



ONUR SÖZÜ

Yüksek lisans tezi olarak sunduğum “Seçici Lazer Ergitme Yöntemi ile Üretilen CoCr Alaşımli Gözenekli Yapıların Sol-Jel Yöntemi Kullanarak HAp ile Kaplanması ve Karakterizasyonu” başlıklı bu çalışmanın bilimsel ahlak ve geleneklere aykırı düşecek bir yardıma başvurmaksızın tarafımdan yazıldığına ve yararlandığıın bütün kaynakların hem metin içinde hem de kaynakçada yöntemine uygun biçimde gösterilenlerden oluştuğunu belirtir, bunu onurumla doğrularım.

Gözde ERENER



İÇİNDEKİLER

TEŞEKKÜR VE ÖNSÖZ	i
ONUR SÖZÜ	ii
İÇİNDEKİLER.....	iii
ÇİZELGELER DİZİNİ.....	v
ŞEKİLLER DİZİNİ.....	vi
SEMBOLLER VE KISALTMALAR	viii
ÖZET	x
ABSTRACT	xi
1.GİRİŞ	1
1.1 Literatür Özeti.....	2
1.2 Konunun Literatürdeki Yeri ve Önemi	13
2. EKLEMELİ İMALAT	14
2.1 Eklemeli İmalat Yöntemleri.....	14
2.1.1 Fotopolimerizasyon	15
2.1.2 Malzeme Ekstrüzyonu	16
2.1.3 Malzeme Jeti	17
2.1.4 Doğrudan Enerji Biriktirme	17
2.1.5 Bağlayıcı Jeti	18
2.1.6 Kağıt Tabakalandırma	18
2.1.7 Toz Yatağı Füzyonu	19
2.1.7.1 Seçici lazer ergitme yöntemi	19
2.2 Eklemeli İmalat ile Kafes Yapıların Üretimi	20
2.3 Eklemeli İmalatta CoCr Alaşımlarının Kullanımı	20
3. HAP KAPLAMA	21
3.1 HAP Kaplama Yöntemleri	21
3.1.1 Elektrokimyasal biriktirme yöntemleri.....	22
3.1.2 Termal sprey yöntemleri.....	23
3.1.3 Islak biriktirme yöntemleri	24
3.1.4 Lazer biriktirme yöntemleri.....	26
4. MATERYAL VE METOT.....	27
4.1 Kafes Yapıların Tasarımı	27
4.1.1 Sekizli kafes yapı (Octet-truss).....	27
4.1.2 Eşkenar dörtgen yüzeyli sekiz yüzlü küp kafes yapısı (Rhombicuboctehedron)	29
4.1.3 Baklava dilimli oniki yüzlü kafes yapı (Rhombicdodecahedron)	29
4.1.4 Elmas Kafes Yapı (Diamond).....	30
4.2 Kafes Yapıların Üretimi.....	30
4.2.1 CoCr tozunun özellikleri.....	30
4.2.2 Numunelerin SLE yöntemi ile üretilmesi	32
4.3 Kaplama İşlemi	33
4.3.1 Yüzeylerin kaplama işlemine hazırlanması	33
4.3.2 HAP tozu özellikleri	34
4.3.3 Sol-jel yöntemi.....	35
4.4 Kaplamanın Karakterizasyonu	36
4.4.1 SEM, EDS analizi.....	36
4.4.2 FTIR analizi	37
4.4.3 Yüzey pürüzlülüğü ölçümü.....	38
4.5 Çalışmanın Organizasyon Şeması.....	39
5. DENEYSEL BULGULAR VE DEĞERLENDİRİLMESİ	40

5.1 Kaplamaların Değerlendirilmesi	40
5.2 Çözeltideki HAp Konsantrasyonunun Kaplamaya Etkisi	41
5.3 Kavite Bölge ve Orta Bölgelerin Kaplamaya Etkisi	42
5.4 Kafes Yapılarda Geometrik Hassasiyetin Kaplamaya Etkisi	47
5.5 EDS ve Analitik Haritalandırma Analizi Sonuçları	48
5.6 FTIR Analizi Sonucu	50
5.7 Yüzey Pürüzlülüğü Ölçüm Sonuçları	50
5.8 Numunelerin Tartılması	52
5.9 Eklemeli İmalat ve Döküm ile Üretilen Numunelerin Kaplanabilirliği	53
6. SONUÇLAR	57
KAYNAKLAR	60
ÖZGEÇMİŞ	69



ÇİZELGELER DİZİNİ

Çizelge 2.1 : ASTM standartlarına göre eklemeli imalat teknolojileri.	15
Çizelge 4.1 : CoCr alaşımının mekanik özellikleri.	31
Çizelge 4.2 : CoCr alaşımının kimyasal kompozisyonu.	31
Çizelge 4.3 : Seçici lazer ergitme cihazı üretim parametreleri.	32
Çizelge 5.1 : Eklemeli imalat numunelerinin yüzey pürüzlülüğü.	51
Çizelge 5.2 : Döküm numunelerinin yüzey pürüzlülüğü.	51
Çizelge 5.3 : Numunelerin tartım sonuçları.	53



ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 2.1 : Eklemeli imalat süreci akış şeması.	14
Şekil 2.2 : Fotopolimerizasyon yöntemi.	16
Şekil 2.3 : Malzeme ekstrüzyonu yöntemi.	16
Şekil 2.4: Malzeme jeti yöntemi.	17
Şekil 2.5 : Doğrudan enerji biriktirme yöntemi.	7
Şekil 2.6 : Bağlayıcı jeti yöntemi.	8
Şekil 2.7 : Kağıt tabakalandırma yöntemi.	18
Şekil 2.8 : Toz yatağı füzyonu yöntemi.	19
Şekil 3.1 : HAp kaplama yöntemleri.	22
Şekil 3.2 : Elektrokimyasal biriktirme yöntemi.	23
Şekil 3.3 : Plazma sprey yöntemi.	24
Şekil 3.4 : Daldırarak kaplama yöntemi.	25
Şekil 3.5 : Biyomimetik kaplama yöntemi.	26
Şekil 3.6 : Darbeli lazer biriktirme yöntemi.	26
Şekil 4.1: Sekizli kafes yapı ve birim hücresi.	28
Şekil 4.2 : Sekizli kafes yapı matematiksel modellemesi.	28
Şekil 4.3 : Eşkenar dörtgen yüzeyli sekiz yüzlü küp kafes yapı ve birim hücresi.	29
Şekil 4.4 : Baklava dilimli oniki yüzlü kafes yapı ve birim hücresi.	29
Şekil 4.5 : Elmas kafes yapı ve birim hücresi.	30
Şekil 4.6 : CoCr tozu SEM görüntüsü.	31
Şekil 4.7 : MLAB Cusing SLE cihazı.	32
Şekil 4.8 : Üretilen kafes yapılar.	33
Şekil 4.9 : Ultrasonik yıkama yapılan numuneler.	33
Şekil 4.10 : HAp tozu SEM görüntüsü.	34
Şekil 4.11 : Kaplama işlemi akış şeması.	35
Şekil 4.12 : Daldırarak kaplama cihazı.	36
Şekil 4.13 : EVO Brand40 marka SEM cihazı.	37
Şekil 4.14 : FTIR cihazı.	38
Şekil 4.15 : Yüzey pürüzlülüğü ölçüm cihazı.	38
Şekil 4.16 : Çalışmanın organizasyon şeması.	39
Şekil 5.1 : Kumlanmış ve kumlanmamış numune yüzeyleri.	40
Şekil 5.2 : Kaplanmamış numune yüzeyi.	41
Şekil 5.3 : Farklı konsantrasyonlarda HAp kaplanmış sekizli kafes yapı.	42
Şekil 5.4 : Sekizli kafes yapı orta bölge ve kavite bölge.	43
Şekil 5.5 : Kaplamanın 5000X büyütmede SEM görüntüsü.	43
Şekil 5.6 : Eşkenar dörtgen yüzeyli sekiz yüzlü küp kafes yapı orta bölge ve kavite bölgesi.	44
Şekil 5.7: Kaplamanın 5000X Büyütmede SEM Görüntüsü.	44
Şekil 5.8 : Baklava dilimli oniki yüzlü küp kafes yapı orta bölge ve kavite bölgesi.	45
Şekil 5.9 : Kaplamanın 5000X büyütmede SEM görüntüsü.	45
Şekil 5.10 : Elmas kafes yapı orta bölge ve kavite bölgesi.	46
Şekil 5.11 : Kaplamanın 5000X büyütmede SEM görüntüsü.	46
Şekil 5.12 : Farklı kafes yapı geometrilerinden alınan uzunluk ölçümleri.	47
Şekil 5.13 : Farklı kafes yapı geometrilerinden alınan alan ölçümleri.	48
Şekil 5.14 : EDS analiz grafiği.	49
Şekil 5.15 : Analitik haritalandırma analizi.	49
Şekil 5.16 : FTIR analizi grafiği.	50

Şekil 5.17 : Yüzey pürüzlülüğü grafiği.	52
Şekil 5.18 : Farklı konsantrasyonlarda HAp kaplanmış döküm ile üretilen numune.	54
Şekil 5.19 : Döküm ile üretilen ve %10 HAp konsantrasyonunda kaplanmış numune.	55
Şekil 5.20 : Eklemeli imalat ile üretilen ve %10 HAp konsantrasyonunda kaplanmış numune.	55



SEMBOLLER VE KISALTMALAR

3B	: Üç Boyutlu Model
ABS	: Akrilonitril Bütadiyen Stiren
AFM	: Atomik Kuvvet Mikroskobu
Al	: Alüminyum
CAD	: Bilgisayar destekli tasarım
CDLP	: Sürekli Işık ile İşleme
DIW	: Doğrudan İnkjet Malzeme Biriktirme
DLP	: Dijital Işık İşleme
DMA	: Termal Dinamik Mekanik Analiz
DMLS	: Direkt Metal Lazer Sinterleme
EBAM	: Elektron Işını ile Eklemeli İmalat
EBM	: Elektron Işını Ergitme
EDS	: Enerji Dağılımı X-ışını Spektrometresi
EİS	: Elektrokimyasal Empedans Spektroskopisi
EPD	: Elektroforetik Biriktirme
FA	: Florapatit
FDM	: Eriyik Yiğme Modeli
FESEM	: Alan Emisyon Taramalı Elektron Mikroskobu
FHA	: Florlanmış Hidroksiapatit
FTIR	: Fouirer Dönüşümlü Kızılötesi Spektrometresi
HAp	: Hidroksiapatit
kPa	: Kilopascal
Mpa	: Megapascal
nm	: Nanometre
OCP	: Açık Devre Potansiyeli
PA	: Poliamid
PACVD	: Plazma Destekli Kimyasal Buhar Biriktirme
PC	: Polikarbonat
PEEK	: Polietereterketon
PEG	: Polietilen Glikol
PLA	: Polilaktik Asit
PLC	: Polikaprolakton
PLD	: Darbeli Lazer Biriktirme
PVA	: Polivinil Alkol

Ra	: Aritmetik yüzey pürüzlülüğü
SBF	: Simüle Edilmiş Vücut Sıvısı
SEM	: Taramalı Elektron Mikroskobu
SLA	: Stereolitografi
SLE	: Seçici Lazer Ergitme
SLS	: Seçici Lazer Sinterleme
STL	: Stereolithography
TEM	: Geçirimli Elektron Mikroskobu
TiN	: Titanyum Nitrür
TPMS	: Üçlü Periyodik Minimal Yüzey
UV	: Ultraviyole
V	: Vanadyum
V	: Volt
XPS	: X-ışını Fotoelektron Spektrometresi
XRD	: X-ışını Kırınım Yöntemi
XRF	: X-ışını Floresans
μ	: Mikron
μm	: Mikrometre

ÖZET

Yüksek Lisans Tezi

SEÇİCİ LAZER ERGİTME YÖNTEMİ İLE ÜRETİLEN CoCr ALAŞIMLI GÖZENEKLİ YAPILARIN SOL-JEL YÖNTEMİ KULLANARAK HAP İLE KAPLANMASI VE KARAKTERİZASYONU

Gözde ERENER

İnönü Üniversitesi
Fen Bilimleri Enstitüsü
Makine Mühendisliği Anabilim Dalı

69+XI sayfa

2022

Danışman: Prof. Dr. İbrahim GEZER

Günümüzde metalik implantlar, hasar görmüş dokuların tedavisi için ortopedi ve dental alanda yaygın olarak kullanılmaktadır. Ancak kemik ile implantın birbirleriyle tutunma ve uyum süresi oldukça uzundur. İmplant yüzeyine uygulanacak yapısal tasarım ve yüzey modifikasyonu malzeme özelliklerini geliştirerek bu süreyi en aza indirmemizi sağlamaktadır. Bu çalışmada, implant ve doku arasında yapışma, çoğalma ve farklılaşmaya olanak sağlayan üstün özelliklere sahip kafes yapılar tasarlanmıştır. Kafes yapılar, CoCr alaşımı kullanılarak eklemeli imalat teknolojisi ile üretilmiştir. Ayrıca biyouyumluluğu ve osseointegrasyonu arttırmak amacıyla numune yüzeyine sol-jel yöntemi ile HAp kaplama yapılmıştır. Kaplama işlemi için dört farklı HAp konsantrasyonunda çözelti (%1, %3, %5, %10) ve dört farklı kafes yapı geometrisine sahip numune kullanılmıştır. Eklemeli imalat teknolojisi ile üretilen kafes yapıların HAp kaplanabilirliği SEM, EDS ve FTIR analizleri ile incelenmiştir. Kafes yapı geometrisi, numune üretim yöntemi, HAp konsantrasyonu gibi parametrelerin kaplama morfolojisine etkisi değerlendirilmiştir. Sonuçlar, eklemeli imalat teknolojisi ile üretilen kafes yapıdaki numunelerin %1, %3, %5 ve %10 HAp konsantrasyonlarında başarılı bir şekilde kaplandığını göstermiştir.

Anahtar Kelimeler: Eklemeli imalat, Seçici lazer ergitme, CoCr alaşımı, Kafes yapı, HAp kaplama

ABSTRACT

Master Thesis

HAp COATING AND CHARACTERIZATION OF CoCr ALLOYED LATTICE STRUCTURES MANUFACTURED BY SELECTIVE LASER MELTING USING THE SOL-GEL METHOD

Gözde ERENER

Inonu University
Graduate School of Nature and Applied Sciences
Department of Mechanical Engineering

69+XI sayfa

2022

Supervisor: Prof. Dr. İbrahim GEZER

Today, metallic implants are widely used in orthopedics and dentistry for the treatment of damaged tissues. However, the bonding and adaptation period of bone and implant with each other is quite long. Structural design and surface modification to be applied to the implant surface enables us to minimize this time by improving the material properties. In this study, lattice structures with superior properties that allow adhesion, proliferation and differentiation between implant and tissue were designed. Lattice structures are produced by additive manufacturing technology using CoCr alloy. In addition, HAp coating was applied to the sample surface by sol-gel method in order to increase biocompatibility and osseointegration. For the coating process, solutions at four different HAp concentrations (1%, 3%, 5%, 10%) and samples with four different lattice structure geometries were used. HAp coatibility of lattice structures produced by additive manufacturing technology was investigated by SEM, EDS and FTIR analyzes. The effects of lattice structure geometry, sample production method, HAp concentration parameters on the coating morphology were investigated. The results showed that the lattice samples produced by additive manufacturing technology were successfully coated at 1%, 3%, 5% and 10% HAp concentrations.

Keywords: Additive manufacturing, Selective laser melting, CoCr alloy, Lattice structure, HAp coating

1. GİRİŞ

Kemik ve iskelet yapısının öncelikli görevi, vücuda mekanik destek sağlamak ve iyileşme için uygun ortamı oluşturmaktır [1]. Hastalık veya yaralanma sonucu zarar gören kemik dokusunun onarımı için implant uygulamalarına ihtiyaç duyulur. İmplant uygulamalarında toksisite, alerji, iltihaplanma, korozyon ve mekanik uyumsuzluk gibi sorunların ortaya çıkmaması için malzeme seçimine dikkat edilmelidir. Bu nedenle kullanılacak ideal bir malzemenin biyoaktif, biyouyumlu ve kemik bileşimine benzer mekanik özelliğe sahip olması beklenmektedir [2]. İmplantasyonun başarısı ve dokuların yeniden gelişiminin desteklenmesi için bu koşulların sağlanması önemlidir [3]. Günümüz ortopedi ve dental implant uygulamalarında, yüksek gerilme mukavemeti ve iyi yorulma direnci gibi mükemmel mekanik özellik gösteren metal alaşımlar tercih edilmektedir [4]. Metal alaşımlar arasında yaygın olarak CoCr alaşımı, paslanmaz çelik ve Ti alaşımları kullanılmaktadır [5]. Yüksek elastisite modülüne sahip olan CoCr alaşımları, aşınma ve korozyona dirençli olmaları yönüyle diğer alaşımlardan öne çıkmaktadır [6]. Ancak kemik dokusunun implant yüzeyine bağlanarak içe doğru büyümesi uzun zaman almaktadır. İyileşme sürecinin uzunluğu, hasta sağlığını ve normal hayata adaptasyonu olumsuz etkilemekte ve cerrahi riskleri arttırmaktadır [7]. Bu problemi çözebilmek için implant yüzeyine hücresel bağlanma ve çoğalmaya olanak sağlayan biyouyumluluğu artırıcı işlemlerin uygulanması gerekmektedir [8]. Biyouyumluluk, implantın amaçlanan uygulamayı çevreleyen dokudan herhangi bir olumsuz geri bildirim almadan gerçekleştirebilme yeteneğidir [9]. İnsan kemiğinin mineral bileşenlerine fiziksel ve kimyasal benzerliği ile biyouyumluluk yeteneği gösteren HAp (Hidroksiapatit), metalik implantların biyolojik özelliklerini geliştirmek için yaygın olarak kullanılmaktadır [10]. HAp kaplama işlemi, uygulandığı malzemenin biyouyumluluğunu artırarak kemik dokuların implant yüzeyine ilerlemesini önemli ölçüde hızlandırmaktadır [11]. Mevcut çalışmalarda HAp kaplanmış implantların kaplamayanlardan çok daha iyi osseointegrasyon performansı göstermesiyle bu alanda önemli ilerlemeler kaydedilmiştir [12]. Bununla birlikte, yüzeye uygulanan HAp kaplama ile implantların güvenli bir şekilde yükleri taşıyabileceği duruma ulaşma süresinde önemli ölçüde azalma olmuştur [13]. Kemik dokusu ve implant bağlanma bölgesinde etkileşim göstererek tedavi sürecine yardımcı olan HAp'in dezavantajı, implantasyon için uygun

mekanik özelliklere sahip olmamasıdır. Bu nedenle özellikle ortopedik cerrahi alanında HAp'ın üstün biyolojik özelliklerinden yararlanmak için çeşitli malzemeler ile birleştirilerek kullanılmaktadır [14]. Sonuç olarak, implant yüzey kimyasının osseointegrasyon üzerindeki etkileri implant başarısında kritik bir faktördür [15]. Bu nedenle literatür, implantların osseointegrasyon performansını yüzey mühendisliği yoluyla geliştirmek üzerine yoğunlaşmıştır [13].

Kafes yapılar, aralarında boşluk olmadan herhangi bir eksen boyunca dizilen birim hücrelerdir. Enerji emilimi, titreşim sönümlenme ve yüksek mukavemet/ağırlık oranı gibi eşsiz mekanik özellikler sergileyen bu yapılar, katı modellere göre daha yüksek yük taşıma kapasitesine sahiptir [16]. Mükemmel mekanik özellik göstermelerinin yanı sıra kafes yapılar, hücre çoğalmasını teşvik ederek implant bağlantısının güçlenmesine yardımcı olmaktadır [17]. Bunun yanında, besinlerin ve biyolojik sinyallerin geçişini kolaylaştırarak hücrelerin hayatta kalmasını sağlamaktadır [18]. Böylece implant uygulanan yaralı dokunun yenilenmesi için uygun mekanik ve biyolojik ortam oluşmaktadır [19]. Ancak kafes yapıların mimarisi ve performansı büyük ölçüde üretim teknolojilerine bağlıdır. Bu nedenle kafes yapıların üretiminde yaygın olarak eklemeli imalat teknolojileri kullanılmaktadır [20]. Eklemeli imalat teknolojileri üreticiye, karmaşık geometrileri üretebilme, minimum insan ihtiyacı ve üretim döngüsünün hızlı olması gibi birçok avantaj sunmaktadır [21]. Hawaldar vd. çalışmalarında eklemeli imalat ile üretilen numunelerin, geleneksel yöntem ile üretilenlere göre daha iyi mekanik özellik gösterdiğini belirtmişlerdir [22]. Son yıllarda eklemeli imalat teknolojilerinin gelişmesi ile birlikte kafes yapıların üretimi önem kazanmıştır. Kafes yapılar, üstün avantajları sayesinde başta medikal endüstrisi olmak üzere çeşitli alanlarda kullanılmaktadır. Medikal alanda kafes yapılar, implant yüzey alanını büyütmesi sayesinde kemik doku gelişimini arttırmakta ve osseointegrasyona olanak tanımaktadır. Bu nedenle tez çalışması, HAp kaplama ve kafes yapı olmak üzere iki anahtar kelime üzerine odaklanmıştır. HAp kaplama, içerdiği gözenekler sayesinde hücre gelişimini destekleyen ve gereken mekanik koşulları oluşturan kafes yapılar üzerinde biriktirilmiştir.

1.1 Literatür Özeti

Son yıllarda nüfusun yaşlanmasına ve kazalara bağlı oluşan hasarlar nedeniyle kemik hastalıkları giderek artmaktadır. Kemik hasarlarının onarımında temel olarak implantlar kullanılarak cerrahi tedaviler uygulanmaktadır. Ancak bu tedavilerde geleneksel imalat yöntemleri ile üretilen standart implantlar hastaların bireysel farklılıklarına uymamakta ve

implant performansını olumsuz etkilemektedir. Buna bağılı olarak implant uygulamalarında korozyon, iltihaplanma, vücutta stres kalkanı oluşması, alerji ve mekanik uyumsuzluk gibi çeşitli sorunlar meydana gelmektedir. Bu sorunları çözmek amacıyla diş implantı, eklem ve kalça protezi gibi uygulamalar üzerine araştırmalar giderek artmaktadır. Dolayısıyla, implant başarısı için gerekli mekanik ve biyoyumluluk özelliklerine sahip implant tasarımları önem kazanmıştır. Literatür implant yüzey özelliklerinin gelişmesi ve biyoyumluluğun artması için HAp kaplama ve eklemeli imalat teknolojilerine yoğunlaşmıştır. Ayrıca implant uygulamalarının başarısı için gerekli mekanik desteğı sağlayan ve doku gelişimini destekleyen kafes yapılar yeni bir araştırma konusu olarak dikkat çekmiştir. Bu çalışmada kafes yapılı implantlar, üreticiye tasarım özgürlüğü sağlayan eklemeli imalat teknolojileri kullanılarak üretilmiş ve osseointegrasyonu arttırmak amacıyla yüzeyleri HAp ile kaplanmıştır.

Aşağıda literatürdeki HAp kaplama çalışmaları başta olmak üzere eklemeli imalat ile üretilen ve kafes yapıdaki implantlar ile ilgili güncel çalışmalar verilmiştir.

Chai vd. alüminyum oksit, cam, zirkonya, Ti6Al4V alaşımı ve Magnezyum oksit olmak üzere çeşitli yüzeyler üzerine HAp kaplama biriktirmişlerdir. Kaplama işleminden önce yüzeyler aseton ve etanol içinde temizlenmiştir. Döndürerek kaplama yöntemi ile 0,5 ml çözelti yüzeye uygulanmıştır. Kaplanmış yüzeyler havada 70°C hidrolize edilerek 15dk 500°C'de fırınlanmıştır. Yapılan SEM (Taramalı Elektron Mikroskobu) ve AFM (Atomik Kuvvet Mikroskobu) analizleri ile kaplama varlığı doğrulanmıştır. Kaplama kalınlığı katman sayısına bağılı olarak 70-100 nm (nanometre) arasında değişmektedir [23].

Babu vd. implant malzemesi olarak kullanmak üzere 316L Paslanmaz çelik yüzeyleri HAp ve trikalsiyum fosfat kombinasyonu kullanarak daldırarak kaplama yöntemi ile kaplamışlardır. Numunelere kaplanmadan önce 1080°C'de tavlama ve 60°C'de 15dk %20 HNO₃ solüsyonunda yüzey pasifleştirme işlemine tabi tutulmuştur. Kaplanmış numunelerin yüzey morfolojisi ve mikro yapısı SEM, XRD (X-ışını Kırınım Yöntemi) analizleri ile incelenmiştir. Ayrıca numunelere yapışma testi uygulanarak, HAp'ın yüzeye güçlü bir şekilde bağılandığını görmüşlerdir. Yapılan analizler yüzeyde HAp varlığını doğrulamıştır [24]

Stoch vd. implantasyonda osseointegrasyon sürecini kolaylaştırmak ve kısaltmak amacıyla Ti6Al4V alaşımı üzerine sol-jel yöntemi ile HAp kaplama yapmışlardır. Kaplamalar, numune yüzeyine HAp solüsyonundan 20 cm/dak hızında daldırarak kaplama yöntemi ile

biriktirilmiştir. En uygun HAp solüsyonu pH değerinin 6.5-7.8 aralığında olduğunu belirtmişlerdir. Kaplanmış numuneler kurutulularak 450°C-750°C’ de tavlansmıştır. SEM, EDS (Enerji Dağılımı X-ışını Spektroskopisi), FTIR (Fourier Dönüşümlü Kızılötesi Spektrometresi) ve XRD analizleri ile kaplamanın faz bileşimi, morfolojisi ve kimyasal yapısı incelenmiştir. Numunelerin biyolojik aktivitesi 19 gün boyunca SBF (Simüle edilmiş vücut sıvısı) çözeltisine daldırılarak gözlemlenmiştir. Sonuçlar, kaplamanın başarılı bir şekilde gerçekleştiğini ve HAp tabakasının in vitro büyümeyi geliştirilebileceğini göstermiştir [25].

Kar vd. ortopedik ve biyoimplant uygulamalarında kullanılan Ti alaşımlarının yüzeylerine biyoaktif özellik kazandırmak ve osseointegrasyonu arttırmak amacıyla HAp kaplama yapmışlardır. Kemik hücrelerinin implant yüzeyine yapışması, bağlanma gücü ve dayanıklılığının yüzey özelliklerine bağlı olduğunu belirtmişlerdir. Kaplama işleminden önce metal yüzeyler zımpara kağıdı kullanılarak parlatılmıştır. Parlatma işleminden sonra metal yüzeyler 10dk izopropil alkol içinde bekletilmiştir. Kaplanmış yüzeyler argon atmosferinde 600°C’de 30 dk ısıtılma işlemine tabi tutulmuştur. Darbeli elektrodepozisyon yöntemi ile yüzeyler HAp ile kaplanmıştır. Kaplama tabakası XPS (X-ışını Fotoelektron Spektroskopisi), SEM ve EDS analizleri yapılarak incelenmiştir. HAp kaplamanın implant ve kemik arasındaki bağ gücünü arttırdığı görülmüştür. Isıtılma işleminden sonra kaplanmış numunenin bağ mukavemeti 40 Mpa (Megapascal) olarak belirtilmiştir [26].

Meng vd. elektroforetik biriktirme yöntemi ile Titanyum yüzeyler üzerine HAp kaplama yapmışlardır. 10V, 20V ve 200V olmak üzere üç farklı voltaj değerinin kaplama morfolojisine etkisini değerlendirmişlerdir. Kaplama işleminden sonra yüzeyler 800°C’de sinterlenmiştir. HAp kaplama tabakasının faz analizi ve mikro yapısı SEM ve XRD analizleri ile incelenmiştir. Sonuçlar kaplama tabakasının çatlaksız olduğunu ve elektroforetik biriktirme yöntemi ile homojen kaplamanın oluşabileceğini göstermiştir. 10V değerinde yapılan kaplama işleminde, yüzey serpilmiş büyük ve küçük HAp partikülleri içermiştir. Voltaj değeri 20V’a yükseltildiğinde yüzeyde daha kalın ve gözenekli bir kaplama gözlemlenmiştir. 200V değerinde ise kaplama yüzeyi pürüzlü ve daha büyük aglomera parçacıklara sahip olduğu görülmüştür [27].

Yuan vd. elektrodepozisyon yöntemi ile 316L Paslanmaz çelik üzerine çift kat HAp kaplama yapmışlardır. Kaplama tabakası XRD, FTIR, SEM ve XPS analizleri ile karakterize edilmiştir. Sonuçlar, çift katlı kaplamanın tek katmanlı kaplamaya kıyasla daha homojen ve iyi yapışmaya sahip olduğunu göstermiştir [28].

Hudson vd. EBM (Elektron Işını Ergitme) yöntemi ile üç 3B (Üç Boyutlu) Ti6Al4V gözenekli yapılar üretmişlerdir. Üretilen yapılarda, kemik entegrasyonunu arttırmak amacıyla elektro püskürtme yöntemi ile fosfolipit kaplama uygulanmıştır. Kaplanmış yüzeylerin mikro yapısı ve kimyasal bileşimi SEM ve EDS analizleri ile incelenmiştir. Ayrıca numunelerin biyoaktivitesi in vitro analiz yapılarak gözlemlenmiştir. Pürüzlü yüzeye sahip bu implantlar yüksek seviyede kemik etkileşimi göstermiştir. Kemik iç büyümesi için ideal gözenek boyutunun 150µm (mikrometre)'den büyük tercih edilmesi gerektiğini belirtmişlerdir. Sonuç olarak mekanik stabiliteye sahip kaplanmış implantların kemik fiksasyonunu ve osseointegrasyonu iyileştirmeye yardımcı olacağı görülmüştür. İmplant yüzeyine yapılan kaplama ile daha uzun implant ömrü sağlanacağı ve enfeksiyon riskinin azalacağını belirtmişlerdir [29].

Rojaee vd. AZ91 Mg alaşımlı implantları sol-jel yöntemi ile hazırlanan çözeltiye daldırarak HAp kaplamışlardır. Kaplama işlemi için nano HAp tozu tercih edilmiştir. Yapısal analiz, faz bileşimi ve mikro yapı karakterizasyonu XRD, FTIR, SEM ve TEM (Geçirimli Elektron Mikroskopu) analizleri ile incelenmiştir. Ayrıca kaplamanın iyon salınımı için bariyer olma ve korozyon davranışını değerlendirmek için elektrokimyasal polarizasyon testleri yapılmıştır. Sonuçlar, nano HAp kaplamanın AZ91 Mg alaşımının korozyon direncini iyileştirmede önemli fark yarattığını göstermiştir. Ayrıca kaplama tabakası osteoblast hücrelerinin aktivitelerini artırarak kemik gelişimini iyileştirmiştir [30].

Singh vd. Mg alaşımlarının ortopedi alanında kullanımında karşılaşılan yüksek korozyon sorununu çözmek üzerine çalışmışlardır. Yüzeylerde korozyon oranını azaltmak ve biyoaktiviteyi arttırmak amacıyla sol-jel yöntemi ile HAp kaplama yapmışlardır. Kaplamanın altlık malzemenin yüzey pürüzlülüğünden ve sinterleme sıcaklığından etkilendiği görülmüştür. Kaplanmış numuneler 15-20µm yüzey pürüzlülüğü ve 400°C sinterleme sıcaklığında kemik benzeri mekanik özellikler göstermiştir.

Ayrıca numune yüzeyine uygulanan HAp kaplamanın, korozyon direncini 40 kat arttırdığını belirtmişlerdir. Yüzey pürüzlülüğünün kaplama morfolojisi ve homojenliği üzerinde önemli bir etkiye sahip olduğu görülmüştür [31].

Sidane vd. 316L Paslanmaz çelik yüzeyine sol-jel yöntemi ile HAp kaplama yapmışlardır. Kaplama özelliklerini güçlendirmek için yüzeye ara tabaka olarak titanyumdioksit eklenmiştir. Titanyumdioksit tabakası yüzeyin mekanik özelliklerini ve korozyon direncini iyileştirmek için kullanılmıştır. Kaplama işleminden önce numune yüzeyleri karbür kağıtlarla mekanik olarak parlatılmıştır. Sonuç olarak, titanyumdioksit ara tabakasının, HAp kaplamanın numune yüzeyine bağlanma gücünü önemli ölçüde iyileştirmiştir [32].

Bäilä vd. Doğrudan metal sinterleme (DMLS) yöntemi ile üretilen CoCr numunelerin biyoaktivitelerini geliştirmek için çalışmışlardır. Üretilen numuneler sol-jel yöntemi ile HAp kaplanmıştır. Kaplanmış numuneler, biyoaktivite incelemesi için 14 gün SBF sıvısına daldırılmıştır. Yapılan EDS ve XRD analizlerinde HAp büyümesi kaydedilmiştir. Kaplamanın faz bileşimi XRD analizi ile incelenmiştir. HAp'ın numune yüzeyine homojen bir şekilde kaplandığı görülmüştür. Sonuçlar, numune yüzeyine uygulanan HAp kaplamanın implantın kemiğe daha iyi yapışmasını sağladığını ve böylece hastanın iyileşme süresinin azaldığını göstermiştir [33].

Kheimehsari vd. CoCr alaşımı implant yüzeyine sol-jel yöntemiyle HAp biriktirerek korozyon davranışı ve yüzey morfolojisini araştırmışlardır. Kaplama 500°C 20dk, 500°C 60dk, 600°C 20dk ve 600°C 60dk olmak üzere dört farklı sinterleme koşuluna tabi tutulmuştur. ATM ve XRD analizleri ile numune yüzeyleri karakterize edilmiş ve yüzeyde HAp varlığını doğrulamıştır. Korozyon direnci SBF sıvısında test edilmiştir. Kaplama tabakasının korozyon hızını etkilediği ve sinterleme işleminin korozyon direncini iyileştirmede önemli rol oynadığı belirtilmiştir. 600°C 20 dk boyunca sinterlenen numune, kaplanmamış numuneye kıyasla gelişmiş yüzey morfolojisi ve üstün korozyon direnci göstermiştir. Yapılan deneylerde en iyi kaplama kalınlığı sonucu 142µm bulunmuştur [34].

Usinskas vd. Ti alaşımı yzeyler üzerine sol-jel yöntemi ile HAp biriktirmiş ve kaplama sayısının yzey morfolojisine etkisini incelemişlerdir. Kaplama tabakasını bileşimi ve mikro yapısı SEM ve XRD analizleri ile incelenmiştir. Ayrıca kaplamanın hidrofolik/hidrofobik özelliklerini değerlendirmek için Temas Açısı Ölçümü kullanılmıştır. Sonuçlar, katman sayısının artmasıyla HAp kaplama yoğunluğunun ve temas açısının arttırdığını göstermiştir [35].

Yan vd. Ti6Al4V TPMS (Üçlü Periyodik Minimal Yzey) kafes yapılar SLE (Seçici Lazer Ergitme) yöntemi ile üretmişlerdir. Üretilen kafes yapılar SBF sıvısına daldırılarak biyomimetik biriktirme yöntemi ile HAp kaplanmıştır. Kaplama işleminden önce numune yzeyleri ısıtma işlemi, kum püskürtme, Hidroklorik asit ve Sodyum Hidroksit ile aşındırma işlemlerine tabi tutulmuştur. 50°C’ de 90 dk Argon gazı ve Hidroklorik asit ile dağlanan çözeltiler, 60°C’de 24 saat Sodyum Hidroksit çözeltisine daldırılmış ve 100°C’de kurutulmuştur. Biyomimetik kaplama işlemi için numuneler 37°C’de biyolojik termostatda 7 ve 14 gün SBF çözeltisine maruz bırakılmıştır. Kaplanmış numunelere SEM,TEM,EDX ve XRD analizleri yapılarak mikro yapıları ve yzey morfolojileri incelenmiştir. Sonuçlar, 7 gün SBF solüsyonunda bekletilerek yapılan kaplamalarda apatit tabakasının çok ince olduğunu ve tüm yzeylerin kaplanmadığını göstermiştir. Numuneler solüsyonda 14 gün bekletildiğinde ise tüm yzeyleri kaplayan homojen bir apatit tabakasının oluştuğu gözlenmiştir. Bu çalışmada kaplama kalınlıkları 5.6-7.5µm aralığında ölçülmüştür [36].

Yang vd. Mg alaşımı gözenekli yapıların korozyon direncini ve biyoyumluluğunu arttırmak amacıyla plazma elektrolitik oksidasyon yöntemi ile HAp kaplama yapmışlardır. HAp konsantrasyonunun kaplama morfolojisi ve bileşimi üzerindeki etkisi araştırılmıştır. 5g/L HAp ilavesiyle yapılan kaplamada yzey gözeneklerinde azalma görülmezken, HAp konsantrasyonunun 10g/L’ye çıkarılmasıyla gözenek sayısında çarpıcı bir düşüş görülmüştür. Sonuçlar, artan HAp konsantrasyonu ile kaplama mikro yapısının önemli ölçüde değiştiğini ve daha yüksek korozyon direnci gösterdiğini belirtmiştir. Konsantrasyonun artmasıyla daha yoğun ve koruyucu bir kaplama elde edilmiştir. Ayrıca artan konsantrasyon ile gözeneklerin dolduğu ve sayısının düştüğü görülmüştür [37].

Pil vd. Titanyumdioksit nano tüp üzerine HAp biriktirerek kaplamanın osteoblast hücre canlılığı ve kemik oluşumu üzerine etkilerini araştırmışlardır. Kaplanmış numunelerin yzey özellikleri FESEM (Alan Emisyon Taramalı Elektron Mikroskobu) analizi ile belirlenmiş ve temas açıları ölçülmüştür.

İmplantlar fare kaval kemiğine yerleştirilerek 4 hafta sonra histomorfometrik analiz yapılmıştır. Sonuçlar, HAp kaplanmış numunelerin yüksek hücre canlılığı sağladığını göstermiştir [38].

Kaur vd. 316L Paslanmaz çelik numuneler üzerine sol-jel yöntemiyle HAp kaplama yapmışlardır. Numune yüzeylerine kaplama işleminden önce karbür kağıt yardımıyla parlatma ve kumlama işlemi uygulanmıştır. Kumlama işlemi sonrası kimyasal safsızlığı gidermek için numuneler 30dk nitrik asit içine daldırılmış ve kurutulmuştur. HAp 7mm/sn hızında daldırarak kaplama yöntemi ile numune yüzeyine biriktirmiştir. Ardından numuneler 500°C’de sinterlenme işlemine tabi tutulmuştur. Kaplanmış numune yüzeyleri SEM, EDS, XRD ve XRF (X-Işını Floresans) analizleri ile incelenmiştir. Analizler sonucunda HAp birikimi doğrulanmıştır ve kaplanmış numunelerin, kaplanmamış numunelere kıyasla daha iyi korozyon direnci ve implant özellikleri gösterdiği görülmüştür [39].

Li vd. iplik formunda PVA (Polivinil Alkol)/PLA (Polilaktik Asit) malzemeleri örgü makinesinde örme işlemi ile kafes yapısı üretmişlerdir. Üretilen kafes yapılar üzerine elektrodepozisyon yöntemi ile HAp kaplama yapılmıştır. Farklı biriktirme sürelerinin kaplama morfolojisine etkisini araştırmışlardır. Kaplama işlemi 60,75,90,105 ve 120dk biriktirme sürelerinde gerçekleştirilmiştir. Kaplama tabakasının yüzey morfolojisi ve element bileşimi SEM, EDS, XRD ve FTIR analizleri ile incelenmiştir. Sonuçlar, HAp’ın kafes yapısı yüzeyinde başarılı bir şekilde kaplandığını doğrulamıştır. Biriktirme süresinin artmasıyla HAp kristalliğinin iyileştiği görülmüştür. En yoğun kaplama morfolojisi 90 dk biriktirme süresinde elde edilmiştir. Aşırı biriktirme süresinde Ca (Kalsiyum) iyon konsantrasyonu azalmıştır. Buna bağlı olarak Ca/P oranında düşüş gözlenmiştir. Uygun biriktirme süresinin kaplama kalitesini arttırmaya yardımcı olacağı belirtilmiştir [40].

Shokri vd. NiTi implantların korozyon direncini ve biyouyumluluğunu arttırmak için HAp kaplama yaparak yüzey özelliklerini geliştirmişlerdir. Kaplama tabakasına uygulanan ön işlemlerin mikro yapıya ve biyolojik aktivite özelliklerine etkisi incelenmiştir. İmplant yüzeylerine kaplama işleminden önce cilalama, kimyasal aşındırma ve ısıl işlem uygulanmıştır. Ön işlem tipinin kaplanmış NiTi implantların yüzey özelliklerini etkilediği gözlemlenmiştir.

Isıl işlem görmüş NiTi implant yüzeyleri diğer ön işlemlere kıyasla üstün korozyon davranışı ve biyoaktivite özelliği göstermiştir. Ayrıca ısıl işlem, iyon salınımında %75 ve korozyon direncinde %212 azalma sağlamıştır [41].

Kazemi vd. tıbbi uygulamalarda uzun süre Ti6Al4V alaşımı kullanımının Al (Alüminyum) ve V (Vanadyum) iyon salınımına sebep olduğunu belirtmişlerdir. Buna bağlı olarak implantasyon işleminde ciddi sağlık sorunları meydana gelmiştir. İmplantların korozyon ve biyouyumluluk özelliklerini geliştirerek bu sorunu çözmek amacıyla yüzeylere TiN (Titanyum Nitrür)/HAp kompozit kaplama yapılmıştır. Altlık malzemeye PACVD (Plazma Destekli Kimyasal Buhar Biriktirme) yöntemi ile TiN kaplama, sol-jel yöntemi ile HAp kaplama yapılmıştır. Kaplamanın faz yapısı ve kimyasal bileşimi FESEM, EDS, AFM ve XRD analizleri ile incelenmiştir. Ayrıca numuneler SBF solüsyonunda bekletilerek hücre canlılığı ve korozyon davranışları değerlendirilmiştir. Sonuçlar, TiN/HAp kompozit kaplamanın biyouyumluluğu ve korozyon direncini arttırdığını göstermiştir [42].

Oladopo vd. PEEK (Polietereterketon) polimeri kullanarak eklemeli imalat yöntemi ile kafes yapılar üretmişlerdir. Kemik ve implant arasındaki osseointegrasyonu iyileştirmek amacıyla implant yüzeyine HAp kaplama uygulanmıştır. Kaplanmış numunelerin karakterizasyonu, mekanik çekme, bükülme testi, XRD ve DMA(Termal Dinamik Mekanik Analiz) analizleri ile incelenmiştir. Ayrıca SBF sıvısına daldırılarak in vivo davranışı değerlendirilmiştir. Analiz sonuçları HAp kaplanmış numunede osseointegrasyon ve biyoaktivitenin kaplanmamış numuneye kıyasla daha yüksek olduğunu göstermiştir [43].

Kocyo vd. doğrudan inkjet malzeme biriktirme yöntemi ile gözenekliliği %61 ve %75 arasında değişen Zirkonyum kafes yapılar üretmişlerdir. Üretilen kafes yapılar SBF çözeltisine daldırılarak HAp kaplanmıştır. Kaplama işleminden sonra numuneler 1200°C'de sinterlenmiştir. HAp ve Zirkonyum arasında sinterleme esnasında meydana gelebilecek reaksiyonu önlemek amacıyla yüzeye ara katman olarak FA (Florapatit) eklenmiştir. Numunenin kaplama kalınlığı 20µm olarak ölçülmüştür. Kaplanmış yüzeylere yapılan XRD analizi sonuçları FA'nın sinterleme esnasında HAp bozunmasını önlediğini desteklemiştir. Yapılan in vitro analizler HAp kaplama tabakasının biyoaktiviteyi arttırdığını göstermiştir [44].

Jiang vd. implant uygulamalarında in vivo davranışı geliştirmek amacıyla biyomalzeme üzerine kaplama işleminin önermişlerdir. Kemik doku büyümesini ve hücre gelişimi teşvik etmek için PLC (Polikaprolakton) yüzeyine biyomimetik yöntem ile HAp kaplama yapmışlardır. Çalışma sonucunda HAp kaplamanın implant uygulamalarında umut verici bir işlem olduğunu belirtmişlerdir [45].

Fadli vd. tıbbi implant malzemesi olarak kullanmak üzere 316L Paslanmaz çelik yüzeylere daldırarak kaplama yöntemi ile HAp biriktirmişlerdir. HAp, saf su ve PEG (Polietilen Glikol) 20 saat manyetik karıştırıcıda karıştırılarak kaplama çözeltisi hazırlanmıştır. Daldırarak kaplama yöntemi ile paslanmaz çelik yüzeyine HAp'ın standart kaplama kalınlığını tahmin etmek için ampirik modelleme üzerine çalışmışlardır. Çözelti bileşimi, daldırma süresi ve sinterleme sıcaklığının kaplama kalınlığı ile ilişkisi incelenmiştir. Daldırma süresi ve kaplama kalınlığının orantılı bir şekilde arttığı gözlenmiştir. En iyi kaplama sonucu 800°C sinterleme sıcaklığında ve 16g saf su ile hazırlanan çözelti ile elde edilmiştir. Kaplama morfolojileri SEM analizi ile karakterize edilmiştir. HAp miktarı ve daldırma süresinin kaplama morfolojisini etkileyen en önemli parametreler olduğunu belirtmişlerdir [46].

Hernández vd. Mg yüzeylere biyomimetik biriktirme yöntemi ile HAp kaplama yapmışlardır. Yüzey ön işlemlerinin ve daldırma süresinin kaplama morfolojisi üzerindeki etkileri incelenmiştir. Kaplama işleminden önce numune yüzeyleri mekanik ve kimyasal aşındırma işlemine tabi tutulmuştur. Mekanik aşındırma işlemi için zımpara kağıdı kullanılmıştır. Kimyasal aşındırma ise numunelerin Sülfirik Asit içerisinde 60sn bekletilmesiyle gerçekleşmiştir. Aşındırma işlemlerinden sonra numuneler distile su ile yıkanmıştır. Kaplama işlemi için hazırlanan numuneler iki gruba ayrılmıştır. Birinci grup numuneler, 20dk 200°C'de ön ısıtma ve 300°C'de ısıtma maruz bırakılmıştır. İkinci grup numuneler ise 65°C'de Sodyum Hidroksit solüsyonunda alkalik işlemi için 2 saat bekletilmiş ve durularak kurutulmuştur. Yüzey ön işlemlerinden sonra numuneler 2 saat ve 6 saat olmak üzere iki farklı daldırma süresi boyunca HAp kaplanmıştır. Kaplama morfolojisi SEM, EDS, XPS, XRD ve FTIR analizleri ile incelenerek kimyasal ve yapısal karakterizasyonu yapılmıştır. Numunelerin in vitro korozyon davranışı OCP (Açık devre potansiyeli) ve EIS (Elektrokimyasal Empedans Spektroskopisi) analizleri ile değerlendirilmiştir. Sonuçlar, HAp kaplamaların Mg yüzeyler üzerine başarılı bir şekilde biriktiğini göstermiştir.

Ayrıca deneyler korozyon davranışının ön işlem ve daldırma süresine bağlı olduğunu göstermiştir. En iyi sonuç, kaplama işleminden önce asitle dağlama ve alkalın işlemlerine tabi tutulan ve sonrasında ısıl işlem uygulanan numunelerde alınmıştır. HAp kaplanmış numuneler, kaplanmamış numunelere göre daha iyi korozyon direnci göstermiştir. Bu çalışmada Mg implantları üzerine yapılacak HAp kaplamanın osseointegrasyon sürecini iyileştirebileceğini belirtilmiştir [47].

Codescu vd. kemik implant malzemesi olarak kullanmak üzere FeMoTaTiZr olarak tanımlanan yeni biyouyumlu alaşım üzerine biyoaktiviteyi ve korozyon direncini arttırmak amacıyla HAp kaplama yapmışlardır. Buna ek olarak, yüzeye antibakteriyel özellik kazandırmak için HAp çözeltilisine düşük miktarda Zn eklenmiş ve püskürtme yöntemi ile kaplama gerçekleştirilmiştir. Kaplanmış numunelere EDS, XRD ve FTIR analizleri yapılarak yüzeyde homojen bir şekilde HAp biriktiğinin doğrulanmıştır. Ayrıca HAp kaplama işleminden sonra yüzey pürüzlülüğü artmıştır. Elektrokimyasal testler HAp'ın bariyer görevi gördüğünü ve iyi korozyon davranışı gösterdiğini belirtmiştir [48].

Ullah vd. Yük taşıyan ortopedik uygulamalar için katkılı HAp kaplamalar geliştirmişlerdir. Kuşlama işlemine tabi tutulan Ti6Al4V numuneler üzerine plazma püskürtme yöntemi ile Zn ve Sr tozu katkılı HAp biriktirmişlerdir. Kuşlama işleminden sonra numuneler su ve asetonla yıkanmıştır. Numune üzerine saf HAp ve Zn-Sr katkılı HAp olmak üzere iki farklı kaplama yapılmıştır. Tüm kaplamalar altlık malzeme ile mükemmel bağlanma mukavemeti göstermiştir. Kaplamalar üzerindeki hücre gelişimi, SBF çözeltilisine daldırma yoluyla incelenmiştir. Her iki kaplama tabakasında da apatit oluşumu ve hücre yapışması gözlemlenmiştir. HAp kaplamalar bakteri kolonizasyonuna karşı mükemmel antibakteriyel özellik göstermiştir. Sr iyonunun artmasıyla apatit oluşumu artarken, Zn iyonu artışı apatit oluşumunu engellemiştir. En iyi hücre yapışması, biyoaktivite ve antibakteriyel özellik 5Zn10Sr-HAp kaplamada elde edilmiştir [49].

Rajesh vd. implantasyon bölgesindeki enfeksiyonu önlemek için ilaç salımlı implant kullanımı üzerine çalışmışlardır. Gelişmiş ilaç salınımı ve antimikrobiyal özelliklere sahip implant yüzeyi oluşturmak amacıyla Ti6Al4V altlık malzeme üzerine plazma püskürtme yöntemi ile HAp kaplama yapmışlardır. Numune yüzeyinde ince ince HAp tabakası elde edilmiştir. HAp kaplama ile artan gözenekliliğin ilaç yüklemesine izin verdiği belirtilmiştir. Geliştirilen kaplama, vakum yöntemi ile parçalanabilen polimer ilaç ile doldurulmuştur. Kaplama tabakası ilaç yüklemesinde %145 iyileşme sağlamıştır.

Sonuç olarak mükemmel biyoaktivite ve osseointegrasyon davranışı kaydedilmiştir. Bu çalışmada osseointegrasyon ve mekanik performanstan ödün vermeden HAp kaplanmış Ti6Al4V numunelerin ilaç yükleme kapasitesini geliştirmek için girişimde bulunulmuştur [50].

Li vd. Zirkonya implantların uzun süreli stabilitesi ile ilgili problemleri çözmek üzerine çalışmışlardır. İmplant ve kemik entegrasyonunu geliştirmek ve biyolojik olarak aktif bir yüzey oluşturmak için Zirkonya implant üzerine FHA (Florlanmış Hidroksiapatit) darbeli lazer biriktirme yöntemi ile kaplanmıştır. Biriktirilen kaplamalar mükemmel mekanik mukavemet ve uygun biyolojik davranış sergilemiştir. İn vitro analiz sonucu kaplanmış implantlarda hücre aktivitesinin arttığı tespit edilmiştir. İmplant malzeme optimizasyonlarının geliştirilmesiyle kaplama işlemlerinin yeni tedavi teknolojilerinin parçası olabileceğini belirtmişlerdir [51].

Singh vd. paslanmaz çeliğin biyoaktivitesini arttırmak ve yüzey özelliklerini geliştirmek için mikrodalga ısıtma yöntemi ile HAp kaplama yapmışlardır. Isıl işlem sıcaklığının HAp kaplamaya etkisini araştırmışlardır. Numunelere kaplama işleminden önce 400°C’de ve 700°C’de olmak üzere iki farklı sıcaklıkta 1 saat ve ısıl işlem uygulanmıştır. Kaplanmış numuneler SBF sıvısına daldırılmış ve SEM görüntüleri alınarak incelenmiştir. Yapılan analizler sonucunda 400°C’de ısıl işlem uygulanmış numuneler iyi apatit büyüme kabiliyeti göstermiştir. Ancak 700°C’de gerçekleştirilen ısıl işlemde sonra apatit büyüme kabiliyetinde ve biyoaktivite davranışında azalma gözlemlenmiştir [52].

Fadli vd. 316L Paslanmaz çelik üzerine daldırarak kaplama yöntemi ile HAp kaplama yapmışlardır. HAp konsantrasyonu ve daldırma süresinin kaplama tabakasının mikro yapısı üzerindeki etkilerini araştırmışlardır. 8g, 10g ve 12g HAp ve 2sn, 6sn ve 10sn daldırma süresi varyasyonları ile kaplama işlemi gerçekleştirilmiştir. Kaplanmış numunelerin mikro yapısı XRD ve SEM analizleri ile incelenmiştir. Sonuçlar, artan HAp konsantrasyonu ve daldırma süresi ile kaplama tabakasının da arttığını göstermiştir. En kalın tabakaya sahip kaplama 12g HAp ve 10sn daldırma süresi ile gerçekleşmiştir. Ayrıca HAp konsantrasyonu ve daldırma süresindeki bu artış ile numunenin kesme mukavemeti de artmıştır. Bu çalışmada elde edilen maksimum kesme mukavemeti 244 kPa (kilopascal) olarak ölçülmüştür [53].

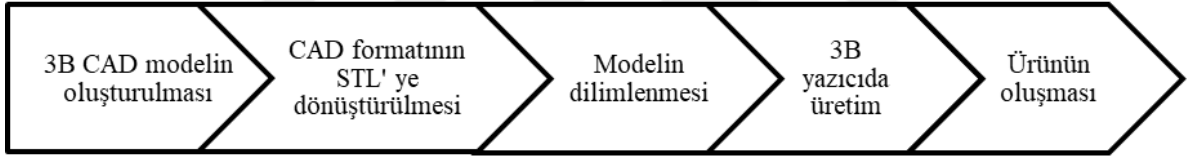
1.2 Konunun Literatürdeki Yeri ve Önemi

Son yıllarda, travma, kemik hastalıkları vb. nedenlerle meydana gelen kemik kayıpları giderek artmaktadır [54]. Bu artış, çalışmalarda ideal implant tasarımlarının geliştirilmesi için itici güç olmuştur. İmplant tasarımında, biyouyumluluk, mekanik özellikler ve yapı mimarisi dikkat edilmesi gereken önemli parametrelerdir. Metal alaşımlar, implant uygulamaları için uygun mekanik özellikleri sağlamaktadır. Ancak iyi mekanik özelliklerinin yanında biyouyumlulukları hala yeterince gelişmemiştir ve implantın doku ile adaptasyonu epey zaman almaktadır. Bu nedenle literatürdeki çalışmalar, implantların etkinliğini artırma çabasıyla yüzey modifikasyon işlemlerini önermiştir [55]. Metal alaşımlar üzerine uygulanacak HAp kaplama, implant uygulamaları için başarının anahtarı olarak belirtilen osseointegrasyon performansını arttırmaktadır. Osseointegrasyon, implant malzemesinin implant bölgesinin çevresindeki kemiğe bağlanması işlemidir [56]. Böylece biyouyumluluk özellikleri geliştirilerek iyileşme sürecinin azalması sağlanmaktadır. Bu çalışmada, HAp'ın sağladığı üstün biyouyumluluk ve CoCr alaşımının iyi mekanik özelliklerinin eklemeli imalat teknolojisinin avantajlarıyla birleştirilmesi amaçlanmıştır. Yapılan literatür araştırmasında, çalışmaların büyük bir çoğunluğunun HAp kaplama morfolojisini etkileyen parametreler üzerine yoğunlaştığı görülmektedir [23-53]. Çalışmalar, sinterleme sıcaklığı, yüzeyi aşındırıcı ön işlemler, mekanik özellikler, korozyon davranışı ve biriktirme süresi gibi çeşitli parametreleri incelemiştir. Eklemeli imalat teknolojisinin ivmelenmesi, kafes yapıların üretimini ve implant alanında kullanımını kolaylaştırmıştır. Ancak literatür incelendiğinde eklemeli imalat ile üretilen CoCr alaşımı kafes yapılar üzerine HAp kaplama uygulanan çalışmaya rastlanmamıştır.

Ayrıca üstün mekanik özellik ve hücre gelişimine ortam oluşturan kafes yapıların HAp kaplama üzerine etkilerinin incelenmemesi, eksik bir çalışma alanı olarak görülmüştür. Bu çalışmada CoCr ile üretilen kafes yapıların farklı konsantrasyonlarda HAp kaplanabilirliği araştırılmış ve karakterizasyonu yapılmıştır. Literatürdeki bu boşluğun doldurulması ve implant başarısını iyileştirmek adına kafes yapılar, eklemeli imalat teknolojisi ile başarılı bir şekilde üretilerek yüzeyleri HAp kaplanmıştır.

2. EKLEMELİ İMALAT

Sunduğu tasarım özgürlüğü, net şekilli yapısal bileşenler üretme potansiyeli ve çevre dostu olma avantajlarıyla eklemeli imalata olan ilgi giderek artmaktadır [57]. Bu tekniğin çığır açan doğası, kafes yapıları veya topoloji için optimize edilmiş yapılar gibi geleneksel üretim yöntemlerinin yapamayacağı karmaşık geometrilerin üretilmesine izin vermesidir. Eklemeli imalat teknolojilerinden medikal alanda işitme cihazı, robotik el, protez ve implant üretimi için sıkça yararlanılmaktadır [58]. Literatürdeki çalışmalar, eklemeli imalat teknolojisi ile üretilen implantların geleneksel imalat yöntemleri ile üretilenlere göre daha yüksek kemik büyümesi gösterdiğini belirtmiştir [59]. Eklemeli imalat teknolojisi, 3B model verilerinden ürün oluşturabilmek için malzemelerin katman katman birleştirilmesi işlemidir. Parçanın CAD (Bilgisayar Destekli Tasarım) modeli oluşturulduktan sonra çizim STL (Stereolithography) dosya biçimine dönüştürülür ve dilimleme yazılımı kullanılarak model kesitsel katmanlara bölünür [60]. Ekstrüzyon nozulundan çıkan malzeme katman katman birikerek 3B modeli oluşturur. Eklemeli imalat sürecinin akış şeması Şekil 2.1’de verilmiştir.



Şekil 2.1: Eklemeli imalat süreci akış şeması.

2.1 Eklemeli İmalat Yöntemleri

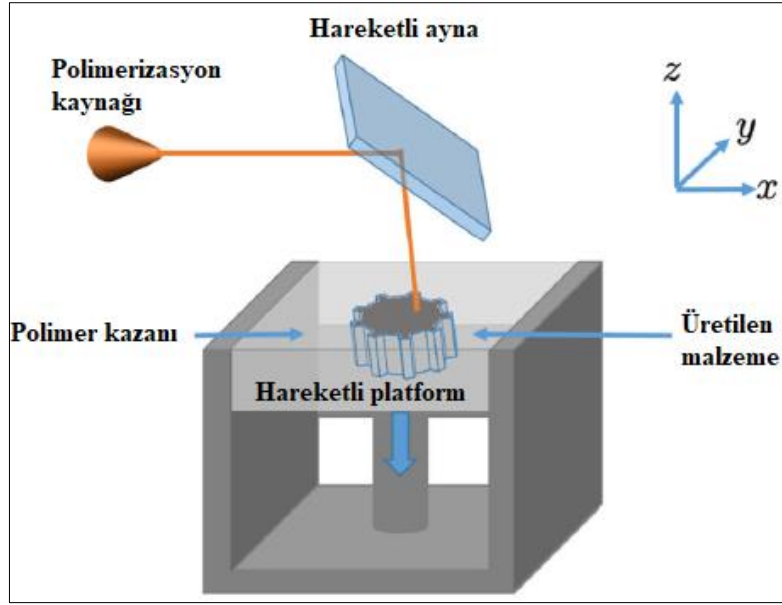
Eklemeli imalat yöntemleri, ASTM standartlarına göre fotopolimerizasyon, toz yatağı füzyonu, malzeme püskürtme, malzeme ekstrüzyonu, doğrudan enerji biriktirme, bağlayıcı püskürtme ve tabaka laminasyonu olmak üzere yedi kategoride sınıflandırılmaktadır [61]. Çizelge 2.1’de yaygın olarak kullanılan eklemeli imalat teknolojileri ASTM standartlarına göre verilmiştir.

Çizelge 2 1 : ASTM standartlarına göre eklemeli imalat teknolojileri [62].

Üretim yöntemi	Teknoloji	Kullanılan Malzeme
Fotopolimerizasyon	Stereolitografi Dijital Işık İşleme Sürekli Dijital Işık ile İşleme	Fotopolimer Seramik
Malzeme Ekstrüzyonu	Eriyik Yığıma Modeli Doğrudan İnkjet Malzeme Biriktirme	Polimer
Malzeme Jeti	Malzeme Jeti Nanopartikül Püskürtme	Fotopolimer Nozul macunu
Doğrudan Enerji Biriktirme	Elektron Işını ile Eklemeli İmalat Lazerle Tasarlanmış Net Şekillendirme	Metal
Bağlayıcı jeti	Bağlayıcı Jeti Mürekkep Püskürtmeli Baskı	Metal Polimer Seramik
Kağıt Tabakalandırma	Lamine Obje İmalatı	Metal Polimer Seramik
Toz Yatağı Füzyonu	Seçici Lazer Sinterleme Seçici Lazer Ergitme Elektron Işını Ergitme Direkt Metal Lazer Sinterleme	Kağıt Plastik Metal

2.1.1 Fotopolimerizasyon

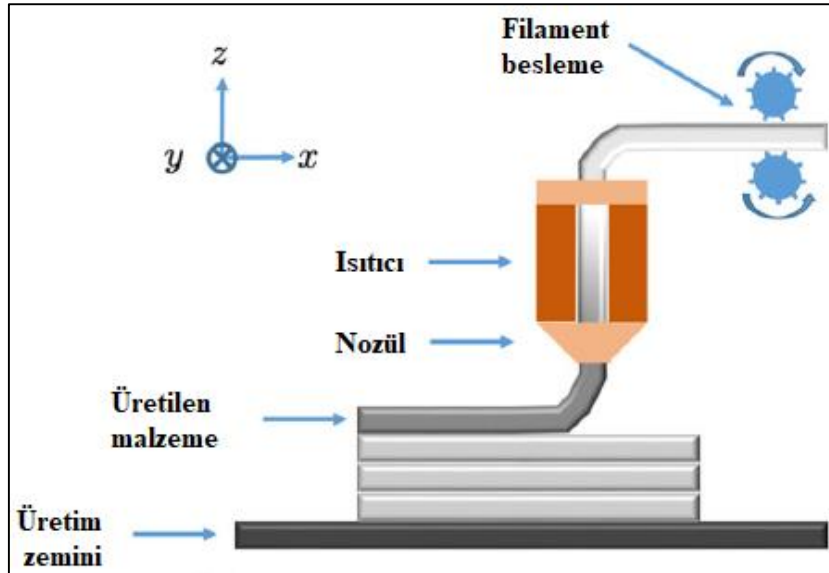
Işığa duyarlı fotopolimerize olabilen maddelerin, bir teknede ışık kaynağı kullanılarak kürlenmesi işlemidir. Polimerizasyon kaynağı, hareketli ayna sayesinde kontrollü bir yol izleyerek fotopolimerlerin yüzeyini tarar [63]. Lazerle etkileşime giren fotopolimerlerde polimerizasyon işlemi başlar ve sıvıdan katı reçineye faz değişimi gerçekleşir [64]. Bu şekilde bir katman polimerize edildiğinde hareketli platform yeni katmanın oluşması için aşağı iner. Parçanın üretimi tamamlanana kadar, polimerizasyon ve platformun aşağı inme döngüsü tekrarlanır. Bu teknolojiye, SLA (Stereolitografi), DLP (Dijital Işık İşleme) ve CDLP (Sürekli Dijital Işık İşleme) yöntemleri kullanılmaktadır. Bu yöntemlerin arasındaki temel fark, polimerizasyon için kullanılan ışık kaynağıdır. Polimerizasyon, SLA’da lazer, DLP ve CDLP’de ise UV (Ultraviyole) ışık projeksiyonu ile gerçekleşmektedir [65]. En çok tercih edilen fotopolimerizasyon yöntemi SLA’dır.



Şekil 2.2 : Fotopolimerizasyon yöntemi [66].

2.1.2 Malzeme Ekstrüzyonu

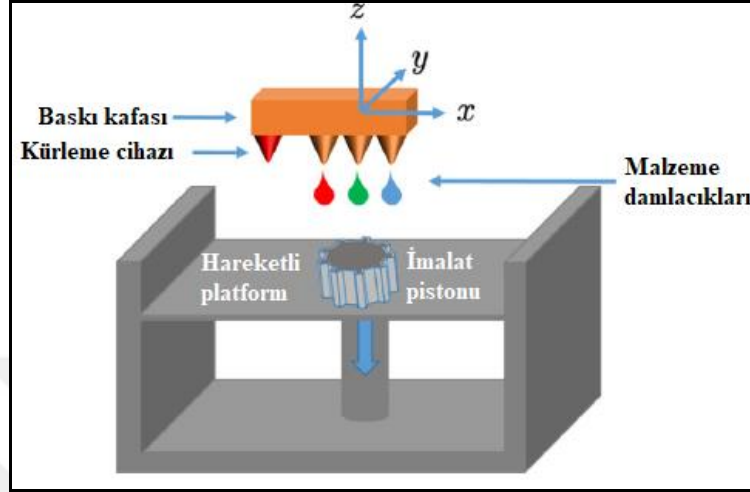
Isı yardımıyla eritilen polimerik malzeme filamentinin ekstrüzyonu ve ardından biriktirilmesini içeren teknolojidir. Ekstrüzyon işlemi, filamentin küçük çaplı bir ağızdan itilmesi işlemidir. FDM (Eriyik Yığılma Modeli) ve ABS (Akrilonitril Bütadiyen Stiren), PLA, PC (Polikarbonat), PA (Poliamid) en sık tercih edilen filament malzemeleridir [67].



Şekil 2.3 : Malzeme ekstrüzyonu yöntemi [66].

2.1.3 Malzeme Jeti

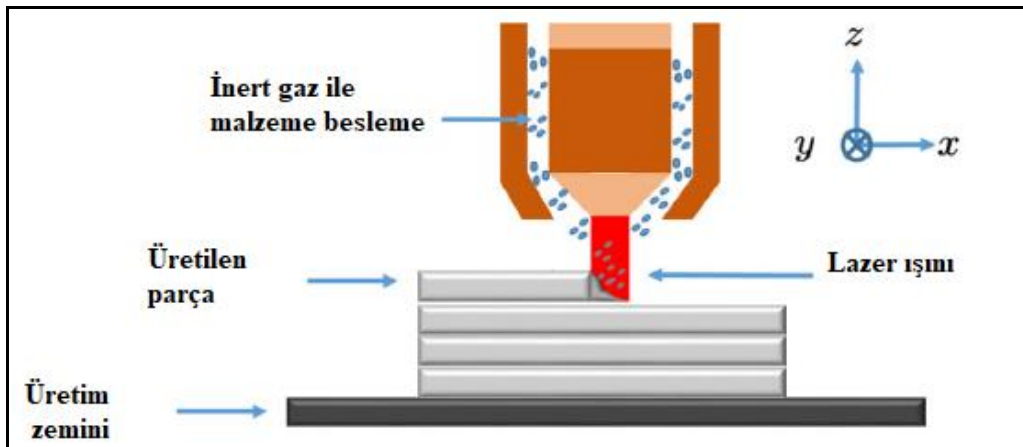
Bu teknolojide malzeme olarak, viskoz yapıya sahip olan fotopolimer veya nozul macunu kullanılmaktadır. Viskoz yapıdaki malzeme UV ışını ile kurlenir ve model katman katman üretilir [68].



Şekil 2.4 : Malzeme jeti yöntemi [66].

2.1.4 Doğrudan Enerji Biriktirme

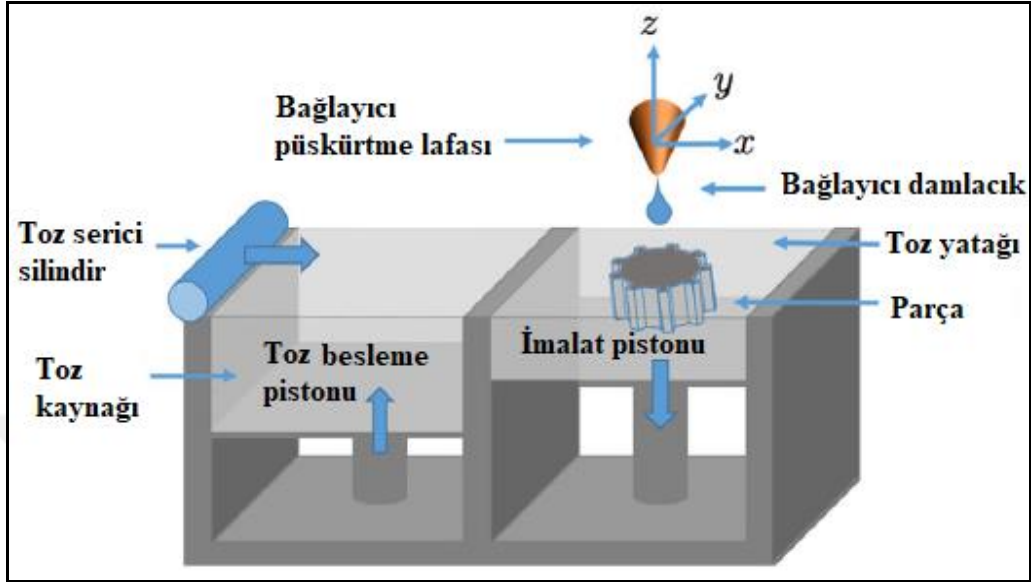
İnert gaz ile beslenen malzeme, zemin üzerine püskürtülür ve lazer ışını ile eritilir. Katman katılaştıktan sonra aynı işlemler tekrarlanarak ürün oluşturulur. Bu teknoloji, LENS (Lazer Mühendisliği Ağ Formu) ve EBAM (Elektron Işını Eklemeli İmalat) yöntemlerini kapsamaktadır [69]. Bağlanma LENS yönteminde lazer ile EBAM'da ise bu işlem elektron ışını ile gerçekleşmektedir.



Şekil 2.5 : Doğrudan enerji biriktirme yöntemi [66].

2.1.5 Bağlayıcı Jeti

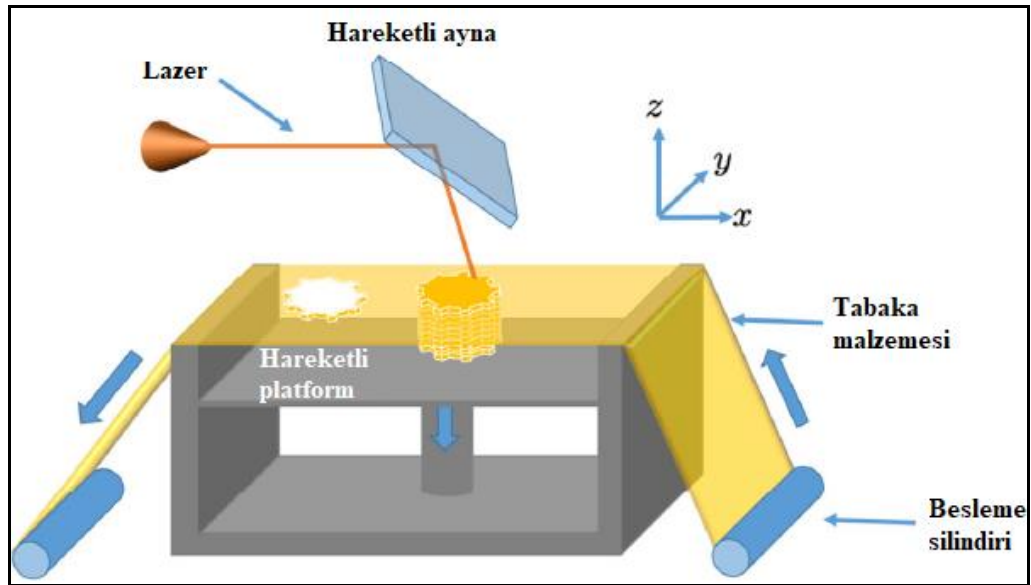
Toz katmanı, silindir yardımıyla toz yatağına serilir ve sıvı malzeme ile üzerinden geçilerek üretim sağlanır. İşlem sonrası ürünün güç kazanması amacıyla bir süre beklenir [70].



Şekil 2.6 : Bağlayıcı jet yöntemi [66].

2.1.6 Kağıt Tabakalandırma

Lazerle kesimi yapılan tabakaların üst üste eklenmesi ve kullanılan hammaddeye göre seçilen ısı veya yapıştırıcı yardımıyla 3B modelin oluşturulması işlemidir. Bu yöntem basit geometriler ve büyük ebatlı parçaların üretimi ile sınırlıdır [71].



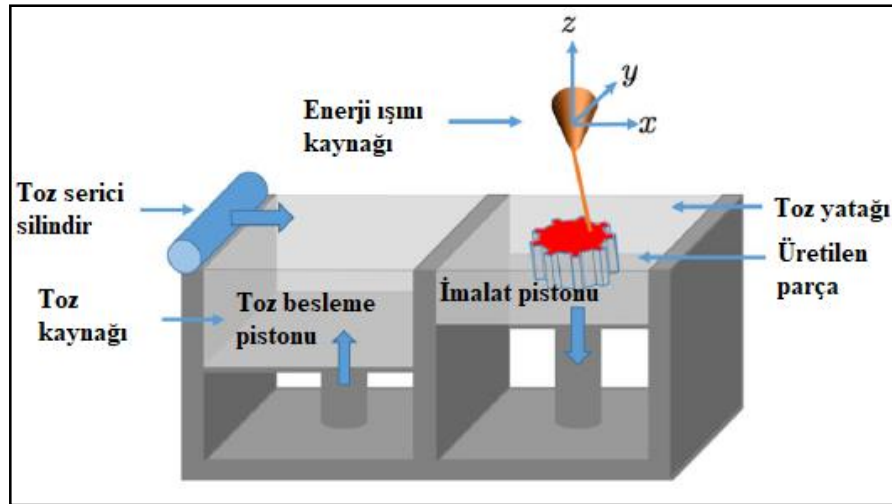
Şekil 2.7 : Kağıt tabakalandırma yöntemi [66].

2.1.7 Toz Yatağı Füzyonu

Üretim için toz yatağı kullanılan bu teknolojiye, bağlanma işlemi erime, sinterleme veya bağlayıcı bir madde ile gerçekleşir. En yaygın kullanılan toz yatağı füzyon teknolojileri SLS (Seçici Lazer Sinterleme) ve SLE yöntemleridir. Günümüzde bu teknoloji, parçaları hızlı ve verimli şekilde üretme yeteneği sayesinde metal malzemelerin üretiminde önemini korumaktadır [72].

2.1.7.1 Seçici lazer ergitme yöntemi

Toz serici silindir yardımıyla ince bir tabaka halinde toz yatağına serilen malzemenin sinterlenmesi için enerji kaynağı olarak yüksek güçlü bir lazer ışını kullanılır. Lazer ışını tarafından ısıtılan toz partikülleri arasında difüzyon işlemi gerçekleşir ve böylece malzeme yoğunlaşmaya başlar. Toz yatağındaki tabaka sinterlendiğinde, imalat pistonu ile aşağı doğru hareket eder ve yeni sinterlemenin başlaması için toz tabakası serilir. İmalat pistonunun aşağı inmesi ve silindirin toz serme döngüsü son ürün oluşana kadar devam eder. SLS ve SLE'nin üretim işleyişi aynıdır ancak SLE yönteminde malzemenin sinterlenmesi için kullanılan lazer ışını SLS'ye göre çok daha yüksektir. Daha güçlü bir enerji kaynağının kullanımı, toz partiküllerinde tam erime sağlar ve yoğun parçaların oluşumuna olanak tanır [73].



Şekil 2.8 : Toz yatağı füzyonu yöntemi [66].

2.2 Eklemeli İmalat ile Kafes Yapıların Üretimi

Kafes yapılarda biyolojik performans gözeneklilik, mekanik özellik ve hücre çoğalması kriterlerine bağlıdır. Kemik ve implant arasındaki hücre çoğalması, implantın başarı durumunda güçlü bir etkiye sahiptir. Bu nedenle osseointegrasyonun uyarılması için implantlarda kemik oluşumunu destekleyen malzemelerin kullanımı ve tasarımının yapılması önemli bir hedefdir [74]. Kafes yapıdaki implantlar, sahip oldukları birbirine bağlı gözenek ağı sayesinde hücre göçü, kan ve damar büyümesi için uygun ortamı sağlamaktadır [75]. Böylece kafes yapıları implantlar, düz yüzeyli implantlara göre daha iyi kemik entegrasyonu sağlamakta ve implant ömrünü iyileştirmektedir [76]. Son yıllarda karmaşık geometrilere sahip kafes yapıların üretimi için birçok yöntem kullanılmıştır [77]. Bunlar hızlı prototipleme, katı serbest biçimli imalat ve eklemeli imalat yöntemleri olarak sınıflandırılmıştır [78]. İmplant üretiminde eklemeli imalat teknolojisinin tercih edilmesi, gözeneklilik ve ağ yapısı üzerinde tam kontrol sağlamaktadır [79]. Böylece eklemeli imalat teknolojisi hasarlı ve hastalıklı doku ve organları onarmak için kafes yapı üretme potansiyeli sunmaktadır [80]. Bu teknolojiye uygun biyomalzemelerin geliştirilmesiyle birlikte kontrol edilebilir, tekrarlanabilir ve matematiksel olarak modellenen özelliğine sahip kafes yapıların üretilmesi hızla gelişen bir araştırma alanı haline gelmiştir.

2.3 Eklemeli İmalatta CoCr Alaşımlarının Kullanımı

CoCr alaşımları, diş implantlarından kardiyovasküler stentlere kadar birçok cerrahi uygulamada yaygın olarak kullanılmaktadır [81]. Mükemmel korozyon direnci, yüksek sertlik gibi olağanüstü mekanik özellikler sergileyen CoCr alaşımları bilinen en sert biyouyumlu malzemelerdir [82]. Son yıllarda, SLE tekniği sunduğu tasarım özgürlüğü ve hızlı prototipleme özellikleri sayesinde implant üretiminde geleneksel döküm yönteminin yerini almaya başlamıştır [83]. Ayrıca çalışmalar, eklemeli imalat ile üretilen aynı şekilli numunelerde mikro yapıya bağlı olarak kemik büyümesinin geleneksel yöntemle üretilenlere göre belirgin bir şekilde daha fazla olduğunu belirtmiştir [60]. Bu çalışmada kafes yapılar, hücre çoğalmasını arttırmak ve kemiğin implant içinde kilitlenmesine olanak sağlamak amacıyla eklemeli imalat teknolojisi ile üretilmiştir.

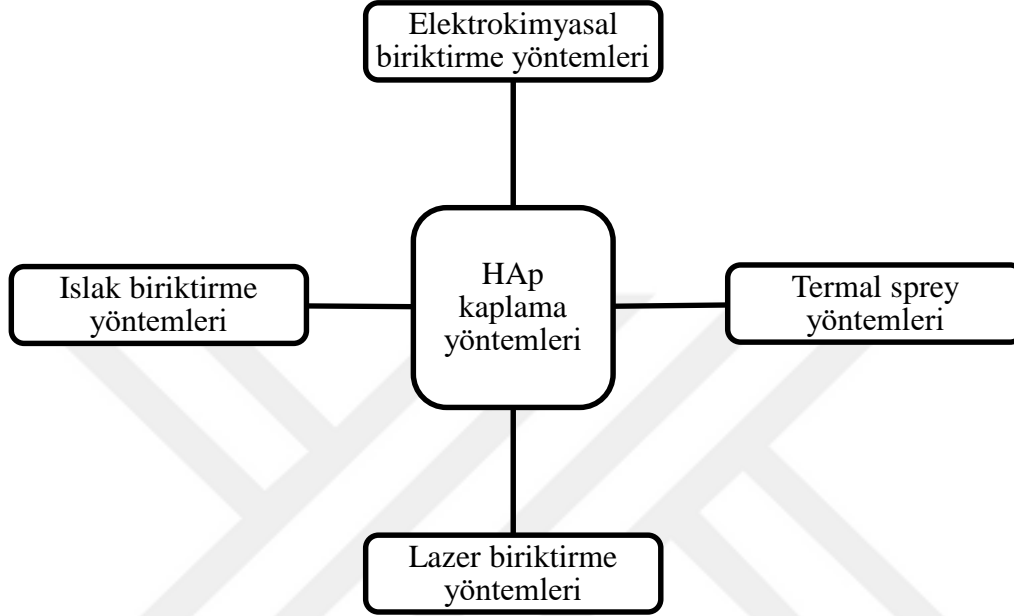
3. HAp KAPLAMA

Metal alaşımlar, üstün mekanik yetenekleri sayesinde yük taşıyan ortopedik uygulamalar için yaygın olarak kullanılmaktadır. Bu malzemeler, güçlü mekanik özelliklere sahip olmalarının yanında yetersiz biyouyumluluk dezavantajına sahiptir. Yetersiz biyouyumluluk, implantasyondan sonra korozyon, aşınma ve negatif doku reaksiyonu ve metal iyon salınımından kaynaklanan iltihaplanma gibi çeşitli sorunlara neden olmaktadır. Bu sorunlar osteoblast hücre gelişimini geciktirirerek iyileşme süresini uzatmakta ve hastada erken revizyon işlemine neden olmaktadır [84]. Metal alaşımların yüzey özellikleri, implantasyon başarısı ve doku gelişimini etkileyen ana faktördür. İmplant yüzeyi ve doku arasındaki etkileşimi arttırmak implant başarısının gelişiminin anahtarıdır [85]. Bu nedenle ortopedi ve dental uygulamalarda cerrahi implantların temel gereksinimi gelişmiş biyolojik ve mekanik özelliklerdir. Başarılı implantasyon için implantlar gerekli olan mekanik ve kimyasal özelliklerin kombinasyonuna sahip olacak şekilde tasarlanmalıdır. Yapılacak tasarım, hücre bağlanması ve çoğalmasının uyarılması için oldukça önemlidir [86]. Bu nedenle implant kemik arayüzünde doğal kemik oluşumunu sağlamak ve biyouyumluluğu arttırmak amacıyla metal implantlara yüzey modifikasyon işlemleri uygulanmalıdır [87]. İmplantların kemiğe bağlanması için temel gereksinim yüzeyde kemik benzeri apatit tabakasının oluşmasıdır [88]. Bu nedenle HAp kaplama insan kemiğine benzerliği sayesinde araştırmacıların ilgi odağı olmuştur [89]. Birçok araştırma HAp kaplamanın, implant uygulamalarında osseointegrasyonu arttırdığını kanıtlamıştır. HAp kaplama, kemik dokusuna benzer kristalografik yapısı ve kimyasal bileşimi ile canlı hücrelerle etkileşime girerek kemikle mükemmel kimyasal bağ oluşturmaktadır [90]. Bu nedenle HAp osteoiletkenliği sayesinde biyomedikal alanda metal alaşımları kaplamak için yaygın olarak kullanılmaktadır [91]. Ayrıca çalışmalar HAp'ın implant yüzeyi üzerinde bariyer görevi görerek metal iyon salınımını azalttığını göstermiştir [92].

3.1 HAp Kaplama Yöntemleri

HAp, implant yüzey özelliklerini geliştirmek amacıyla ortopedik ve dental alanda kaplama malzemesi olarak yaygın olarak kullanılan bir biyomateryaldir. Son zamanlarda implant uygulamalarında, osseointegrasyonu hızlandırmaya ve mekanik kilitlemeye yardımcı olan kafes yapıllı implantlar tercih edilmektedir [93]. Kafes yapıların yüzeylerine uygulanan HAp kaplama işlemi, osseointegrasyonu arttırarak bu süreci desteklemektedir [8].

Dolayısıyla, karmaşık geometriye sahip implantların başarılı bir şekilde kaplanabilmesi için uygun kaplama yönteminin tercih edilmesi önemlidir. İmplant uygulamalarında metal alaşım üzerine dört ana yöntem ile HAp kaplama yapılmıştır. Bu yöntemler; elektrokimyasal yöntemler, ıslak yöntemler, termal sprey ve lazer biriktirme yöntemleridir [94]. Şekil 3.1’de HAp kaplama yöntemlerinin şematik gösterimi verilmiştir.

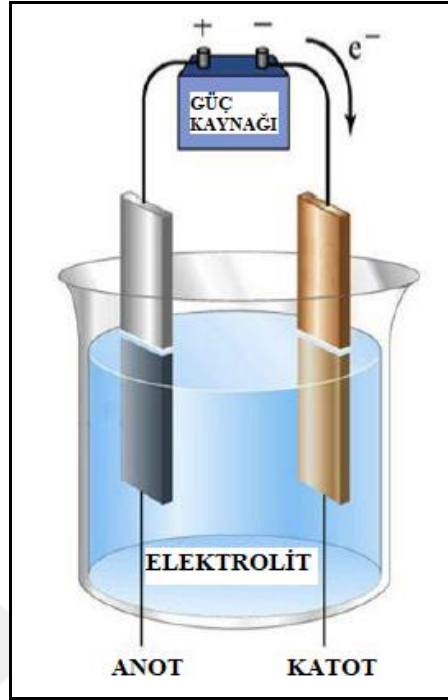


Şekil 3.1 : HAp kaplama yöntemleri.

3.1.1 Elektrokimyasal biriktirme yöntemleri

Biyomedikal uygulamalarda ince film kaplamaların üretilmesinde elektrokimyasal yöntemler yaygın olarak kullanılmaktadır [95]. EPD (Elektroforetik Biriktirme) en çok tercih edilen elektrokimyasal kaplama yöntemidir. Elektrokimyasal yöntemlerle HAp biriktirme, hızlı, tek tip kaplama oluşturma kabiliyetine sahiptir [96]. Ayrıca düşük maliyetli ekipman, kolay kurulum ve karmaşık geometrileri kaplayabilme özellikleri vardır. Ancak düşük yapışma mukavemeti ve kaplanmış yüzeyde oluşan çatlaklar bu yöntemin dezavantajlarıdır. Kaplama işlemi, sabit voltajda iki elektrotlu bir sistem ve kaplama süspansiyonu ile gerçekleşir. Başarılı bir kaplama elde etmek için HAp ve çözücü ile hazırlanan süspansiyonda partikül boyutunun $30\mu\text{m}$ 'yi geçmemesi önerilmiştir [97].

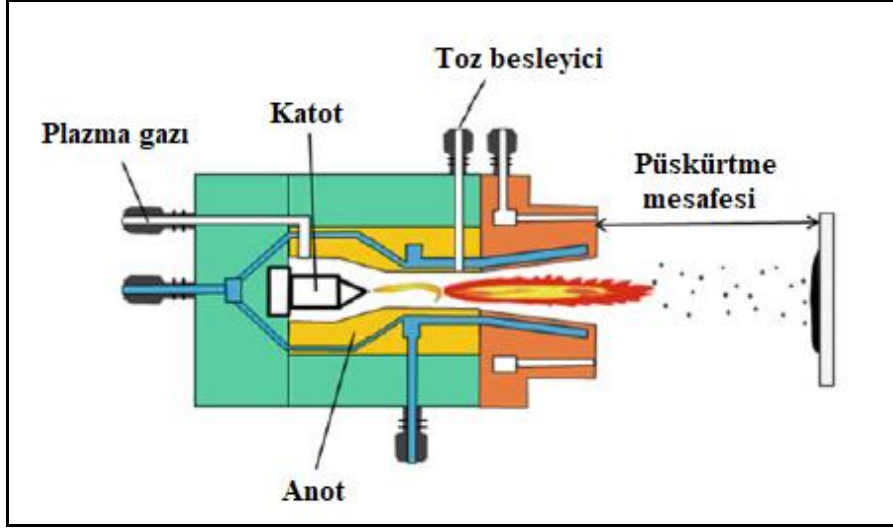
Süspansiyondaki dağılmış parçacıkların sıvı ortam içerisinde elektrik alanının etkisi ile hareket etmesi ve elektrot üzerine birikmesiyle kaplama işlemi gerçekleşir [98].



Şekil 3.2 : Elektrokimyasal biriktirme yöntemi [99].

3.1.2 Termal sprej yöntemleri

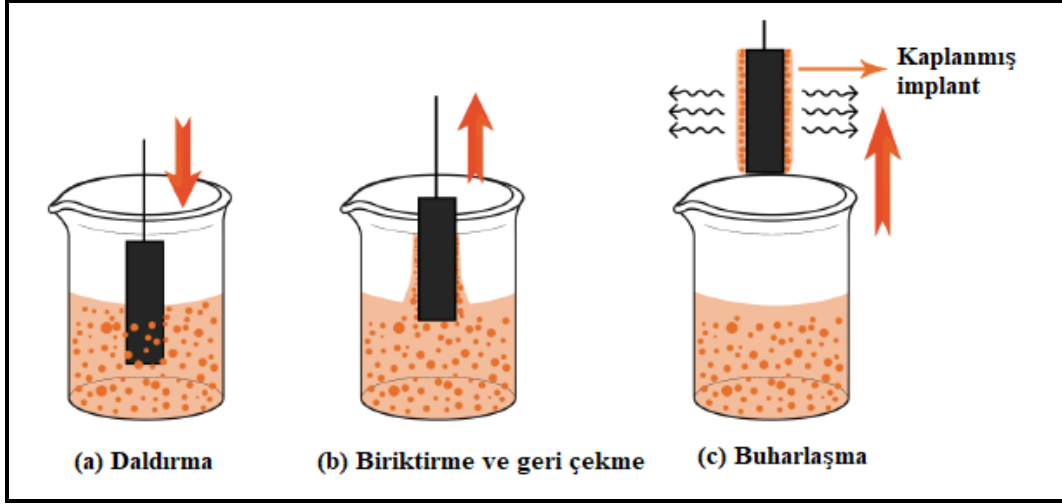
Termal sprej yöntemi, yüksek sıcaklıkta eritilmiş kaplama malzemesinin implant yüzeyine doğru itilerek birikmesi işlemidir [100]. Bu yöntem kullanılan enerji kaynağına göre; alev, elektrik ark ve plazma sprej olmak üzere üç ana başlıkta gruplandırılır. Plazma sprej implant yüzey özelliklerini geliştirmek için en sık kullanılan termal yöntemdir. İlk olarak öncü madde toz, sıvı veya süspansiyon olarak hazırlanır ve plazma jetine enjekte edilir. Plazma jeti öncü malzemeyi yüksek sıcaklıkta gaz yardımıyla sıkıştırarak iyonize bir plazmaya dönüştürür [101]. Eriyen öncü maddenin altlık malzeme yüzeyine püskürtülmesiyle kaplama işlemi tamamlanır. Termal sprej yöntemleri 30-200 nm kalınlığında HAp kaplama üretme potansiyeline sahiptir [84]. Ancak bu yöntem kaplama ve altlık malzeme arasında zayıf yapışma ve homojen olmayan kristallik dezavantajlarına sahiptir [102].



Şekil 3.3 : Plazma sprej yöntemi [103].

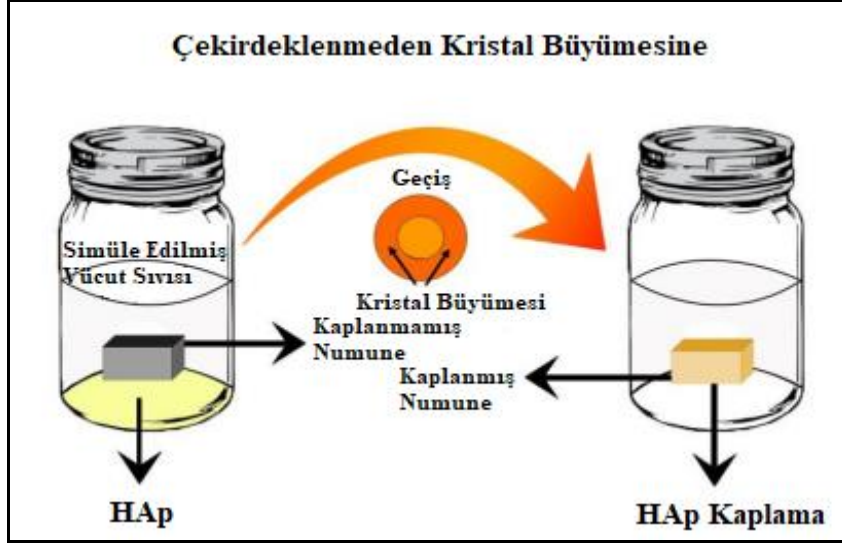
3.1.3 Islak biriktirme yöntemleri

Islak biriktirme yöntemleri, sol-jel ve biyomimetik kaplama olmak üzere ikiye ayrılır. Sol-jel yöntemi karmaşık geometrileri kaplama ve düşük işleme sıcaklığı gibi avantajları ile metal alaşımlar üzerine HAp kaplamaların geliştirilmesinde kullanılan en popüler yöntemlerdendir [104]. Bu yöntemde HAp kaplama işlemi için öncelikle Ca ve P öncülleri etanol ve saf sudan oluşan çözücüye eklenerek kaplama çözeltisi oluşturulur [105]. Hazırlanan çözelti, altlık malzeme yüzeyine daldırma, döndürme veya püskürtme yöntemleri kullanılarak biriktirilir. Daldırarak kaplama işlemi, altlık malzemenin kaplama çözeltisine daldırılmasıyla başlar. Altlık malzemenin çözücten çekilmesiyle ıslak HAp partikülleri yüzeyde birikir ve çözücülerin buharlaşmasıyla ince bir kaplama tabakası oluşur. Daldırarak kaplama, görüş alanı olmayan bir yöntem olduğundan karmaşık şekillere sahip yüzeylerin kısa sürede kaplanmasını sağlar. Ayrıca daldırma sayısının kontrol edilebilmesi, yüzeyde çok katmanlı kaplama üretebilme yeteneği sunar.



Şekil 3.4 : Daldırarak kaplama yöntemi [106].

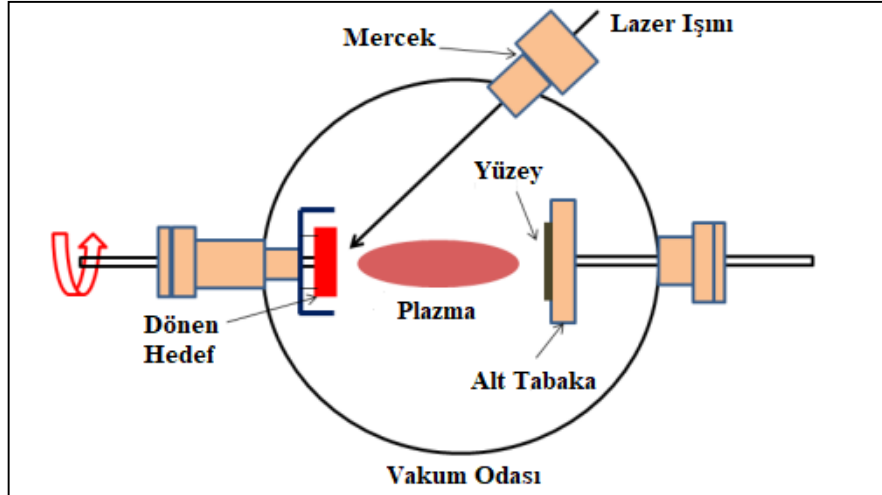
Bu nedenle daldırarak kaplama ile birleştirilen sol-jel yöntemi metal implantların kaplanması için oldukça basit ve etkin bir yöntemdir. Buna ek olarak, çalışmalar sol-jel yöntemi ile hazırlanan kaplamaların diğer yöntemlere kıyasla daha biyoaktif olduğunu bildirmiştir [107]. Literatür incelendiğinde, sol-jel yöntemi ile üretilen HAp kaplamaların kalsinasyon sıcaklığı, katman sayısı, çözeltinin kimyasal bileşimi ve altlık malzeme yüzeyi gibi işleme parametrelerinden etkilendiği görülmüştür. Biyomimetik yöntemde ise kaplama çözeltisi olarak SBF kullanılır. Altlık malzemeler, uygun sıcaklık ve pH değerinde ayarlanan SBF çözeltisine daldırılarak HAp kaplamalar oluşturulur. Rigo ve diğ. (2004) ve diğ. 37°C ve 7.25 pH değerinde SBF çözeltisi ile biyomimetik kaplama yapmıştır [108]. Bu yöntemde kaplama çözeltisi olarak vücut sıvısı kullanıldığından apatit tabakası doğal bir şekilde oluşmaktadır. Böylece kaplamalar altlık malzemeye daha iyi yapışma gücü göstermektedir [109]. Hobibovic ve diğ. (2002) yaptıkları çalışmada biyomimetik HAp kaplama yöntemi ile yoğun, homojen ve gözenekli kaplamalar elde etmişlerdir [110]. Ancak kaplama işleminin gerçekleşmesi için numunelerin SBF çözeltisinde ortalama 7-14 gün bekletilmesi gerekir ve bu da düşük kaplama hızına neden olmaktadır [111]. Bu sorunu çözmek ve süreci hızlandırmak için kaplama işleminden önce altlık malzemelere yüzey modifikasyonu gereklidir.



Şekil 3.5 : Biyomimetik kaplama yöntemi [107].

3.1.4 Lazer biriktirme yöntemleri

Son yıllarda, PLD (Darbeli Lazer Biriktirme) yöntemi, basit sistem kurulumu, çok çeşitli biriktirme koşulları ve daha geniş malzeme seçimi avantajlarıyla ince filmlerin biriktirilmesi için yaygın olarak kullanılmaktadır [112]. Yüksek vakumlu odada hedef malzeme üzerine lazer ışını gönderilir. Hedef malzemeden kopan atomlar ve iyonlar kaplanacak numune yüzeyine biriktirilir. Lazer darbelerinin sayısı ayarlanarak, istenen kalınlıkta kaplamalar oluşturulabilir [113].



Şekil 3.6 : Darbeli lazer biriktirme yöntemi [114].

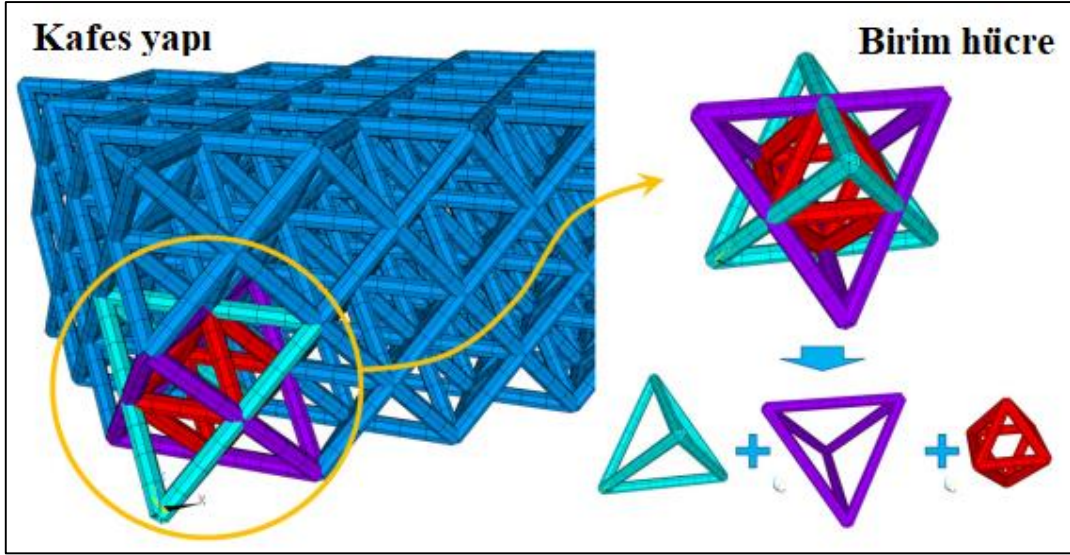
4. MATERYAL VE METOT

4.1 Kafes Yapıların Tasarımı

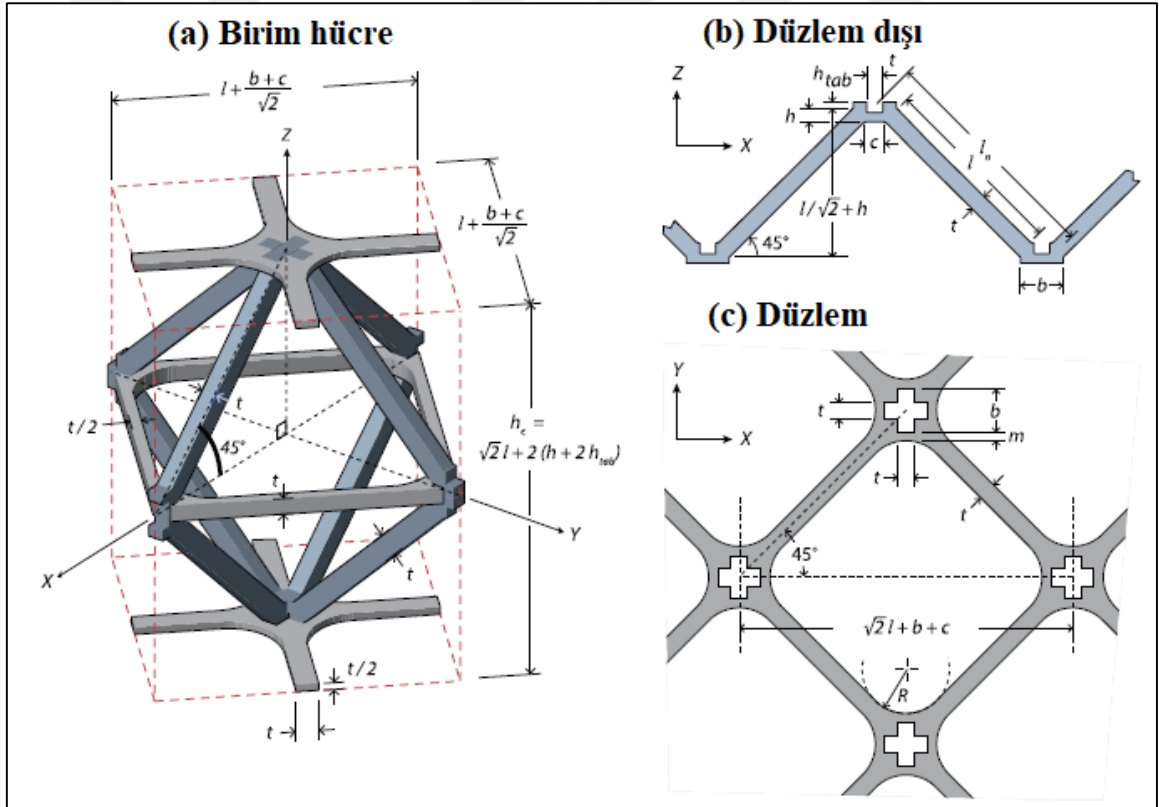
Son yıllarda eklemeli imalat teknolojisinin gelişmesiyle, geleneksel imalat yöntemleri ile üretilmeyen kafes yapılara olan ilgi giderek artmaktadır. Doku mühendisliğinde, hücre çoğalmasını ve büyümesini sağlayan aynı zamanda mekanik destek veren kafes yapı tasarımlarının geliştirilmesi hala devam eden bir araştırma konusudur. Kafes yapı tasarımı, uygun doku büyümesi için gerekli fiziksel ve kimyasal özellikleri karşılamaya yöneliktir. Kafes yapılar, üç boyutta birbirine bağlanan birim hücrelerin tekrarlanması ile oluşan yapılardır [17]. Bu işlem, birim hücrelerin köşelerinde, kenarlarında veya içinde bulunan düğümler, dikme olarak adlandırılan ince düz kirişlerle bağlanmasıyla gerçekleşir. Kafes yapılar dikme tabanlı, üçlü periyodik minimal yüzey ve kabuk kafes yapılar olmak üzere üç kategoride incelenmektedir. Üçgen, eşkenar dörtgen ve altıgen prizma gibi geometrik şekiller sahip birim hücreler bir araya gelerek kafes yapıları oluşturur. Kafes yapı tasarımı ile birim hücrelerin düğüm ve dikme sayıları ayarlanarak istenen yoğunlukta kafes yapılar elde edilmektedir. Bu çalışmada, kafes yapı birim hücre tasarımları Materialise Magics 22.03 bilgisayar destekli tasarım yazılımında bulunan CAD araçları kullanılarak oluşturulmuştur. Birim hücre geometrisinin kaplamaya etkisini incelemek amacıyla dört farklı kafes yapısında numune üretilmiştir. Bu çalışmada sekizli (Octet-truss), eşkenar dörtgen yüzeyli sekiz yüzlü küp (Rhombicuboctehedron), baklava dilimli oniki yüzlü (rhombicdodecahedron) ve elmas (Diamond) kafes yapılar kullanılmıştır.

4.1.1 Sekizli kafes yapı (Octet-truss)

Sekizli kafes yapı, düğümlerin YMK (Yüzey Merkezli Kübik) oluşturduğu dört yüzlü alt yüzeylerden oluşmaktadır. Şekil 4.1 ve Şekil 4.2’de sekizli kafes yapı ve birim hücresi verilmiştir. Kafesler enine kesitte $t \times t$ ve 45° eğim açısına sahiptir. Düğümler arasındaki serbest kiriş uzunluğu l olarak verilmiştir [115].



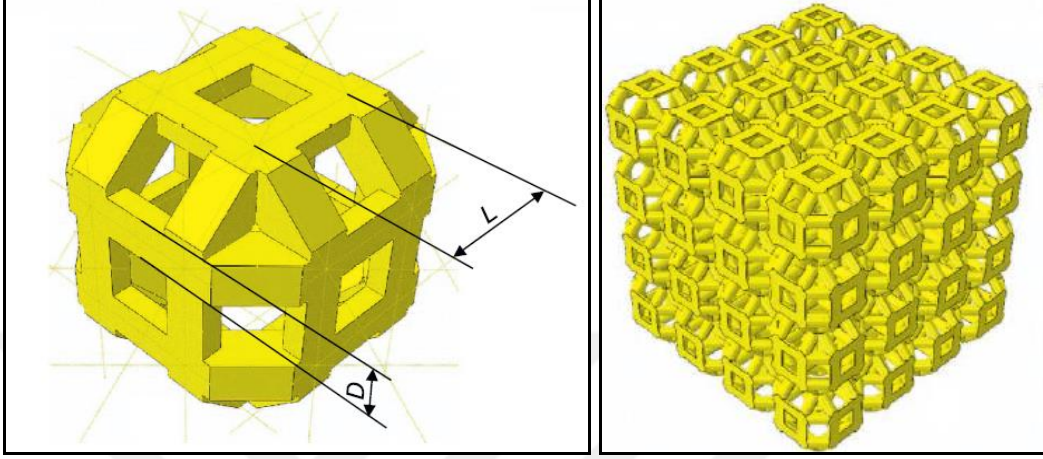
Şekil 4.1 : Sekizli kafes yapı ve birim hücresi [116].



Şekil 4.2 : Sekizli kafes yapı matematiksel ifadesi [115].

4.1.2 Eşkenar dörtgen yüzeyle sekiz yüzlü küp kafes yapısı (Rhombicuboctehedron)

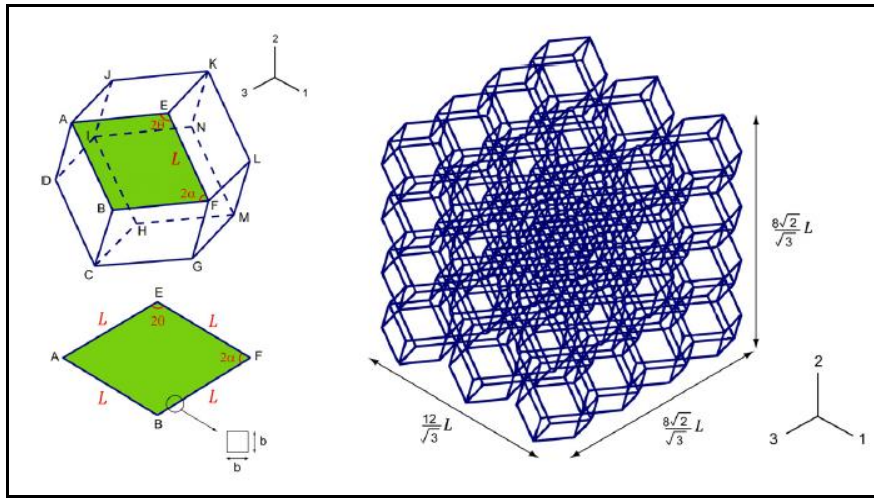
Şekil 4.3’de eşkenar dörtgen yüzeyle sekiz yüzlü küp kafes yapısı ve birim hücresi verilmiştir. Sekizgenin tüm kenarları eşit ve L uzunluğundadır. Birim hücrenin hacmi $Q \times Q \times Q$ olarak ifade edilmiştir. Q değeri $Q = L \cdot (1 + 2 \cos(\frac{\pi}{4}))$ formülü ile bulunur [117].



Şekil 4.3: Eşkenar dörtgen yüzeyle sekiz yüzlü küp kafes yapısı ve birim hücresi [117].

4.1.3 Baklava dilimli oniki yüzlü kafes yapısı (Rhombicdodecahedron)

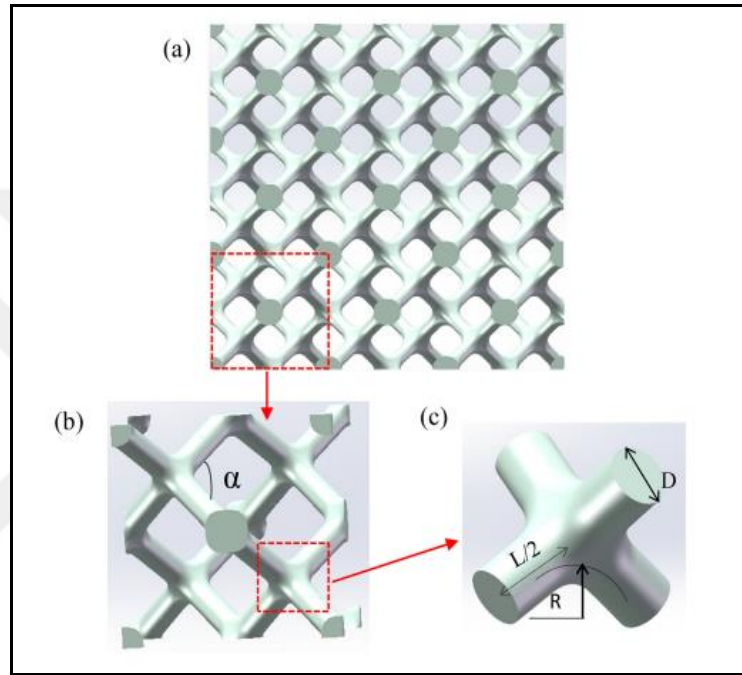
Baklava dilimli on iki yüzlü kafes yapısı, eşkenar dörtgen yüzey sahip birim hücrelerin tekrarlanması ile oluşmaktadır. Yapıyı oluşturan birim hücre Şekil 4.4’de verilmiştir. Bu birim hücreler, 24 kenar, 14 köşe ve 12 özdeş eşkenar dörtgen yüzeye sahiptir Eşkenar dörtgenler L kenar uzunluğu, $2\alpha = 2 \cot^{-1}\sqrt{2} \approx 70,53^\circ$ ve $2\theta = \tan^{-1}\sqrt{2} \approx 109,47^\circ$ açılara sahiptir. Birim hücrenin hacmi ise $V = 16L^3/3\sqrt{3}$ denklemi ile ifade edilmiştir [118].



Şekil 4.4 : Baklava dilimli oniki yüzlü kafes yapısı ve birim hücresi [118].

4.1.4 Elmas Kafes Yapı (Diamond)

Elmas kafes yapı, ondört düğüm ve onaltı eşit kenardan oluşan birim hücrelerden meydana gelen izotropik bir geometridir. Şekil 4.5’de elmas kafes yapı ve birim hücresi verilmiştir. Burada, kafes yapının geometrik parametreleri D payanda çapı, R yarıçap, L her bir payandanın uzunluğu ve yan uzunluk C olarak ifade edilmiştir. Birim hücre için ve L uzunluğu ve C yan uzunluk $2L = \sqrt{3}/8C$ formülü ile ilişkilidir. Payandalar arası açı $\alpha = 109^{\circ}28'$ ve payandalar ile yatay düzlem arasındaki açı $\theta = 35^{\circ}16'$ 'dir [119].



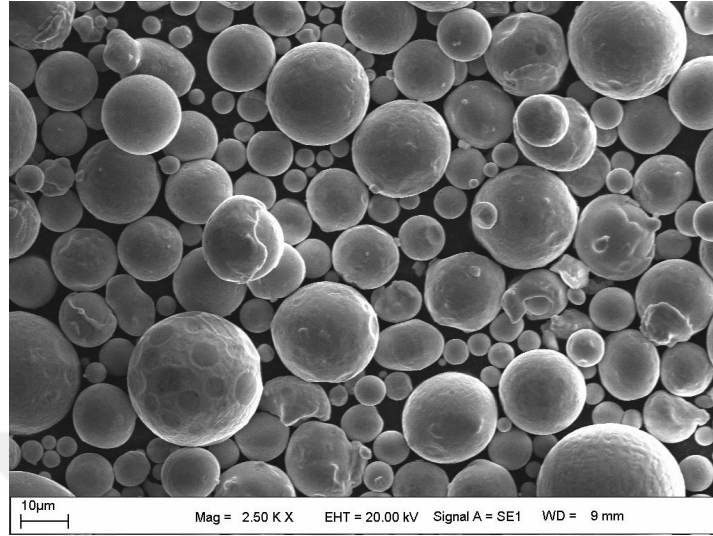
Şekil 4.5 : Elmas kafes yapı ve birim hücresi [119].

4.2 Kafes Yapıların Üretimi

4.2.1 CoCr tozunun özellikleri

Metalik biyomalzemeler, sahip oldukları üstün mekanik özellikleri sayesinde ortopedi ve diş uygulamalarında geniş kullanım alanına sahiptir. Ancak implant uygulamalarında kullanılan metal alaşımlar zamanla aşınmakta ve korozyona uğramaktadır. Buna bağlı olarak implant bölgesinde aseptik gevşeme meydana gelmektedir. Aseptik gevşeme implant bölgesinde metal iyon salınımı, iltihaplanma ve canlı hücreler üzerinde toksik etki oluşturmaktadır. Biyomedikal malzemeler arasında CoCr alaşımları en yüksek aşınma direncine sahiptir. Sonuç olarak, CoCr alaşımları implant uygulamalarının başarısı için tercih edilen biyomalzemelerdir.

Şekil 4.6’da numunelerin üretiminde kullanılan CoCr tozunun SEM görüntüsü verilmiştir. Deney numunelerinin üretiminde kullanılan CoCr tozunun tanecik boyutu 10-30 μ (mikron) ve küreseldir.



Şekil 4.6: CoCr tozu SEM görüntüsü.

SLE yöntemi ile üretilen CoCr alaşımının mekanik özellikleri Çizelge 4.1’de ve kimyasal kompozisyonu Çizelge 4.2’de verilmiştir.

Çizelge 4 1: CoCr alaşımının mekanik özellikleri.

Mekanik özellik	Akma Dayanımı (Mpa)	Maksimum Çekme Mukavemeti (MPa)	Uzama (%)	Elastisite Modülü (GPa)
Değer	580	1050	32	230

Çizelge 4 2 : CoCr alaşımının kimyasal kompozisyonu.

Element	Co	Cr	W	Si	C
Kompozisyon (% Ağılık)	58.85	26.30	12.62	1.13	1.1

4.2.2 Numunelerin SLE yöntemi ile üretilmesi

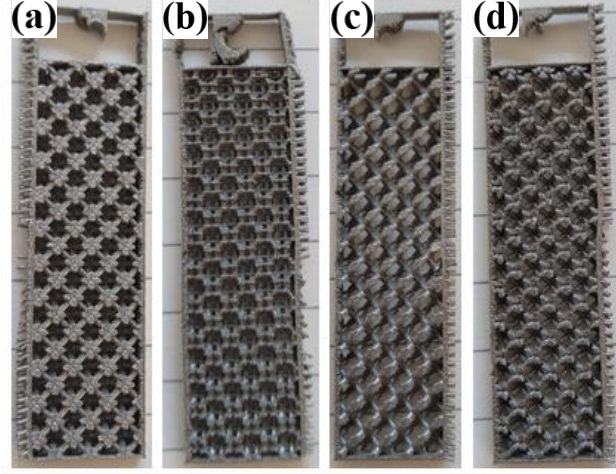
İlk olarak üretilecek kafes yapıların CAD modelleri tasarlanmıştır. Tasarlanan modeller STL formatına dönüştürülerek 90mm x 90 mm x 80 mm üretim hacmine sahip Şekil 4.7’de verilen MLAB CUSİNG SLE cihazına üretim için aktarılmıştır. Seçici lazer ergitme cihazı için seçilen parametreler Çizelge 4.3’de verilmiştir. SLE yöntemi ile üretilen kafes yapılar Şekil 4.8’de verilmiştir.



Şekil 4.7 : MLAB CUSING SLE cihazı.

Çizelge 4 3 : Seçici lazer ergitme cihazı üretim parametreleri.

Üretim Parametreleri	Birim	Değerler
Lazer gücü	(W)	80
Tarama hızı	(mm/s)	700
Lazer çapı	(μ m)	50
Lazer tipi		Fiber lazer
Toz boyutu	(μ m)	15-50
Katman kalınlığı	(μ m)	20
Atıl gaz		Argon



Şekil 4.8 : Üretilen kafes yapılar: (a)Sekizli kafes yapı. (b) Eşkenar dörtgen yüzeyli sekiz yüzlü küp kafes yapı. (c)Baklava dilimli oniki yüzlü kafes yapı. (d)Elmas kafes yapı.

4.3 Kaplama İşlemi

4.3.1 Yüzeylerin kaplama işlemine hazırlanması

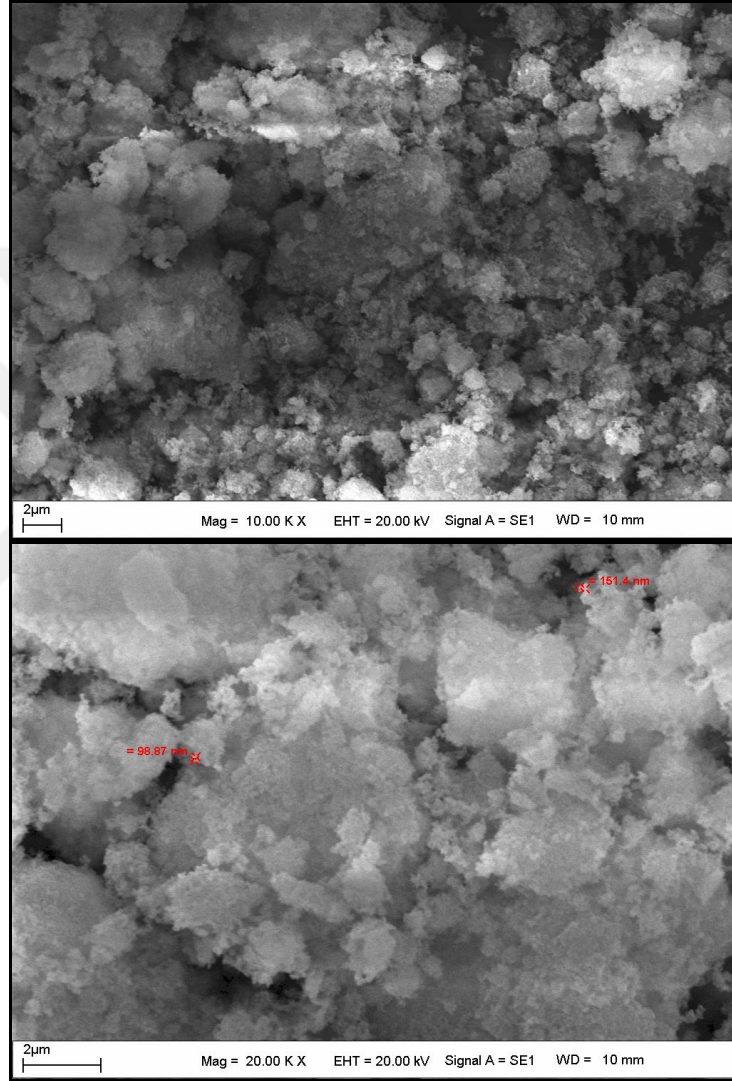
Kaplama işlemi için dört farklı kafes yapısına sahip numune kullanılmıştır. Homojen bir kaplama elde etmek ve yüzey kalitesini geliştirmek için numuneler ilk olarak etanol ve distile su ile yıkanmıştır. Daha sonra kumlama işlemi uygulanarak yüzeyler parlatılmış ve ultrasonik yıkama yapılarak temizlenmiştir. Kaplamaya hazır hale gelen numuneler vakumlanarak paketlenmiş ve kaplama işlemine kadar steril bir şekilde bekletilmiştir.



Şekil 4.9 : Ultrasonik yıkama yapılan numuneler.

4.3.2 HAp tozu özellikleri

Kaplamada işleminde kullanılan nano HAp tozu BROGEN Moleküler Genetik Tıbbi Cihazlar tarafından ticari olarak temin edilmiştir. HAp tozunun mikro yapısı SEM analizi incelenmiş ve partikül boyutu ölçülmüştür. Yapılan analiz sonucunda HAp tozunun nano boyutu ortalama 98.87-151.4 nm aralığında ölçülmüştür. HAp tozunun SEM görüntüsü Şekil 4.10'da verilmiştir.



Şekil 4.10 : HAp tozu SEM görüntüsü.

4.3.3 Sol-jel yöntemi

Sol-jel yöntemi, 3B geometrik şekillerin kaplanmasına olanak sağlayan ıslak kimyasal biriktirme yöntemidir. Çözücü sıvı içerisine 1-500 nm boyutunda katı partüküllün eklenmesi ile sol olarak adlandırılan çözelti oluşur. Hazırlanan kaplama çözeltisi altlık malzeme üzerinde daldırma ve döndürme gibi çeşitli yöntemlerle biriktirilir. Bu çalışmada farklı HAp konsantrasyonlarında dört adet kaplama çözeltisi sol-jel yöntemiyle hazırlanmıştır. Kaplama çözeltisi için ilk olarak 50ml etanol içerisine %1 HAp tozu eklenerek 24 saat manyetik karıştırıcıda karıştırılmıştır. Karışma işleminden sonra çözelti, 24 saat oda sıcaklığında bekletilerek yaşlandırma işlemi yapılmıştır. Daha sonra çözelti içerisine 1 damla %25 derişime sahip Amonyak solüsyonu kontrollü bir şekilde eklenerek pH değeri 9 civarında ayarlanmıştır.



Şekil 4.11 : Kaplama işlemi akış şeması.

Böylece çözelti, kaplama işlemi için hazır hale getirilmiştir. Steril bir şekilde bekletilen numuneler daldırarak kaplama cihazı kullanılarak kaplanmıştır. Bu işlem için numuneler cihaz içerisindeki mandala standart olarak belirli bir bölgeden sabitlenmiştir. Kaplama çözeltisi de cihaz içerisine yerleştirilerek 10 cm dak⁻¹ daldırma hızında kaplama işlemi başlamıştır. Kaplanmış numuneler 1 gün oda koşullarında kurutulmuştur. Bu işlem sırasıyla %3, %5 ve %10 HAp konsantrasyonlarında çözeltiler hazırlanarak tekrarlanmış ve kaplama gerçekleştirilmiştir.



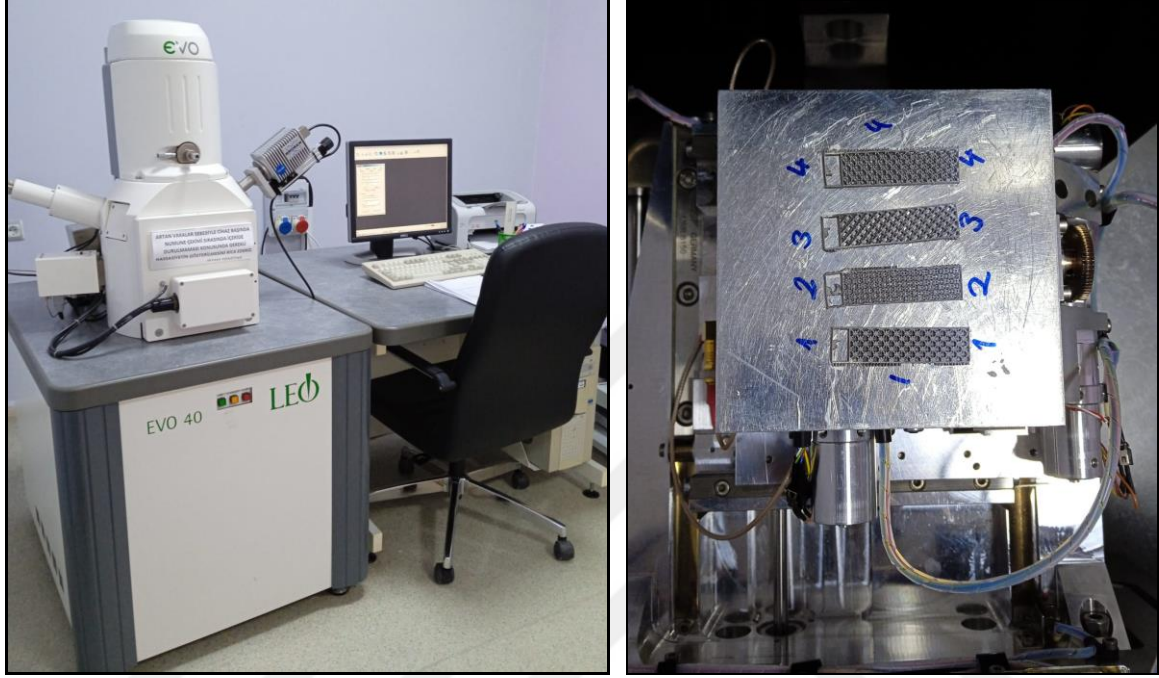
Şekil 4.12 : Daldırarak kaplama cihazı.

4.4 Kaplamanın Karakterizasyonu

4.4.1 SEM, EDS analizi

SLE yöntemiyle üretilen ve HAp kaplama uygulanan kafes yapıların yüzey morfolojileri taramalı elektron mikroskobu ile incelenmiştir. SEM analizi EVO Brand40 marka cihaz ile yapılmıştır. Şekil 4.13'de SEM analizi için kullanılan cihazın görüntüsü verilmiştir. Kaplamalardan daha yüksek büyütmede görüntü alabilmek için ilk olarak numunelere gümüş kaplama işlemi uygulanarak iletkenliği artırılmıştır. Hazırlanan numuneler tablaya dizilerek cihaz haznesine yerleştirilmiştir. SEM analizinde, elektron tabancasından çıkan elektronlar elektromıknatıslar yardımıyla odaklanarak numune yüzeyine gelir. Odaklanan elektronlar numune yüzeyini piksel piksel tarar ve yüzeyden yayılan elektron ve X-ışınları dedektörler tarafından algılanarak görüntü oluşur. Sırasıyla kaplanmamış ve kaplanmış numunelerden görüntü alınarak yüzeyleri karşılaştırılmıştır.

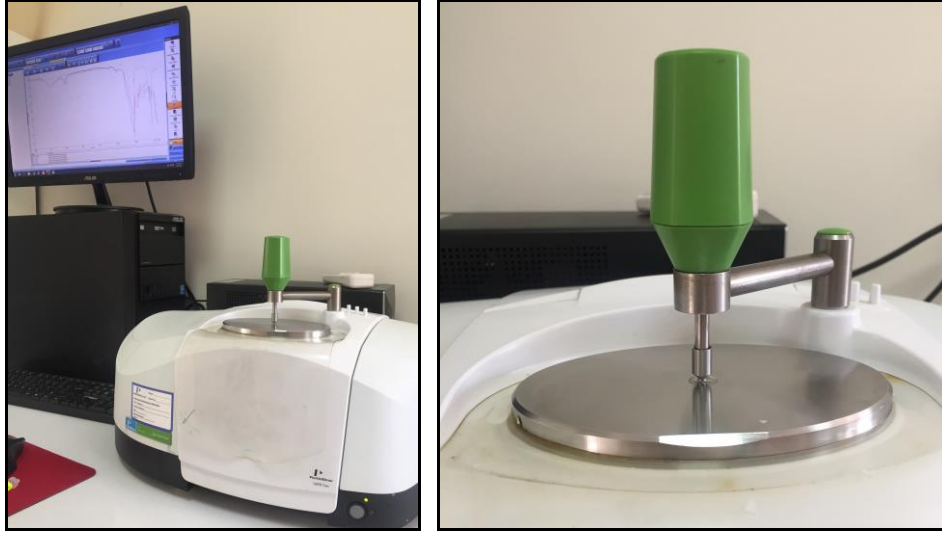
Görüntüler, kafes yapılı, düz yüzeyle ve döküm numunelerden alınmıştır. Ayrıca kafes yapıların üretiminde kullanılan CoCr tozundan ve kaplama işleminde kullanılan HAp tozundan SEM görüntüsü alınmıştır. SEM analizine ek olarak aynı cihazda numunelerin elemental analizi, EDS (Enerji dağılım spektrometre) analizi ve haritalama yapılarak incelenmiştir.



Şekil 4.13 : EVO Brand40 marka SEM cihazı.

4.4.2 FTIR analizi

FTIR analizi ile malzemenin bağ türleri ve moleküler yapısı incelenmektedir. Analiz için kaplanan numuneler cihazdaki ATR ünitesine yerleştirilmiş ve üzerine basınç uygulanmıştır. FTIR analizinde numuneye değişik dalga boylarında ışınlar gönderilir ve bu ışınlar yüzeye çarparak dedektöre yansır. Dedektörde oluşan veriler bilgisayara aktarılır ve Fourier dönüşüm matematiksel işlemi ile spektruma dönüşür. Monitörde oluşan spektrumlar sayesinde numunenin bağ türleri ve moleküler yapısı karakterize edilir ve analiz tamamlanır. Analiz için kullanılan FTIR cihazı Şekil 4.14’de verilmiştir.



Şekil 4.14 : FTIR cihazı.

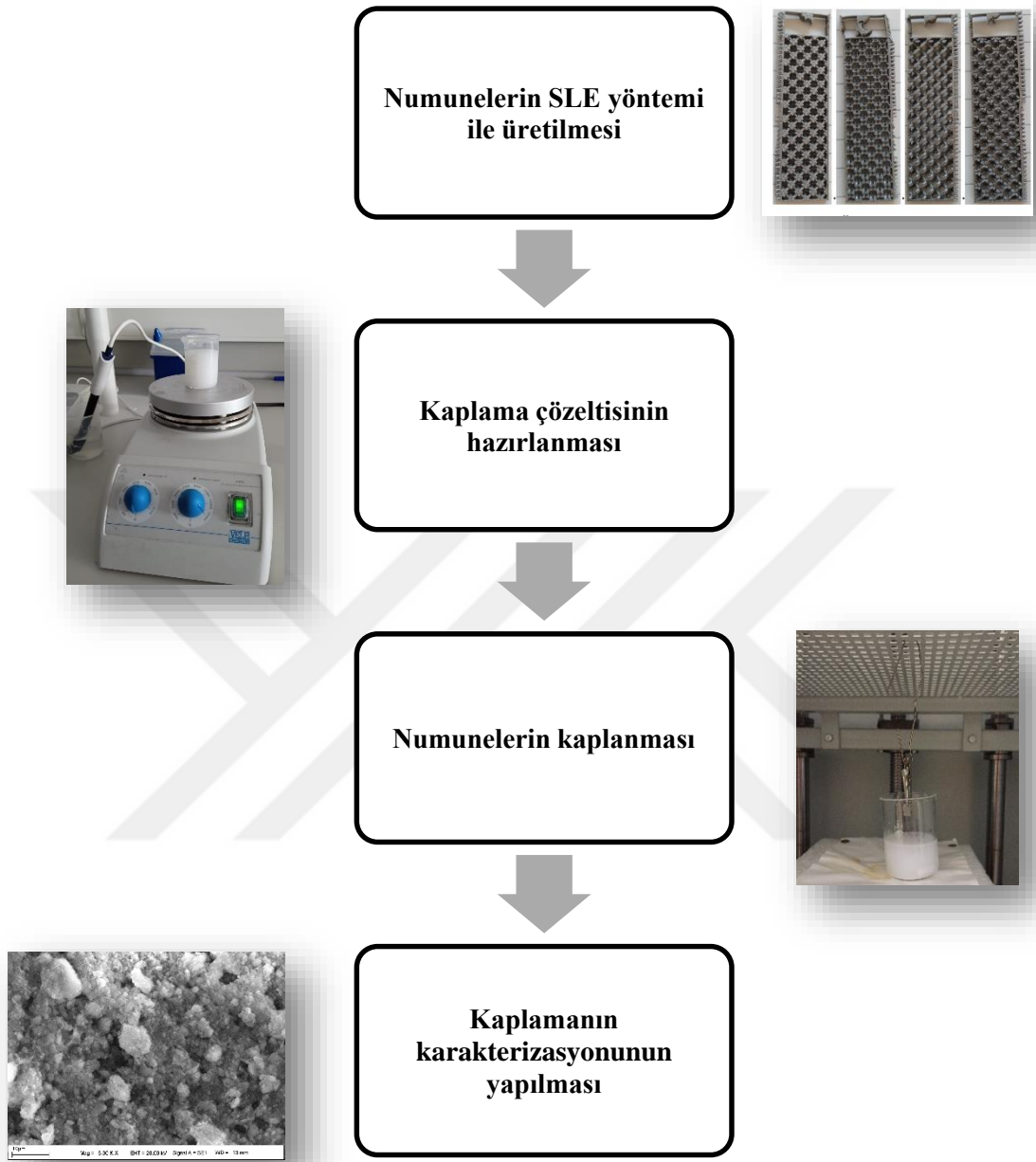
4.4.3 Yüzey pürüzlülüğü ölçümü

Numune yüzeyinin nominal çizgisinin altında ve üstünde kalan düzensiz sapsmalara yüzey pürüzlülüğü denir. Kaplama işleminden önce ve sonra numunelerin, Ra (Aritmetik yüzey pürüzlülüğü), ölçülerek incelenmiştir. Numune yüzeylerinden dört ölçüm yapılarak ortalaması alınmıştır. Ölçüm için ISO1997 standartlarında 0.25 örneklem uzunluğu ve 0.5mm/s prob hızına sahip Şekil 4.15’de verilen TIME TR-200 cihazı kullanılmıştır.



Şekil 4.15 : Yüzey pürüzlülüğü ölçüm cihazı.

4.5 Çalışmanın Organizasyon Şeması

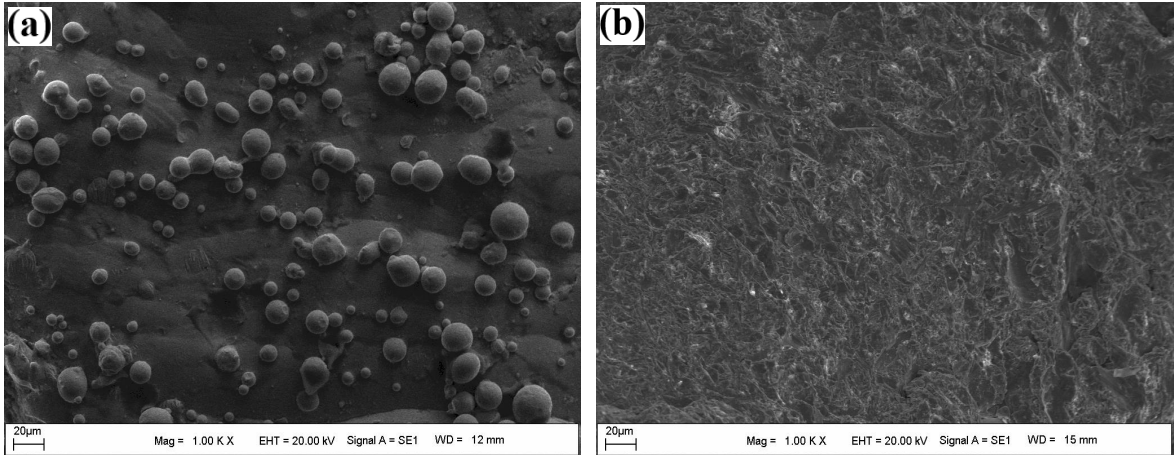


Şekil 4.16 : Çalışmanın organizasyon şeması.

5. DENEYSEL BULGULAR VE DEĞERLENDİRİLMESİ

5.1 Kaplamaların Değerlendirilmesi

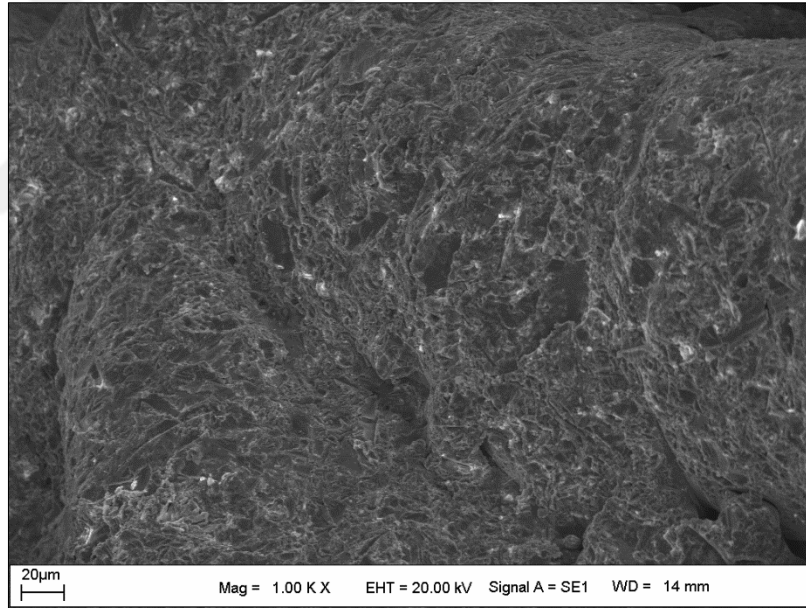
Bu bölümde eklemeli imalat teknolojisi olan SLE yöntemi kullanılarak kafes yapılı numuneler ve düz yüzeyli numuneler üretilmiştir. CoCr alaşımlı kafes yapıların ve düz yüzeylerin HAp kaplanabilirliği araştırılmış ve deneysel bulgular bu bölümde verilmiştir. Ayrıca geleneksel imalat yöntemi olan döküm ile üretilen numuneler ticari bir medikal firmasından temin edilmiş ve aynı standartlarda kaplama işlemi uygulanmıştır. Eklemeli imalat teknolojisi ve döküm yönteminin HAp kaplamaya etkisi araştırılmıştır. Eklemeli imalat teknolojisi ile üretilen numuneler kafes yapı ve düz yüzey olmak üzere iki farklı yüzeyde üretilmiş ve etkileri incelenmiştir. Kafes yapıya sahip numuneler ise kendi arasında dört farklı geometride üretilmiş ve farklı HAp konsantrasyonlarında kaplama uygulanmıştır. Numunelerin mikro yapıları ve kaplama morfolojileri SEM, EDS, analitik haritalandırma ve FTIR analizleri ile incelenerek karakterizasyonu yapılmıştır. Kaplama morfolojisini kıyaslayabilmek ve net bir şekilde gözlemleyebilmek amacıyla numunelerden hem kaplama öncesi hem de kaplama sonrası SEM görüntüleri alınarak karşılaştırılmıştır. Ayrıca yüzeylerin kaplama işlemi için uygun hale gelmesi ve eklemeli imalat sonucu yüzeyde oluşan partiküllerin temizlenmesi için kumlama işlemi yapılmıştır. Şekil 5.1’de kumlama işlemi öncesi ve sonrası alınan 1000X büyütmede SEM görüntüleri verilmiştir.



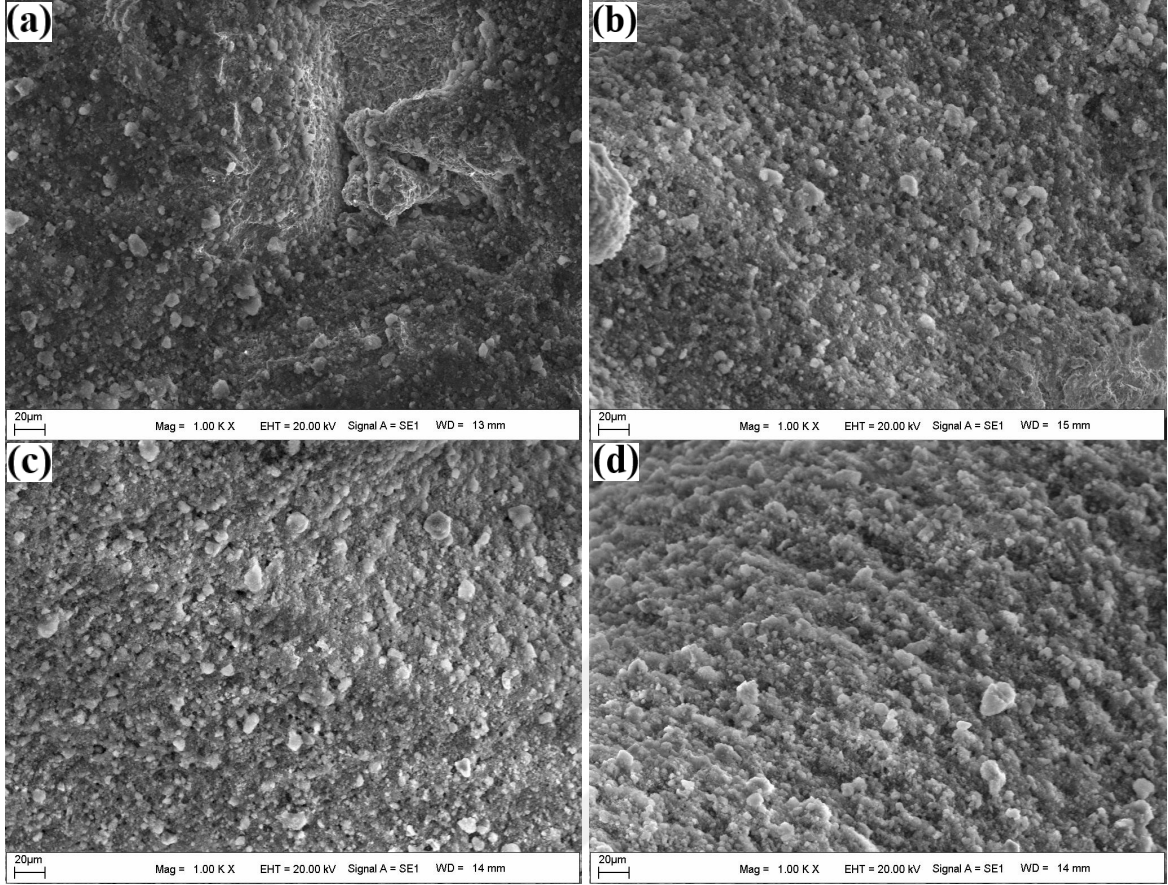
Şekil 5.1 : Kumlanmamış ve kumlanmamış numune yüzeyleri: (a)Kumlanmamış numune yüzeyi. (b)Kumlanmış numune yüzeyi.

5.2 Çözeltideki HAp Konsantrasyonunun Kaplamaya Etkisi

Numunelere %1, %3, %5 ve %10 HAp konsantrasyonlarında kaplama uygulanmış ve SEM analizi ile incelenmiştir. Numune olarak sekizli kafes yapı seçilmiş ve görüntüler kafes yapının orta bölgelerinden alınmıştır. Yapılan analiz sonucunda %1, %3, %5 ve %10 HAp konsantrasyonlarında uygulanan kaplamanın numune yüzeyine tutunduğu görülmüştür. En başarılı sonuç, %10 HAp konsantrasyonunda yapılan kaplama ile elde edilmiştir. Çözeltideki HAp konsantrasyonu kaplama morfolojisini önemli ölçüde etkilemiştir. HAp konsantrasyonunun artmasıyla numune yüzeyinde daha yoğun ve belirgin kaplama elde edilmiştir. Zheng vd. çalışmalarında farklı HAp konsantrasyonlarında kaplama yapmış ve artan HAp konsantrasyonunun daha düzgün ve yoğun kaplama oluşturduğunu belirtmişlerdir [120]. Farklı HAp konsantrasyonlarında yapılan kaplamanın 1000X SEM görüntüleri Şekil 5.3'de verilmiştir. Kıyaslama yapabilmek ve HAp kaplama morfolojisini daha net yorumlayabilmek için kaplanmamış numunenin SEM görüntüsü Şekil 5.2'de verilmiştir.



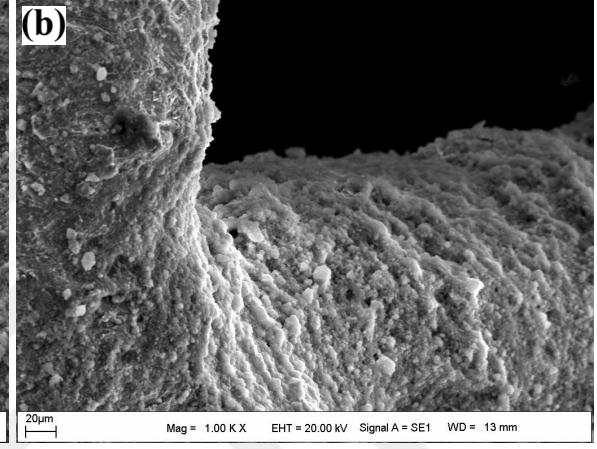
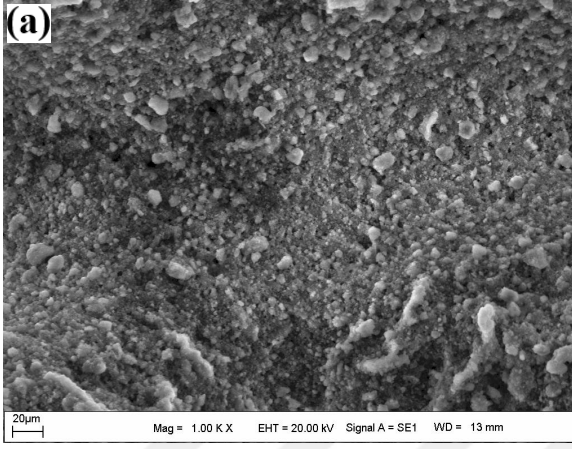
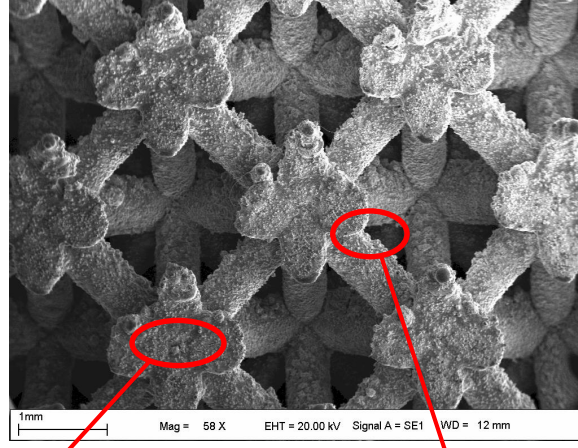
Şekil 5.2 : Kaplanmamış numune yüzeyi.



Şekil 5.3 : Farklı konsantrasyonlarda HAp kaplanmış sekizli kafes yapı: (a) %1 HAp kaplama. (b) %3 HAp kaplama. (c) %5 HAp kaplama. (d) %10 HAp kaplama.

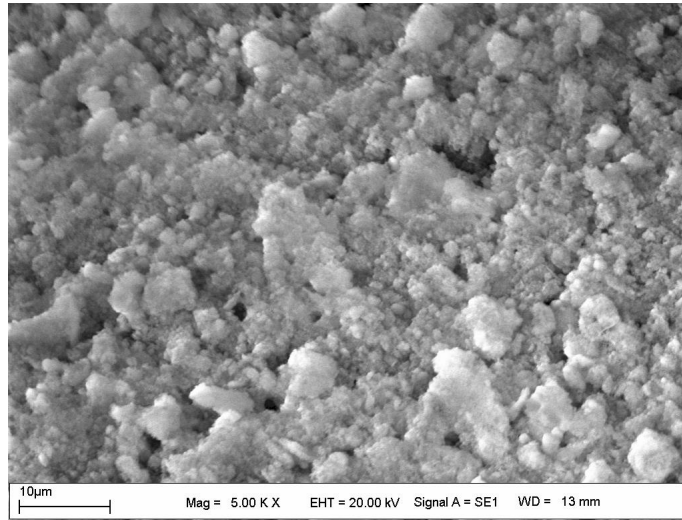
5.3 Kavite Bölge ve Orta Bölgelerin Kaplamaya Etkisi

Farklı geometrilerde üretilen kafes yapıların yüzeyi kavite bölge ve orta bölgelerden oluşmaktadır. Kavite, kemik üzerinde açılan yuva, boşluk anlamına gelmektedir. Bu bölgelerdeki kaplama tutunmasını araştırmak amacıyla %10 HAp kaplama uygulanan kafes yapıların kavite ve orta bölgelerinden 1000X büyütmede SEM görüntüleri alınmıştır. HAp partiküllerini daha net görebilmek ve değerlendirebilmek için kaplamanın yoğun olduğu %10 HAp konsantrasyonu tercih edilmiştir. Görüntüler incelendiğinde, kafes yapı yüzeyindeki kavite ve orta bölgelerde kaplama morfolojisinin değiştiği görülmüştür. Kavite bölgeler, orta bölgelere kıyasla daha yoğun bir şekilde kaplanmıştır. Bunun sebebinin HAp partiküllerinin kavite bölgelere birikmesi ve böylece daha yoğun bir kaplama tabakası oluşturması olduğu düşünülmektedir. Ayrıca kafes yapı geometrilerinin kaplanma dereceleri arasında belirgin bir fark gözlenmemiştir.

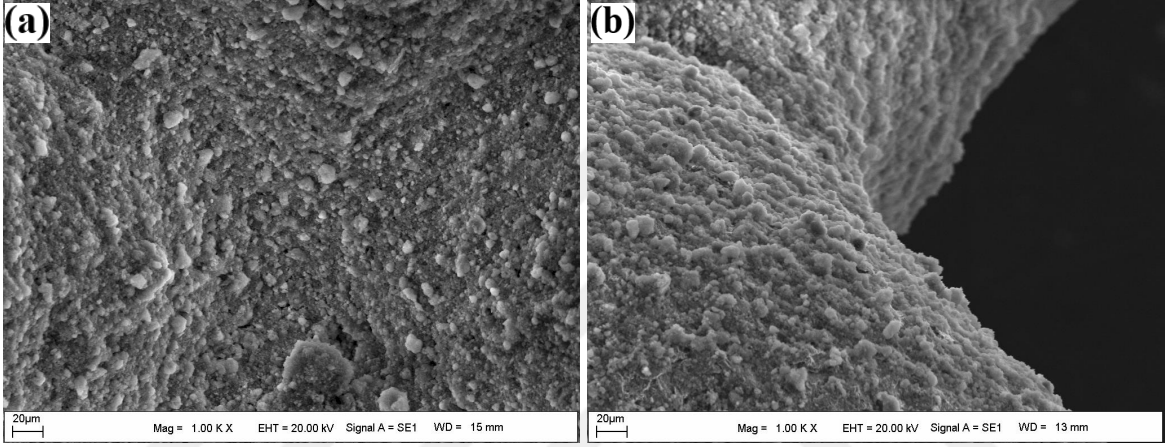
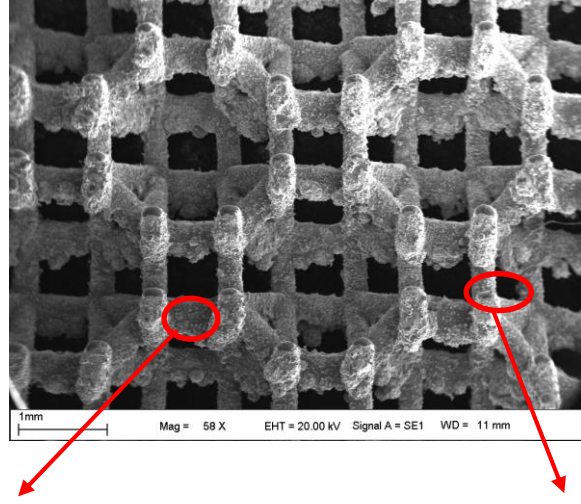


Şekil 5.4 : Sekizli kafes yapı orta bölge ve kavite bölgesi: (a)Orta bölge. (b) Kavite bölgesi.

Sekizli kafes yapı kaplama morfolojisinin 5000X büyütmede alınan görüntüsü Şekil 5.5’de verilmiştir.

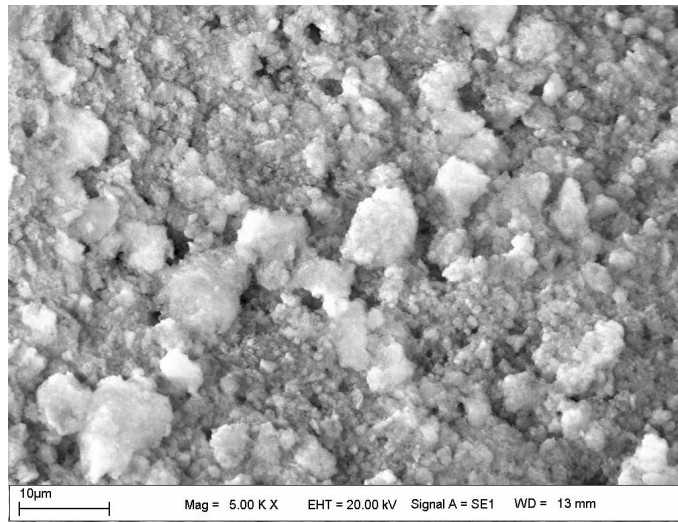


Şekil 5.5 : Kaplamanın 5000X büyütmede SEM görüntüsü.

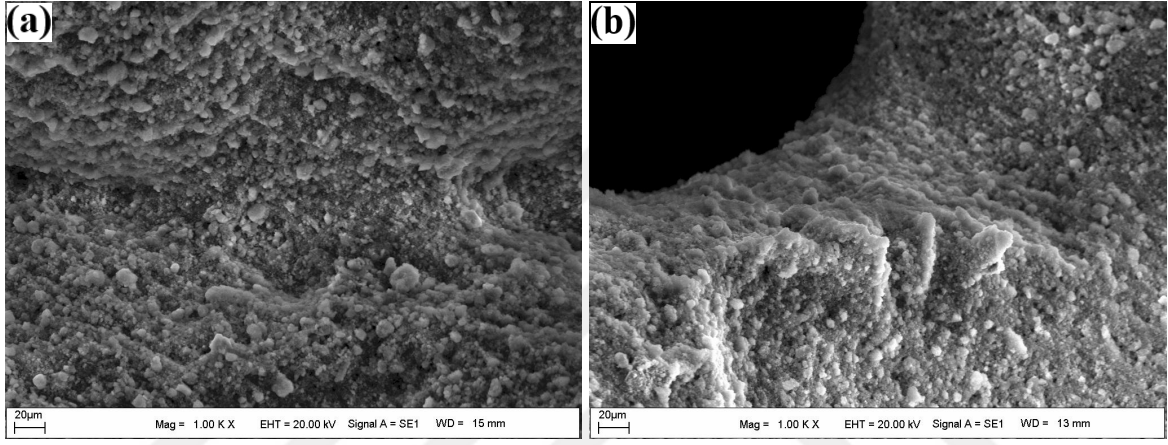
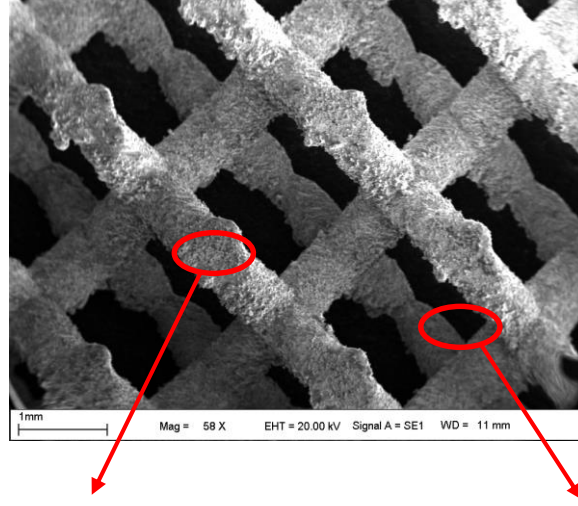


Şekil 5.6 : Eşkenar dörtgen yüzeyli sekiz yüzlü küp kafes yapı orta bölge ve kavite bölgesi: (a)Orta bölge. (b) Kavite bölgesi.

Eşkenar dörtgen yüzeli sekiz yüzlü küp kafes yapı kaplama morfolojisinin 5000X büyütmede alınan görüntüsü Şekil 5.7’de verilmiştir.

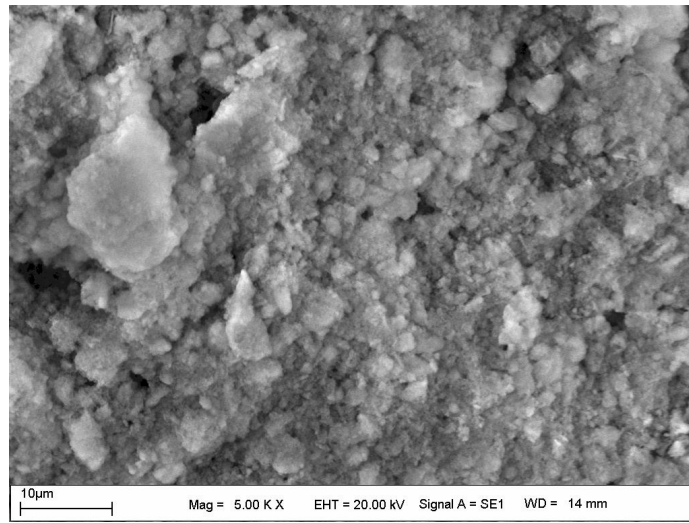


Şekil 5.7 : Kaplamanın 5000X büyütmede SEM görüntüsü.

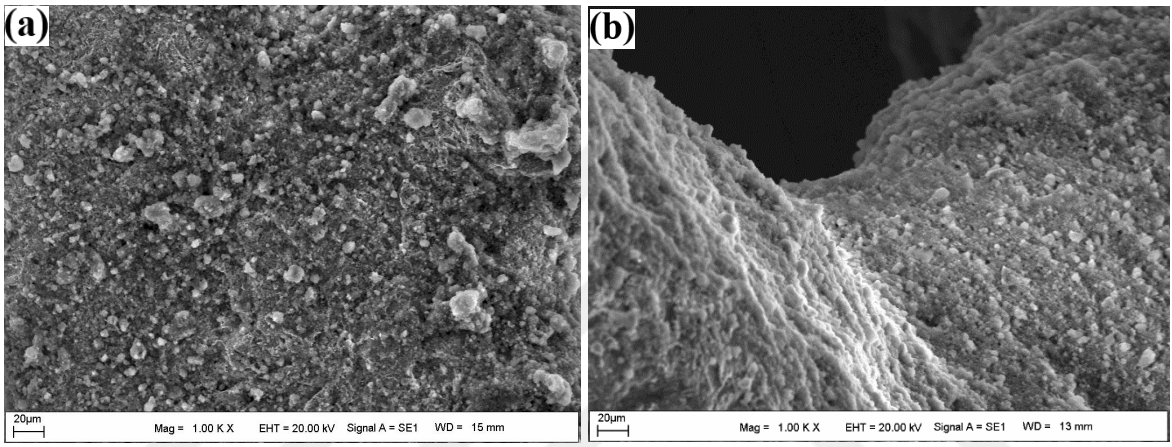
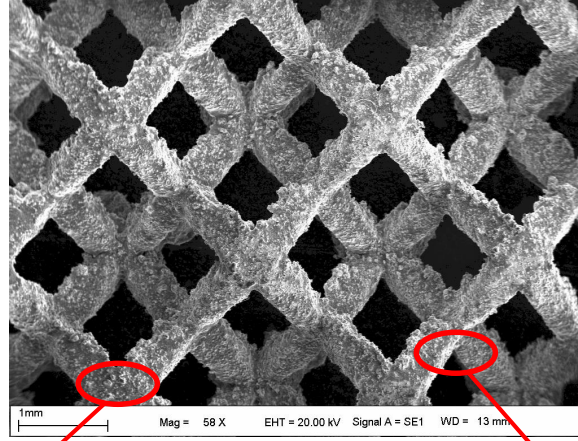


Şekil 5.8 : Baklava dilimli oniki yüzlü küp kafes yapı orta bölge ve kavite bölgesi: (a)Orta bölge. (b) Kavite bölgesi.

Baklava dilimli oniki yüzlü küp kafes yapı kaplama morfolojisinin 5000X büyütmede alınan görüntüsü Şekil 5.9’da verilmiştir.

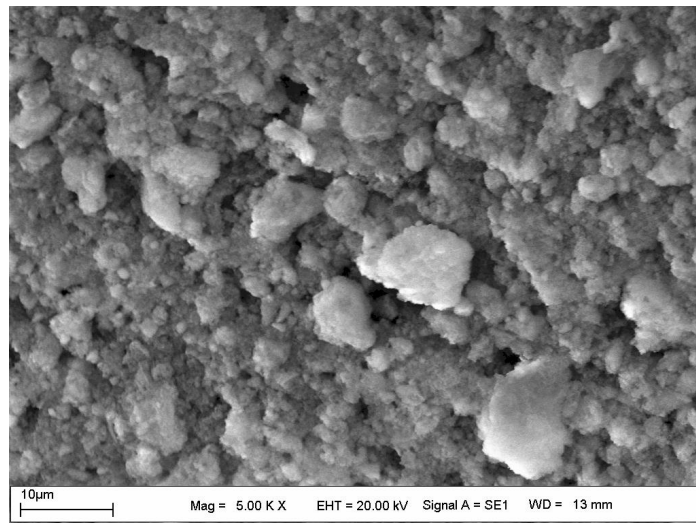


Şekil 5.9 : Kaplamanın 5000X büyütmede SEM görüntüsü.



Şekil 5.10 : Elmas kafes yapı orta bölge ve kavite bölgesi: (a)Orta bölge. (b) Kavite bölgesi.

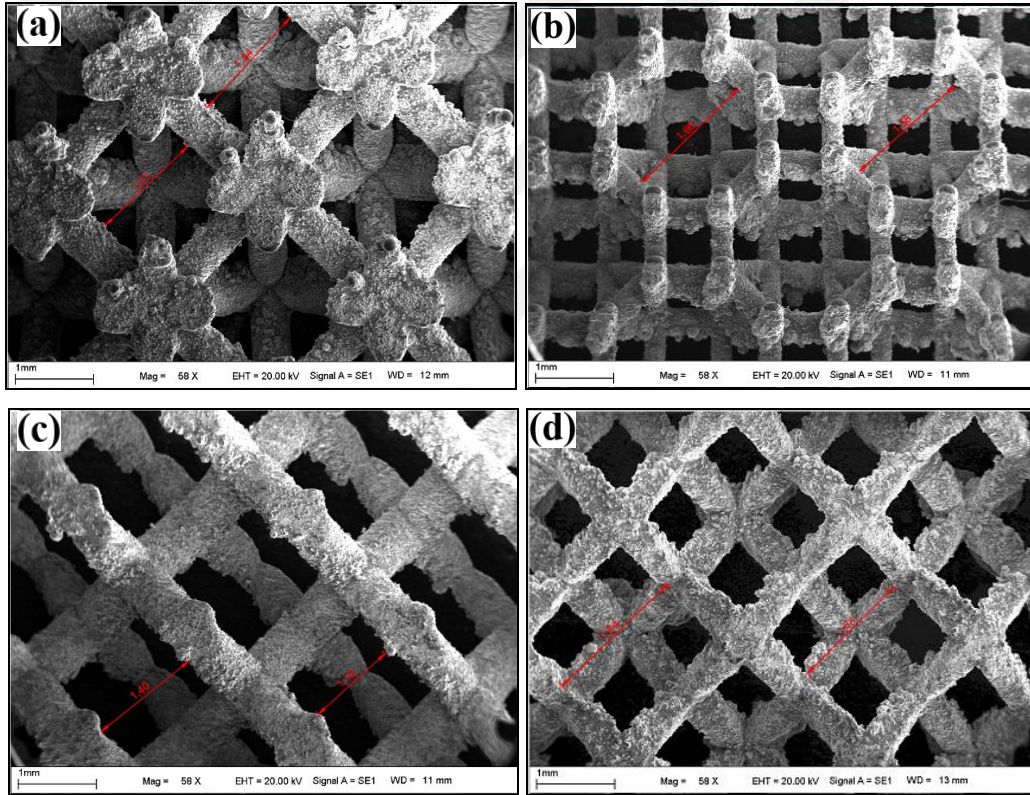
Elmas kafes yapı kaplama morfolojisinin 5000X büyütmede alınan görüntüsü Şekil 5.11’de verilmiştir.



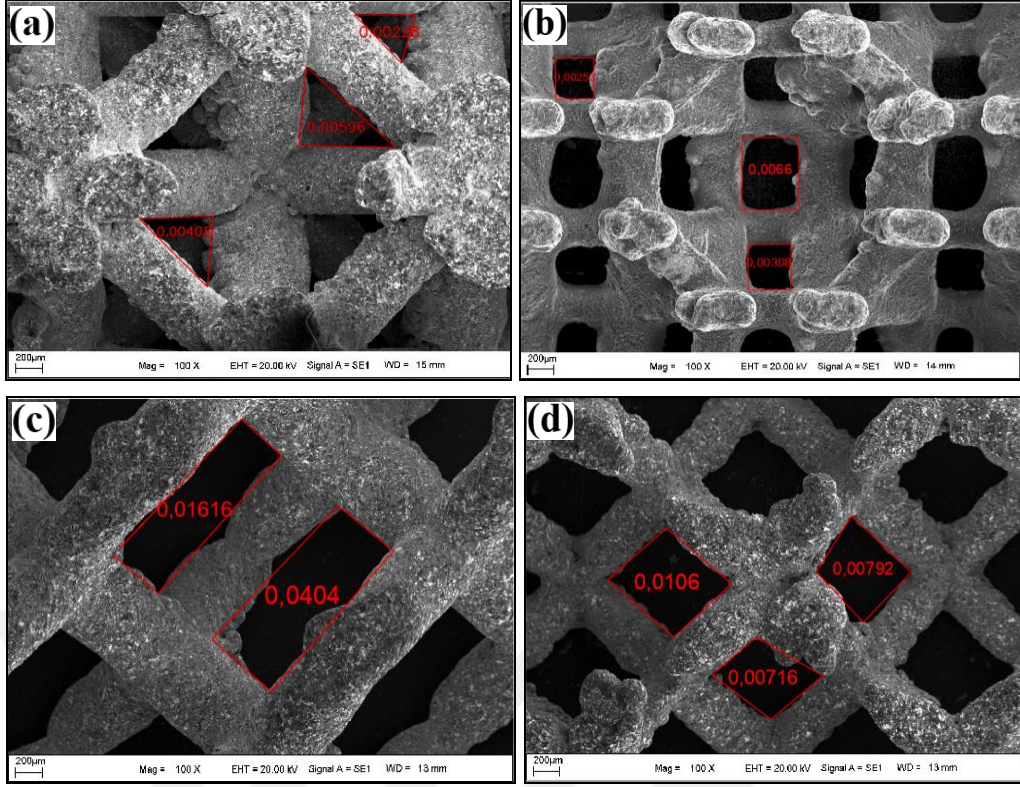
Şekil 5.11 : Kaplamanın 5000X büyütmede SEM görüntüsü.

5.4 Kafes Yapılarda Geometrik Hassasiyetin Kaplamaya Etkisi

Üretim yöntemleri numunelerin yüzey kalitesini etkilemekte ve form sapmalarına neden olmaktadır. Bu çalışmada kafes yapılar, eklemeli imalat teknolojisi olan SLE yöntemi ile üretilmiştir. SLE yönteminde, numuneler yüksek sıcaklıkta sinterleme ile üretilmekte ve bunun sonucunda termal gerilme oluşmaktadır. Termal gerilmenin üretilen numunelerin formunda sapmalara ve bozukluklara neden olduğu görülmüştür. SLE yöntemiyle üretilen numunelerin kafes yapı geometrilerindeki form sapmalarını incelemek amacıyla numunelerden SEM görüntüleri alınmış ve kafes yapıları oluşturan birim hücrelerin uzunluk ve alanları AutoCAD programı kullanılarak ölçülmüştür. Şekil 5.12 ve Şekil 5.13’de kafes yapıların birim hücrelerinden alınan ölçümler verilmiştir. Ölçüm sonuçları karşılaştırıldığında kafes yapı geometrilerindeki sapmalar net bir şekilde tespit edilmiştir.



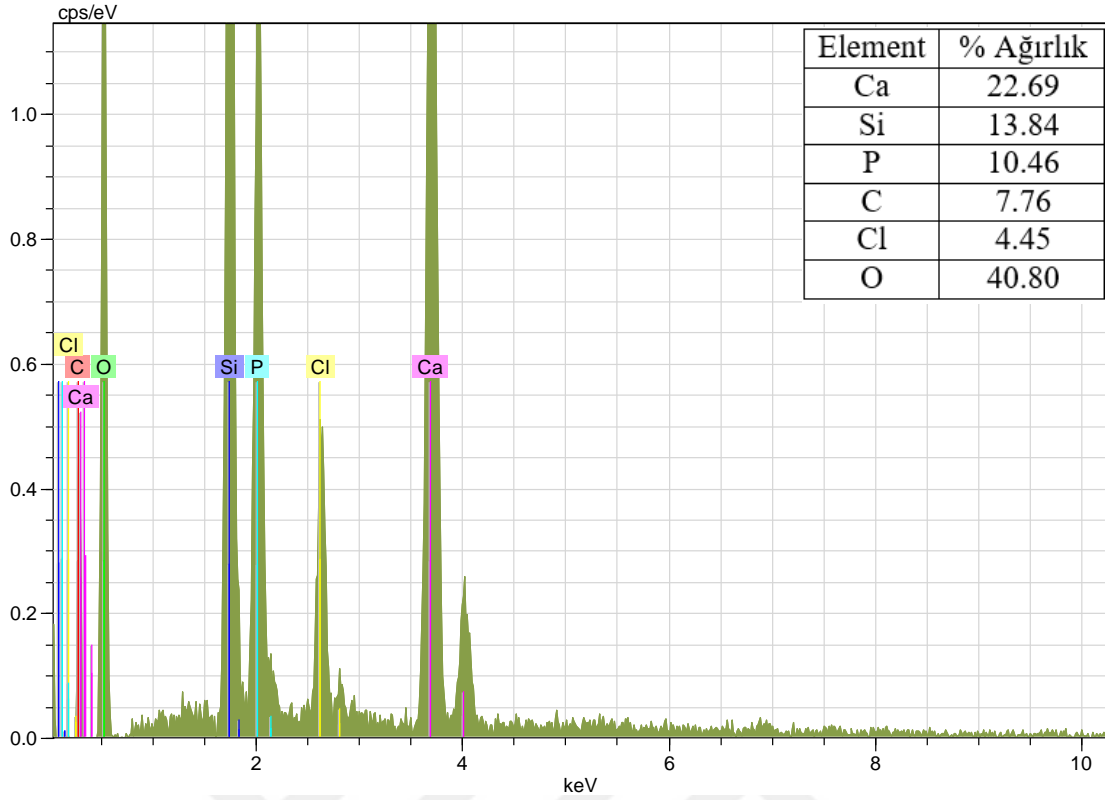
Şekil 5.12 : Farklı kafes yapı geometrilerinden alınan uzunluk ölçümleri: (a)Sekizli kafes yapı. (b) Eşkenar dörtgen yüzeyli sekiz yüzlü küp kafes yapı. (c)Baklava dilimli oniki yüzlü kafes yapı. (d)Elmas kafes yapı.



Şekil 5.13 : Farklı kafes yapı geometrilerinden alınan alan ölçümleri: (a)Sekizli kafes yapı. (b) Eşkenar dörtgen yüzeyli sekiz yüzlü küp kafes yapı. (c)Baklava dilimli oniki yüzlü kafes yapı. (d)Elmas kafes yapı

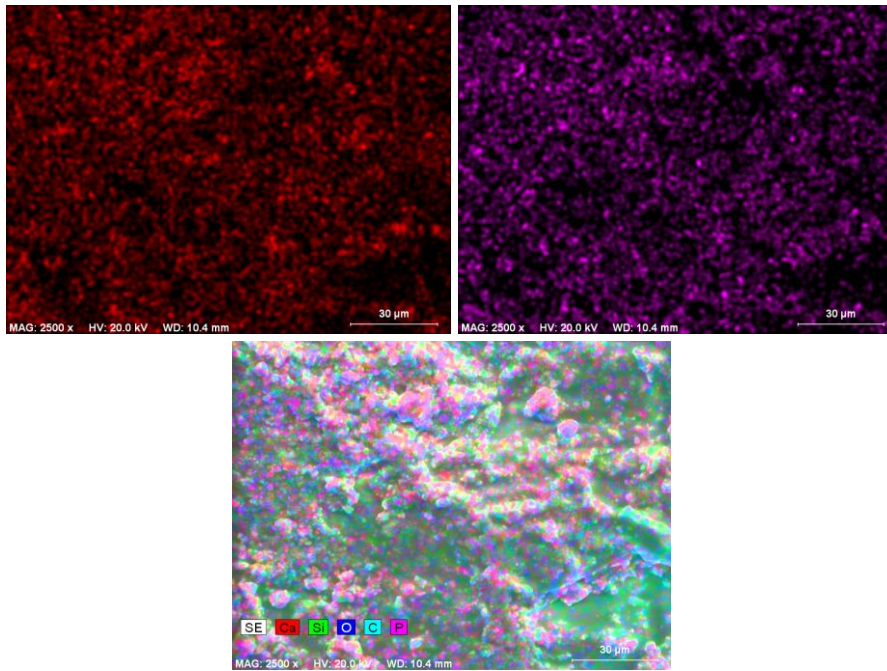
5.5 EDS ve Analitik Haritalandırma Analizi Sonuçları

Kaplanmış numunelere EDS ve analitik haritalandırma (Mapping) analizleri yapılarak elementel bileşimleri incelenmiştir. Sonuçlar, numune yüzeylerindeki HAp varlığını doğrulamaktadır. Şekil 5.14’de %10 HAp konsantrasyonunda kaplama uygulanmış numunenin EDS analiz grafiği verilmiştir.



Şekil 5.14 : EDS analiz grafiği.

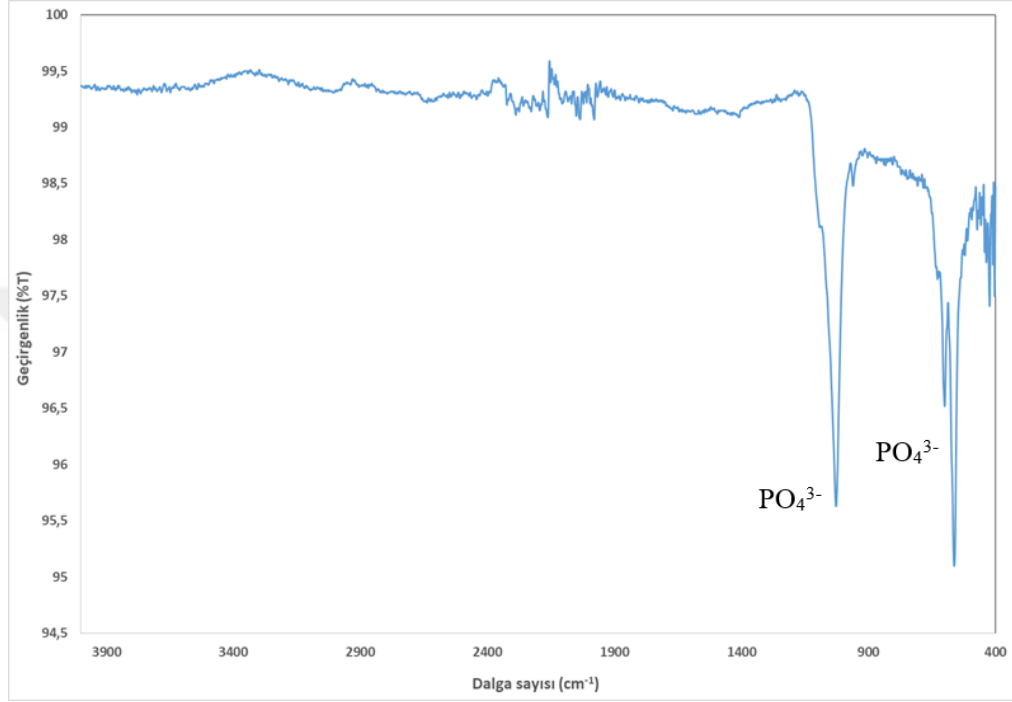
Elementlerin yüzeydeki dağılımı analitik haritalandırma analizi ile tespit edilmiştir. Şekil 5.15’de analitik haritalandırma analizi görüntüleri verilmiştir. Analiz sonucunda yüzeydeki Ca ve P varlığı net bir şekilde görülmüştür. Böylece yüzeydeki HAp kaplama varlığı doğrulanmıştır.



Şekil 5.15 : Analitik haritalandırma analizi.

5.6 FTIR Analizi Sonucu

%10 HAp konsantrasyonunda kaplanmış numune yüzeyleri FTIR analizi ile incelenmiştir. Kaplanan numunelere ait FTIR analizi grafiği şekil 5.16'da verilmiştir. Şekilde gösterilen 3549-3104 cm^{-1} 'de gelen geniş pik OH gruplarından kaynaklanmaktadır. 1077-1003 cm^{-1} ve 640-535 cm^{-1} 'deki pikler ise PO_4^{3-} grubundan kaynaklı olmaktadır.



Şekil 5.16 : FTIR analizi grafiği.

5.7 Yüzey Pürüzlülüğü Ölçüm Sonuçları

%1, %3, %5 ve %10 HAp konsantrasyonunda kaplanmış ve kaplanmamış eklemeli imalat ve döküm numunelerinin Ra (Aritmetik yüzey pürüzlülüğü) ölçülerek değerlendirilmiştir. Numune yüzeylerine beş farklı ölçüm yapılmış ve ortalamaları alınmıştır. Yüzey pürüzlülüğü ölçüm sonuçları Çizelge 5.1'de ve Çizelge 5.2'de verilmiştir. %1, %3, %5 ve %10 HAp konsantrasyonlarında yapılan kaplamanın yüzey pürüzlülüğüne etkisi incelenmiştir. Ölçüm sonuçları, eklemeli imalat numune yüzeyine %1, %3 ve %5 HAp konsantrasyonlarında uygulanan kaplamanın yüzey pürüzlülüğünü azalttığını göstermiştir. %10 HAp konsantrasyonu ile kaplanan numunenin yüzey pürüzlülüğünde ise artış görülmüştür. Bunun nedeninin numunelerin eklemeli imalat teknolojisi ile üretilmesi ve dolayısıyla yüzeyinde doğal gözenek yapısı bulundurması olduğu düşünülmektedir. Kaplama sonrası HAp partikülleri oluşan bu doğal gözeneklere dolmuş ve yüzeyde daha homojen olan kapalı gözenek yapısı oluşması sebebiyle yüzey pürüzlülüğü azalmıştır.

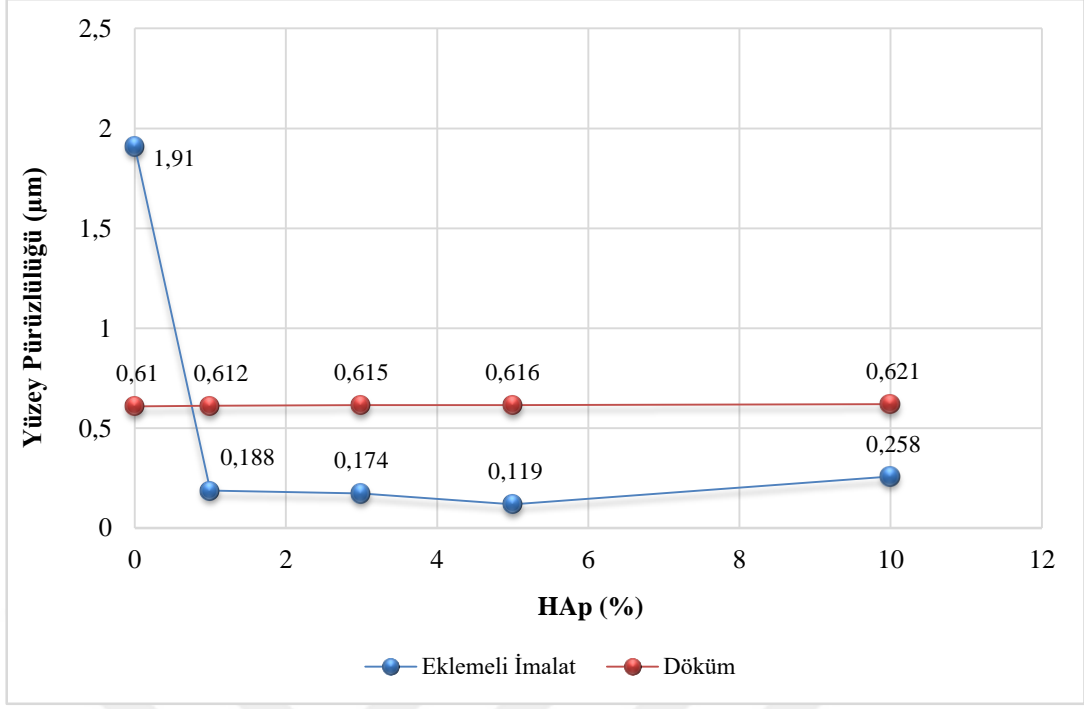
Yang vd. kaplama çözeltilisinde HAp konsantrasyonunun artmasıyla numune yüzeyindeki gözenek sayısının azaldığını belirtmişlerdir [121]. Simka vd. yaptıkları çalışmada kaplama konsantrasyonunun artmasıyla gözeneklerin dolduğunu ve kapalı gözenek yapısı oluştuğunu gözlemlemiştir [122]. Ancak %10 HAp konsantrasyonu ile yapılan kaplamada yüzey pürüzlülüğünde artış meydana gelmiştir. Yüzey pürüzlülüğündeki bu artışın, HAp partiküllerinin numune yüzeyindeki gözenekleri doldurması ve yüzeyde birikmesi olduğu düşünülmektedir. Döküm numunelerinde ise yüzeye uygulanan %1, %3 ve %5 HAp konsantrasyonlarında kaplama işleminin yüzey pürüzlülüğünde çarpıcı bir değişiklik olmamıştır. %10 HAp konsantrasyonunda uygulanan kaplama işleminde ise yüzey pürüzlülüğünde artış meydana gelmiştir. Bu sonuç, döküm numunelerine uygulanan %10 HAp konsantrasyonunda kaplama işleminin diğer konsantrasyonlara kıyasla az da olsa kaplandığını göstermiştir. Sonuç olarak, döküm numunelerine uygulanan %1, %3 ve %5 HAp konsantrasyonlarında kaplama işleminin başarısız olduğu görülmüştür. Yüzey pürüzlülüğü ölçümleri SEM görüntülerinde elde edilen bulgular ile örtüşmekte ve kaplamanın yüzeye tutunmadığı sonucunu desteklemektedir.

Çizelge 5.1 : Eklemeli imalat numunelerinin yüzey pürüzlülüğü.

Numune	Yüzey pürüzlülüğü (Ra μ m)
Kaplanmamış	1,91
% 1 HAp	0,188
% 3 HAp	0,174
% 5 HAp	0,119
% 10 HAp	0,258

Çizelge 5.2 : Döküm numunelerinin yüzey pürüzlülüğü.

Numune	Yüzey pürüzlülüğü (Ra μ m)
Kaplanmamış	0,610
% 1 HAp	0,612
% 3 HAp	0,615
% 5 HAp	0,616
% 10 HAp	0,621



Şekil 5.17 : Yüzey pürüzlülüğü grafiği.

5.8 Numunelerin Tartılması

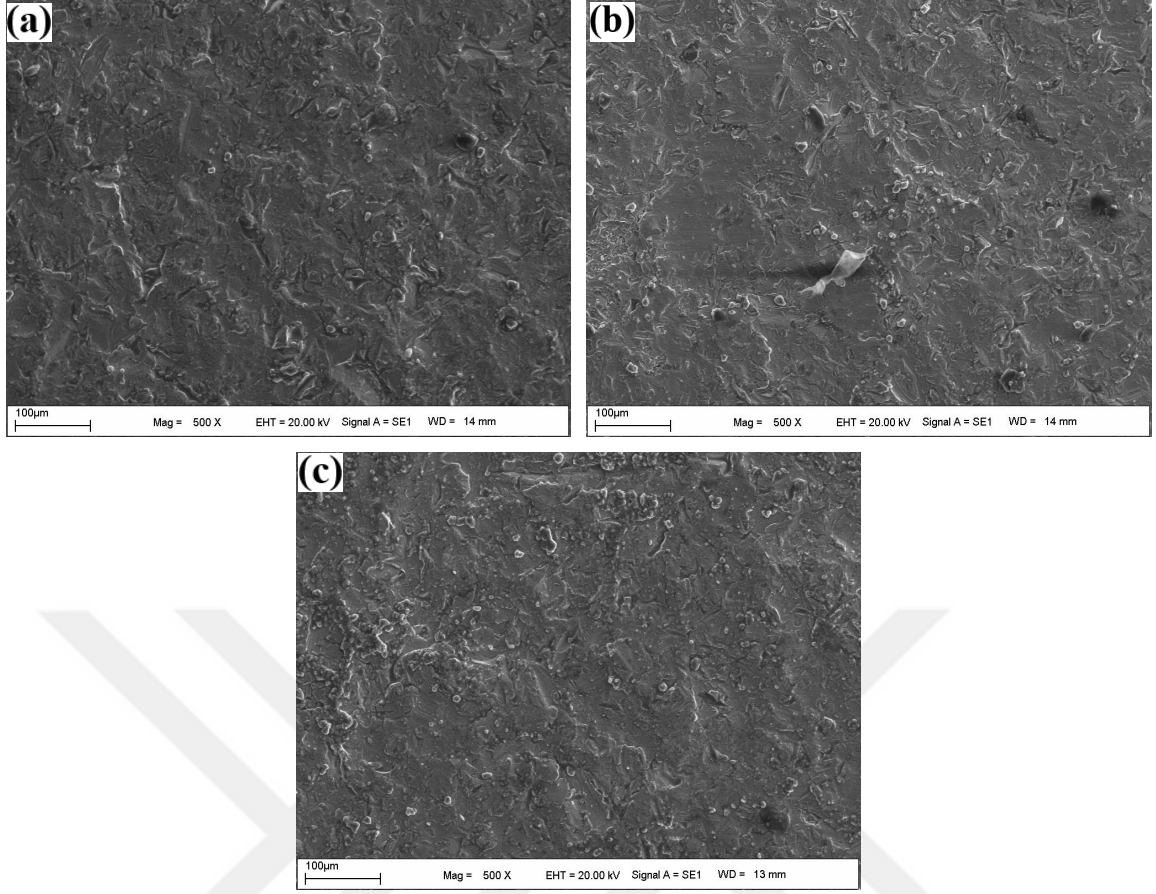
Dört farklı kafes yapı geometrisine sahip eklemeli imalat ve döküm numuneleri kaplama işlemi öncesi ve sonrası hassas terazi ile tartılmıştır. Numunelere kaplama uygulanmadan önce kumlama ve ultrasonik yıkama ön işlemleri uygulanmıştır. Numunelerdeki kütle artışını daha net gözlemleyebilmek için tartım işlemi %10 HAp konsantrasyonunda kaplanmış numunelere yapılmıştır. Çizelge 5.3’de döküm numunesinin ve dört farklı kafes yapı geometrisine sahip eklemeli imalat numunelerinin tartım sonuçları verilmiştir. Tüm numunelerde kumlama ve ultrasonik yıkama sonrası kütlenin azaldığı, kaplama işlemi sonrasında ise kütlenin arttığı görülmektedir. Ancak kaplama sonrası döküm numunesi kütlesindeki artışın, eklemeli imalat numunelerindeki artışa göre oldukça az olduğu görülmüştür.

Çizelge 5.3 : Numunelerin tartım sonuçları.

Numune	İlk Hal (g)	Ön İşlem Sonrası (g)	Ön İşlem Sonrası Fark (g)	Kaplama Sonrası (g)	Kaplama Sonrası Fark (g)
Sekizli kafes yapı	2,4761	2,4505	0,0256	2,4650	0,0145
Eşkenar dörtgen yüzeyli sekiz yüzlü küp kafes yapı	1,8496	1,8200	0,0296	1,8299	0,0099
Baklava dilimli on iki yüzlü kafes yapı	1,8636	1,8558	0,0078	1,8584	0,0026
Elmas kafes yapı	1,5938	1,5897	0,0041	1,5911	0,0014
Döküm	4,6571	4,6428	0,0143	4,6435	0,0007

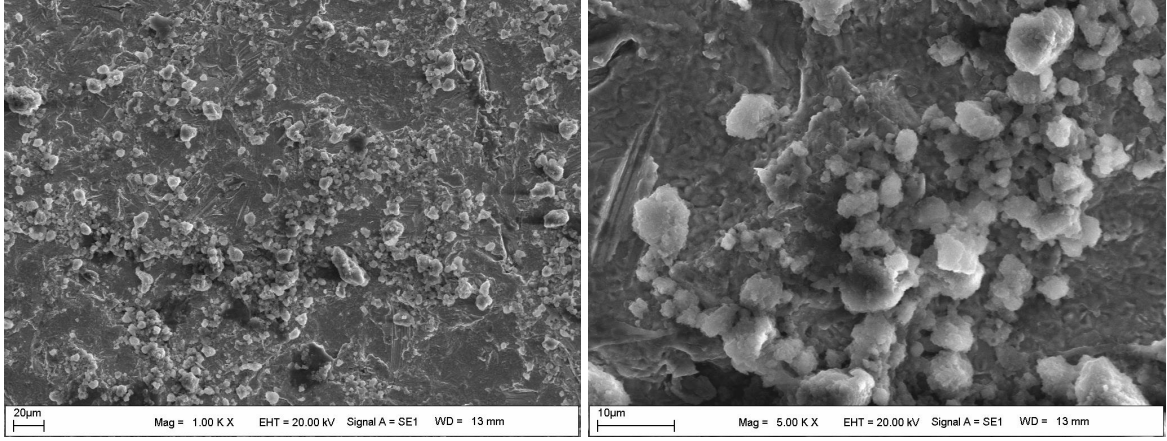
5.9 Eklemeli İmalat ve Döküm ile Üretilen Numunelerin Kaplanabilirliği

Eklemeli imalat teknolojisi ve geleneksel imalat yöntemlerinin kaplama üzerindeki etkisini incelemek için iki farklı yöntem ile üretilen CoCr numunelere aynı standartlarda deneyler uygulanmıştır. Eklemeli imalat teknolojisi ile hem kafes yapılı numuneler hem de düz yüzeyli numuneler üretilmiştir. Geleneksel imalat yöntemi olarak döküm yöntemi kullanılmış ve 4 adet numune ticari bir medikal firmasından temin edilmiştir. Kafes yapılı, düz yüzeyli ve döküm numunelere %1, %3, %5 ve %10 HAp kaplama yapılmıştır. Her iki yöntem ile üretilen numunelere SEM analizi yapılarak yüzeyleri incelenmiştir. Analiz sonucunda eklemeli imalat ile üretilen numune yüzeylerinin, döküm ile üretilenlere göre daha iyi kaplandığı görülmüştür. Eklemeli imalat ile üretilen numunelerde %1, %3 ve %5 HAp konsantrasyonlarında kaplama morfolojisi net bir şekilde gözlemlenirken döküm numune yüzeylerinde kaplamanın net olmadığı ve yüzeye tutunmadığı görülmüştür. Eklemeli imalat teknolojisinde üretim, toz partiküllerinin sinterlenmesi ile gerçekleşmektedir ve böylece yüzeyde doğal gözenek yapısı oluşmaktadır. Baciü vd.'de bu yapıyı gözlemlenmiş ve HAp kaplamanın gözenek yapısında daha iyi tutunarak avantaj sağladığını belirtmişlerdir [123]. Şekil 5.18'de döküm ile üretilen ve %1, %3, %5 HAp konsantrasyonunda kaplanmış numunelerin SEM görüntüleri verilmiştir. Görüntüler incelendiğinde, HAp partiküllerinin yüzeye tutunmadığı ve kaplama tabakasının net bir şekilde gözlenmediği görülmüştür. Döküm ile üretilen numunelerde %1, %3, %5 HAp konsantrasyonu ile yapılan kaplamaların başarısız olduğu tespit edilmiştir.



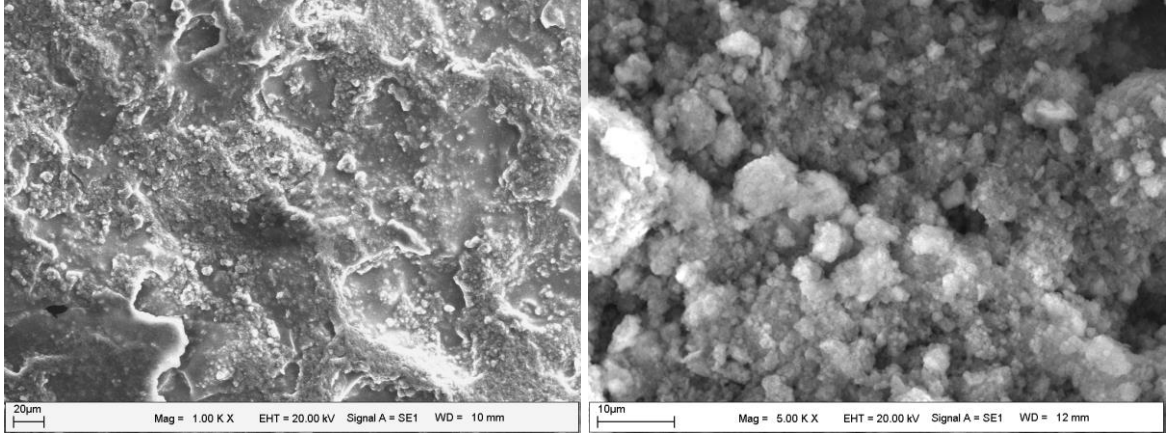
Şekil 5.18 : Farklı konsantrasyonlarda HAp kaplanmış döküm ile üretilen numune: (a) % 1 HAp kaplama. (b) %3 HAp kaplama. (c) %5 HAp kaplama.

Son olarak geleneksel imalat yöntemi ile üretilen numunelere %10 HAp konsantrasyonunda kaplama yapılmış ve SEM görüntüsü alınarak incelenmiştir. %10 HAp konsantrasyonu ile kaplanan numune yüzeyinde, diğer konsantrasyonlara kıyasla HAp partikülleri ve kaplama morfolojisi daha net gözlenmiştir. Şekil 5.19’da döküm ile üretilen numunelerin %10 HAp konsantrasyonunda kaplama görüntüleri 1000X ve 5000X büyütmede verilmiştir.



Şekil 5.19 : Döküm ile üretilen ve %10 HAp konsantrasyonunda kaplanmış numune.

Ekllemeli imalat teknolojisi ile üretilen düz yüzeyli numunelere %10 HAp konsantrasyonunda kaplama uygulanmıştır. HAp kaplanmış düz yüzeyli ekllemeli imalat numunelerinin SEM görüntüleri Şekil 5.20’de verilmiştir. Görüntüler incelendiğinde düz yüzeyli ekllemeli imalat numunelerinin başarılı bir şekilde kaplandığı ve döküm numunelerine kıyasla üstün kaplanma davranışı gösterdiği görülmüştür.



Şekil 5.20 : Ekllemeli imalat ile üretilen ve %10 HAp konsantrasyonunda kaplanmış düz yüzeyli numune.

Ekllemeli imalat teknolojisi ile üretilen kafes yapılı numuneler ve düz yüzeyli numuneler kıyaslandığında ise her iki yüzeye sahip numune de başarıyla kaplanmış ve benzer kaplanma davranışı göstermiştir. Ancak kafes yapılı ekllemeli imalat numuneleri içerdiği farklı geometrilerdeki birim hücreleri sayesinde çok sayıda kavite bölge içermektedir ve bu da kaplanma davranışını etkilemektedir. HAp kaplamaların numune yüzeylerindeki kavite bölgelerde birikmesi ve bu bölgelerde daha yoğun kaplama olması sayesinde kafes yapılı numuneler daha iyi kaplanmış ve düz yüzeyli numunelere göre avantaj oluşturmuştur.

Ayrıca numunelerin kafes yapı geometrisine sahip olması implant uygulamalarında osseointegrasyonu arttırarak hücre gelişimini desteklemektedir. Bu nedenle eklemeli imalat teknolojisi ile üretilen kafes yapılı numunelerin avantajları ile HAp kaplamanın üstün biyouyumluluk özellikleri birleştirilerek implant uygulamalarının başarısını önemli oranda arttıracığı düşünülmektedir. Sonuç olarak, üretim yöntemi, numunenin yüzey morfolojisini değiştirmiş ve buna bağlı olarak HAp kaplanma davranışı etkilenmiştir. Eklemeli imalat teknolojisi, HAp kaplama işlemi başarısında üstün avantaj sağlamıştır. Aynı HAp konsantrasyonunda kaplanmış eklemeli imalat numunelerin, döküm numunelerine kıyasla daha iyi kaplandığı görülmüştür. En iyi kaplanan numune yüzeyinin eklemeli imalat ile üretilmiş kafes yapılı numuneler olduğu gözlenmiştir.



6. SONUÇLAR

Bu tez çalışmasında eklemeli imalat teknolojisi olan SLE yöntemiyle kafes yapılı numuneler ve düz yüzeyli numuneler üretilerek yüzeylerin HAp kaplanabilirliği araştırılmıştır. Bunun yanında geleneksel imalat yöntemi olan döküm ile üretilen numunelere de HAp kaplama uygulanmış ve sonuçlar karşılaştırılmıştır. HAp kaplama işleminde, eklemeli imalat teknolojisi ile üretilen numunelerin tercih edilmesi döküm yöntemine göre üstün avantaj sağlamış ve başarılı bir şekilde kaplanmıştır.

Yapılan deneyler ve incelemeler ışığında elde edilen sonuçlar ve öneriler aşağıda verilmiştir.

- Eklemeli imalat teknolojisinin üstün avantajları sayesinde dört farklı kafes yapı geometrisinde numunelerin üretimi hassas bir şekilde başarı ile gerçekleşmiştir. Üretim için en yaygın kullanılan eklemeli imalat teknolojisi olan SLE yöntemi tercih edilmiştir.
- SLE yöntemiyle üretilen sekizli kafes yapı geometrisinde sahip dört adet numune yüzeyine %1, %3, %5 ve %10 olmak üzere dört farklı HAp konsantrasyonlarında kaplama uygulanmıştır. Numune yüzeylerine SEM analizi yapılarak kaplama morfolojisi incelenmiş ve çözeltideki HAp konsantrasyonunun kaplamaya etkisi değerlendirilmiştir. Artan HAp konsantrasyonunun yüzeylerde daha belirgin bir kaplama tabakası oluşturduğu gözlenmiştir.
- SEM analizi incelemelerinde numune yüzeyindeki orta bölge ve kavite bölgelerde kaplama tutunmasının farklılık gösterdiği görülmüştür. Kavite bölge ve orta bölgelerin kaplamaya etkisini daha net inceleyebilmek amacıyla dört farklı kafes yapısına sahip 4 adet numune %10 HAp konsantrasyonunda kaplanmıştır. Kaplanan numune yüzeylerinden alınan SEM görüntüleri değerlendirildiğinde, HAp partiküllerinin numune yüzeyindeki kavite bölgelerde orta bölgeye kıyasla daha iyi tutunduğu ve kaplamanın bu bölgelerde biriktiği görülmüştür. Ayrıca %10 HAp konsantrasyonunda kaplanmış dört farklı kafes yapı geometrisine sahip numunelerin SEM görüntüleri incelenerek farklı kafes yapılarının kaplamaya etkileri değerlendirilmiştir. Kafes yapı geometrilerinin, kaplama üzerinde belirgin bir etkisi gözlenmemiştir.

- Eklemeli imalat teknolojisinde numuneler yüksek sıcaklıkta sinterleme ile üretildiğinden kafes yapıların geometrilerinde termal gerilmeye bağlı boyutsal farklılıklar saptanmıştır. Kaplamanın orta bölge ve kavite bölgelerde farklılık göstermesi nedeniyle, üretimden kaynaklı oluşan geometrik sapmaların kaplama morfolojisini etkileyeceği düşünülmektedir.
- SEM görüntülerinde net bir şekilde gözlenen HAp kaplama tabakasının varlığını desteklemek amacıyla kaplanmış numune yüzeylerine EDS, analitik haritalandırma ve FTIR analizleri uygulanmıştır. EDS grafiği ve analitik haritalandırma görüntüleri ile numune yüzeyindeki elementlerin dağılımı incelenmiştir. Analiz sonucunda numune yüzeyinde tespit edilen Ca ve P elementleri HAp kimyasal bileşiminde bulunduğundan kaplamanın başarılı bir şekilde yüzeye tutunduğunu göstermektedir. FTIR analizi grafiklerinde OH ve PO₄³⁻ gruplarından elde edilen pikler ise HAp varlığını desteklemektedir.
- Eklemeli imalat ile üretilen numunelerin kaplama öncesi ve sonrası yüzey pürüzlülüğü ölçülmüştür. Eklemeli imalat teknolojisi ile üretilen numunenin kaplama öncesi yüzey pürüzlülüğü 1,92µm ölçülmüştür. %1 HAp kaplamada 0,188µm, %3 HAp kaplamada 0,174µm ve %5 HAp kaplamada 0,119µm yüzey pürüzlülüğü ölçülmüştür. %10 HAp konsantrasyonu ile yapılan kaplamada yüzey pürüzlülüğü 0,258µm olarak ölçülerek bir artış görülmüştür. Döküm ile üretilen numunenin kaplama öncesi yüzey pürüzlülüğü ise 0,610µm ölçülmüştür. Kaplama işleminden sonra %1 HAp kaplamada 0,612µm, %3 HAp kaplamada 0,615µm, %5 HAp kaplamada 0,616µm ve %10 HAp kaplamada 0,621µm yüzey pürüzlülüğü ölçülmüştür.
- Kaplama işleminde kullanılacak numunelerin kütleleri üretim, ön işlem ve kaplama sonrası olmak üzere üç farklı durumda hassas terazi ile ölçülmüştür. Eklemeli imalat ile üretilen kafes yapılardan ve döküm numunelerinden ölçüm alınarak değerlendirilmiştir. Kumlama ve ultrasonik yıkama ön işlemlerinden sonra numunelerin kütlelerinde azalma görülürken, HAp kaplama sonrası numunelerin kütlesi artmıştır. Eklemeli imalat ile üretilen kafes yapıları numunelerin kütlelerinde belirgin bir fark gözlenirken, döküm numunelerinde oldukça az bir fark oluşmuştur. Bu da eklemeli imalat ile üretilen kafes yapıların döküm numunelerine kıyasla daha iyi kaplandığını göstermektedir.

- Numunelerin üretim yönteminin kaplama morfolojisi üzerindeki etkilerini incelemek amacıyla geleneksel imalat yöntemi olan döküm ile üretilen numune üzerine %1, %3, %5 ve %10 HAp konsantrasyonlarında kaplama yapılmıştır. Böylece eklemeli imalat teknolojisi ve döküm ile üretilen numuneler karşılaştırılarak incelenmiştir. Ayrıca eklemeli imalat teknolojisi ile kafes yapılı numuneler ve düz yüzeyli numuneler üretilerek yüzey morfolojisinin kaplamaya etkisi değerlendirilmiştir. Eklemeli imalat teknolojisi ile üretilen numuneler %1, %3, %5 ve %10 HAp konsantrasyonlarında kaplanmış ve kaplama tabakası net bir şekilde gözlenmiştir. Ancak en başarılı kaplama %10 HAp konsantrasyonu ile elde edilmiştir. Eklemeli imalat ile üretilen kafes yapılı numuneler ve düz yüzeyli numuneler döküm numunelerine göre üstün kaplanma başarısı göstermiştir. Döküm numunelerin ise %1, %3 ve %5 HAp konsantrasyonlarında, HAp partiküllerinin yüzeye tutunamadığı ve kaplamanın oldukça zayıf olduğu görülmüştür. %10 HAp konsantrasyonunda, döküm ile üretilen numuneler ise diğer konsantrasyonlara kıyasla kaplanmıştır. Kaplama işleminde eklemeli imalat teknolojisi ile üretilen numunelerin tercih edilmesi döküm yöntemine kıyasla üstün avantaj sağlamıştır.
- Sonuç olarak bu çalışmada eklemeli imalat teknolojisi ile üretilen numuneler döküm numunelerine kıyasla daha iyi kaplanmış ve üstün avantaj sağlamıştır. En başarılı HAp kaplama, eklemeli imalat teknolojisi ile üretilen kafes yapılı numune yüzeyi üzerine %10 HAp konsantrasyonunda çözeltinin kullanılmasıyla elde edilmiştir.

KAYNAKLAR

- [1] **Hutmacher, D. W.** (2000). Scaffolds in tissue engineering bone and cartilage. *Biomaterials*, 21(24), 2529-2543.
- [2] **Li, S., Huan, Y., Zhu, B., Chen, H., Tang, M., Yan, Y., ... & Wang, W.** (2022). Research progress on the biological modifications of implant materials in 3D printed intervertebral fusion cages. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*, 33(1), 1-13.
- [3] **Liu, C., Xia, Z., & Czernuszka, J. T.** (2007). Design and development of three-dimensional scaffolds for tissue engineering. *Chemical Engineering Research and Design*, 85(7), 1051-1064.
- [4] **Saini, M., Singh, Y., Arora, P., Arora, V., & Jain, K.** (2015). Implant biomaterials: A comprehensive review. *World Journal of Clinical Cases: WJCC*, 3(1), 52.
- [5] **Agarwal, A., Tyagi, A., Ahuja, A., Kumar, N., De, N., & Bhutani, H.** (2014). Corrosion aspect of dental implants—An overview and literature review. *Open Journal of Stomatology*, 2014.
- [6] **Al Jabbari, Y. S.** (2014). Physico-mechanical properties and prosthodontic applications of Co-Cr dental alloys: a review of the literature. *The journal of advanced prosthodontics*, 6(2), 138-145.
- [7] **Liu, D. M., Troczynski, T., & Tseng, W. J.** (2001). Water-based sol-gel synthesis of hydroxyapatite: process development. *Biomaterials*, 22(13), 1721-1730.
- [8] **Ramakrishna, S., Mayer, J., Wintermantel, E., & Leong, K. W.** (2001). Biomedical applications of polymer-composite materials: a review. *Composites science and technology*, 61(9), 1189-1224.
- [9] **Williams, D. F.** (2008). On the mechanisms of biocompatibility. *Biomaterials*, 29(20), 2941-2953.
- [10] **Kalita, S. J., Bhardwaj, A., & Bhatt, H. A.** (2007). Nanocrystalline calcium phosphate ceramics in biomedical engineering. *Materials Science and Engineering: C*, 27(3), 441-449.
- [11] **Muschler, G. F., Nakamoto, C., & Griffith, L. G.** (2004). Engineering principles of clinical cell-based tissue engineering. *JBJS*, 86(7), 1541-1558.
- [12] **Abraham, C. M.** (2014). Suppl 1: A brief historical perspective on dental implants, their surface coatings and treatments. *The open dentistry journal*, 8, 50.
- [13] **Ferguson, S. J., Brogini, N., Wieland, M., de Wild, M., Rupp, F., Geis-Gerstorfer, J., ... & Buser, D.** (2006). Biomechanical evaluation of the interfacial strength of a chemically modified sandblasted and acid-etched titanium surface. *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*, 78(2), 291-297.
- [14] **Sun, F., Zhou, H., & Lee, J.** (2011). Various preparation methods of highly porous hydroxyapatite/polymer nanoscale biocomposites for bone regeneration. *Acta biomaterialia*, 7(11), 3813-3828.

- [15] **Kasemo, B.** (2002). Biological surface science. *Surface science*, 500(1-3), 656-677.
- [16] **Helou, M., & Kara, S.** (2018). Design, analysis and manufacturing of lattice structures: an overview. *International Journal of Computer Integrated Manufacturing*, 31(3), 243-261.
- [17] **Chen, F. M., & Liu, X.** (2016). Advancing biomaterials of human origin for tissue engineering. *Progress in polymer science*, 53, 86-168.
- [18] **Pepper, I. L., Gerba, C. P., Gentry, T. J., & Maier, R. M. (Eds.).** (2011). *Environmental microbiology*. Academic press.
- [19] **Metcalfe, A. D., & Ferguson, M. W.** (2007). Tissue engineering of replacement skin: the crossroads of biomaterials, wound healing, embryonic development, stem cells and regeneration. *Journal of the Royal Society Interface*, 4(14), 413-437.
- [20] **Williams, J. M., Adewunmi, A., Schek, R. M., Flanagan, C. L., Krebsbach, P. H., Feinberg, S. E., ... & Das, S.** (2005). Bone tissue engineering using polycaprolactone scaffolds fabricated via selective laser sintering. *Biomaterials*, 26(23), 4817-4827.
- [21] **Zhang, Y., Wu, L., Guo, X., Kane, S., Deng, Y., Jung, Y. G., ... & Zhang, J.** (2018). Additive manufacturing of metallic materials: a review. *Journal of Materials Engineering and Performance*, 27(1), 1-13..
- [22] **Hawaldar, N., & Zhang, J.** (2018). A comparative study of fabrication of sand casting mold using additive manufacturing and conventional process. *The International Journal of Advanced Manufacturing Technology*, 97(1), 1037-1045.
- [23] **Chai, C. S., & Ben-Nissan, B.** (1999). Bioactive nanocrystalline sol-gel hydroxyapatite coatings. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*, 10(8), 465-469.
- [24] **Babu, N. R., Manwatkar, S., Rao, K. P., & Kumar, T. S.** (2004). Bioactive coatings on 316L stainless steel implants. *Trends Biomater. Artif. Organs*, 17(2), 43-47.
- [25] **Stoch, A., Jastrze, W., Długoń, E., Lejda, W., Trybalska, B., Stoch, G. J., & Adamczyk, A.** (2005). Sol-gel derived hydroxyapatite coatings on titanium and its alloy Ti6Al4V. *Journal of molecular structure*, 744, 633-640.
- [26] **Kar, A., Raja, K. S., & Misra, M.** (2006). Electrodeposition of hydroxyapatite onto nanotubular TiO₂ for implant applications. *Surface and Coatings Technology*, 201(6), 3723-3731.
- [27] **Meng, X., Kwon, T. Y., & Kim, K. H.** (2008). Hydroxyapatite coating by electrophoretic deposition at dynamic voltage. *Dental Materials Journal*, 27(5), 666-671.
- [28] **Yuan, Q., & Golden, T. D.** (2009). Electrochemical study of hydroxyapatite coatings on stainless steel substrates. *Thin Solid Films*, 518(1), 55-60.
- [29] **Hudson, H. K.** (2012). Penetrative osseointegrative phospholipid coatings on 3D titanium lattice structures (Doctoral dissertation, Colorado State University).
- [30] **Rojae, R., Fathi, M., & Raeissi, K.** (2013). Controlling the degradation rate of AZ91 magnesium alloy via sol-gel derived nanostructured hydroxyapatite coating. *Materials Science and Engineering: C*, 33(7), 3817-3825.

- [31] **Singh, S., Manoj Kumar, R., Kuntal, K. K., Gupta, P., Das, S., Jayaganthan, R., ... & Lahiri, D.** (2015). Sol–gel derived hydroxyapatite coating on Mg-3Zn alloy for orthopedic application. *Jom*, 67(4), 702-712.
- [32] **Sidane, D., Chicot, D., Yala, S., Ziani, S., Khireddine, H., Iost, A., & Decoopman, X.** (2015). Study of the mechanical behavior and corrosion resistance of hydroxyapatite sol–gel thin coatings on 316 L stainless steel pre-coated with titania film. *Thin Solid Films*, 593, 71-80.
- [33] **Băilă, D. I., Mocioiu, O. C., Zaharia, C., Trusca, R., Surdu, A., & Bunea, M.** (2015). Bioactivity of Co-Cr alloy samples sintered by DMLS process and coated with hydroxyapatite obtained by sol-gel method. *Rev. Roum. Chim*, 60(9), 921-930.
- [34] **Kheimehsari, H., Izman, S., & Shirdar, M. R.** (2015). Effects of HA-coating on the surface morphology and corrosion behavior of a Co-Cr-based implant in different conditions. *Journal of Materials Engineering and Performance*, 24(6), 2294-2302..
- [35] **Usinskas, P., Stankeviciute, Z., Beganskiene, A., & Kareiva, A.** (2016). Sol-gel derived porous and hydrophilic calcium hydroxyapatite coating on modified titanium substrate. *Surface and Coatings Technology*, 307, 935-940.
- [36] **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.
- [37] **Yang, J., Lu, X., Blawert, C., Di, S., & Zheludkevich, M. L.** (2017). Microstructure and corrosion behavior of Ca/P coatings prepared on magnesium by plasma electrolytic oxidation. *Surface and Coatings Technology*, 319, 359-369.
- [38] **Lim, H. P., Park, S. W., Yun, K. D., Park, C., Ji, M. K., Oh, G. J., ... & Lee, K.** (2018). Hydroxyapatite Coating on TiO₂ Nanotube by Sol–Gel Method for Implant Applications. *Journal of Nanoscience and Nanotechnology*, 18(2), 1403-1405.
- [39] **Kaur, S., Bala, N., & Khosla, C.** (2019). Characterization of hydroxyapatite coating on 316L stainless steel by sol–gel technique. *Surface Engineering and Applied Electrochemistry*, 55(3), 357-366.
- [40] **Li, T. T., Ling, L., Lin, M. C., Jiang, Q., Lin, Q., Lin, J. H., & Lou, C. W.** (2019). Properties and mechanism of hydroxyapatite coating prepared by electrodeposition on a braid for biodegradable bone scaffolds. *Nanomaterials*, 9(5), 679.
- [41] **Shokri, N., Safavi, M. S., Etminanfar, M., Walsh, F. C., & Khalil-Allafi, J.** (2021). Enhanced corrosion protection of NiTi orthopedic implants by highly crystalline hydroxyapatite deposited by spin coating: The importance of pre-treatment. *Materials Chemistry and Physics*, 259, 124041.
- [42] **Kazemi, M., Ahangarani, S., Esmailian, M., & Shanaghi, A.** (2020). Investigation on the corrosion behavior and biocompatibility of Ti-6Al-4V implant coated with HA/TiN dual layer for medical applications. *Surface and Coatings Technology*, 397, 126044.

- [43] **Oladapo, B. I., Ismail, S. O., Bowoto, O. K., Omigbodun, F. T., Olawumi, M. A., & Muhammad, M. A.** (2020). Lattice design and 3D-printing of PEEK with Ca₁₀(OH)(PO₄)₃ and in-vitro bio-composite for bone implant. *International Journal of Biological Macromolecules*, 165, 50-62.
- [44] **Kocyło, E., Franchin, G., Colombo, P., Chmielarz, A., & Potoczek, M.** (2021). Hydroxyapatite-coated ZrO₂ scaffolds with a fluorapatite intermediate layer produced by direct ink writing. *Journal of the European Ceramic Society*, 41(1), 920-928.
- [45] **Jiang, J., Liu, W., Xiong, Z., Hu, Y., & Xiao, J.** (2022). Effects of biomimetic hydroxyapatite coatings on osteoimmunomodulation. *Materials Science and Engineering: C*, 112640.
- [46] **FADLI, A., YENTI, S. R., HUDA, F., PRABOWO, A., & MARBUN, U. N.** (2021). EMPIRICAL MODEL TO PREDICT THE HYDROXYAPATITE THICKNESS ON THE SURFACE OF 316L STAINLESS STEEL BY THE DIP COATING METHOD. *Ceramics–Silikáty*, 65(4), 386-394.
- [47] **Hernández, L., González, J. E., Barranco, V., Veranes-Pantoja, Y., Galván, J. C., & Gattorno, G. R.** (2022). Biomimetic hydroxyapatite (HAp) coatings on pure Mg and their physiological corrosion behavior. *Ceramics International*, 48(1), 1208-1222.
- [48] **Codescu, M. M., Vladescu, A., Geanta, V., Voiculescu, I., Pana, I., Dinu, M., ... & Iordoc, M.** (2022). Zn based hydroxyapatite based coatings deposited on a novel FeMoTaTiZr high entropy alloy used for bone implants. *Surfaces and Interfaces*, 28, 101591.
- [49] **Ullah, I., Xu, Q., Jan, H. U., Ren, L., & Yang, K.** (2022). Effects of strontium and zinc substituted plasma sprayed hydroxyapatite coating on bone-like apatite layer formation and cell-material interaction. *Materials Chemistry and Physics*, 275, 125219.
- [50] **Rajesh, K., Ghosh, S., Islam, A., Rangaswamy, M. K., Haldar, S., Roy, P., ... & Lahiri, D.** (2022). Multilayered porous hydroxyapatite coating on Ti6Al4V implant with enhanced drug delivery and antimicrobial properties. *Journal of Drug Delivery Science and Technology*, 70, 103155.
- [51] **Li, M., Komasa, S., Hontsu, S., Hashimoto, Y., & Okazaki, J.** (2022). Structural Characterization and Osseointegrative Properties of Pulsed Laser-Deposited Fluorinated Hydroxyapatite Films on Nano-Zirconia for Implant Applications. *International Journal of Molecular Sciences*, 23(5), 2416.
- [52] **Singh, P., Bansal, A., & Verma, V. K.** (2022). Hydroxyapatite reinforced surface modification of SS-316L by microwave processing. *Surfaces and Interfaces*, 28, 101701.
- [53] **Fadli, A., Mulya, N., Pane, K. B., & Pratama, A.** (2022). Effect of solid loading and dipping time on microstructure and shear strength of hydroxyapatite coatings deposited via dip coating technique. *In IOP Conference Series: Earth and Environmental Science*, 963, 012019. IOP Publishing.
- [54] **Yang, Y., He, C., Dianyu, E., Yang, W., Qi, F., Xie, D., ... & Shuai, C.** (2020). Mg bone implant: Features, developments and perspectives. *Materials & Design*, 185, 108259.

- [55] **Coelho, P. G., Jimbo, R., Tovar, N., & Bonfante, E. A.** (2015). Osseointegration: hierarchical designing encompassing the macrometer, micrometer, and nanometer length scales. *Dental Materials*, 31(1), 37-52.
- [56] **Brånemark, P. I., Breine, U., Adell, R., Hansson, B. O., Lindström, J., & Ohlsson, Å.** (1969). Intra-osseous anchorage of dental prostheses: I. Experimental studies. *Scandinavian journal of plastic and reconstructive surgery*, 3(2), 81-100.
- [57] **Foteinopoulos, P., Papacharalampopoulos, A., & Stavropoulos, P.** (2018). On thermal modeling of Additive Manufacturing processes. *CIRP Journal of Manufacturing Science and Technology*, 20, 66-83.
- [58] **Attaran, M.** (2017). The rise of 3-D printing: The advantages of additive manufacturing over traditional manufacturing. *Business Horison.*, 60(5).
- [59] **Hunt, J. A., Callaghan, J. T., Sutcliffe, C. J., Morgan, R. H., Halford, B., & Black, R. A.** (2005). The design and production of Co–Cr alloy implants with controlled surface topography by CAD–CAM method and their effects on osseointegration. *Biomaterials*, 26(29), 5890-5897.
- [60] **Bhavar, V., Kattire, P., Patil, V., Khot, S., Gujar, K., & Singh, R.** (2017). A review on powder bed fusion technology of metal additive manufacturing. *Additive manufacturing handbook*, 251-253.
- [61] **ASTM** (2012). Standard terminology for additive manufacturing technologies. *ASTM International F2792-12a*.
- [62] **Calignano, F., Manfredi, D., Ambrosio, E. P., Biamino, S., Lombardi, M., Atzeni, E., ... & Fino, P.** (2017). Overview on additive manufacturing technologies. *Proceedings of the IEEE*, 105(4), 593-612.
- [63] **International Organization for Standardization.** (2015). *Additive Manufacturing: General Principles. Part. 2: Overview of Process Categories and Feedstock.* ISO.
- [64] **Kaur, M., & Srivastava, A. K.** (2002). *J. of Macromol. Sci. Poly. Rev. C*, 42, 481-512.
- [65] **Ng, W. L., Lee, J. M., Zhou, M., Chen, Y. W., Lee, K. X. A., Yeong, W. Y., & Shen, Y. F.** (2020). Vat polymerization-based bioprinting—process, materials, applications and regulatory challenges. *Biofabrication*, 12(2), 022001..
- [66] **de Pastre, M. A., Quinsat, Y., & Lartigue, C.** (2022). Effects of additive manufacturing processes on part defects and properties: a classification review. *International Journal on Interactive Design and Manufacturing (IJIDeM)*, 1-26.
- [67] **Wittbrodt, B., & Pearce, J. M.** (2015). The effects of PLA color on material properties of 3-D printed components. *Additive Manufacturing*, 8, 110-116.
- [68] **Yap, Y. L., Wang, C., Sing, S. L., Dikshit, V., Yeong, W. Y., & Wei, J.** (2017). Material jetting additive manufacturing: An experimental study using designed metrological benchmarks. *Precision engineering*, 50, 275-285.
- [69] **Awad, A., Trenfield, S. J., Goyanes, A., Gaisford, S., & Basit, A. W.** (2018). Reshaping drug development using 3D printing. *Drug discovery today*, 23(8), 1547-1555.

- [70] **Ziaee, M., & Crane, N. B.** (2019). Binder jetting: A review of process, materials, and methods. *Additive Manufacturing*, 28, 781-801.
- [71] **Bhatt, P. M., Kabir, A. M., Peralta, M., Bruck, H. A., & Gupta, S. K.** (2019). A robotic cell for performing sheet lamination-based additive manufacturing. *Additive Manufacturing*, 27, 278-289.
- [72] **Simchi, A.** (2006). Direct laser sintering of metal powders: Mechanism, kinetics and microstructural features. *Materials Science and Engineering: A*, 428(1-2), 148-158.
- [73] **Munir, K. S., Li, Y., & Wen, C.** (2017). Metallic scaffolds manufactured by selective laser melting for biomedical applications. In *Metallic Foam Bone* (pp. 1-23). Woodhead Publishing.
- [74] **Ball, M., Grant, D. M., Lo, W. J., & Scotchford, C. A.** (2008). The effect of different surface morphology and roughness on osteoblast-like cells. *Journal of Biomedical Materials Research Part A*, 86(3), 637-647..
- [75] **Jones, J. R., Atwood, R. C., Poologasundarampillai, G., Yue, S., & Lee, P. D.** (2009). Quantifying the 3D macrostructure of tissue scaffolds. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*, 20(2), 463-471.
- [76] **Zhang, Z., Jones, D., Yue, S., Lee, P. D., Jones, J. R., Sutcliffe, C. J., & Jones, E.** (2013). Hierarchical tailoring of strut architecture to control permeability of additive manufactured titanium implants. *Materials Science and Engineering: C*, 33(7), 4055-4062.
- [77] **Peltola, S. M., Melchels, F. P., Grijpma, D. W., & Kellomäki, M.** (2008). A review of rapid prototyping techniques for tissue engineering purposes. *Annals of medicine*, 40(4), 268-280.
- [78] **Solís Pinargote, N. W., Smirnov, A., Peretyagin, N., Seleznev, A., & Peretyagin, P.** (2020). Direct ink writing technology (3d printing) of graphene-based ceramic nanocomposites: A review. *Nanomaterials*, 10(7), 1300.
- [79] **Mullen, L., Stamp, R. C., Brooks, W. K., Jones, E., & Sutcliffe, C. J.** (2009). Selective Laser Melting: A regular unit cell approach for the manufacture of porous, titanium, bone in-growth constructs, suitable for orthopedic applications. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials: 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*, 89(2), 325-334.
- [80] **Melchels, F. P., Domingos, M. A., Klein, T. J., Malda, J., Bartolo, P. J., & Huttmacher, D. W.** (2012). Additive manufacturing of tissues and organs. *Progress in polymer science*, 37(8), 1079-1104..
- [81] **Disegi, J. A., Kennedy, R. L., & Pilliar, R.** (1999). Cobalt-base alloys for biomedical applications (No. 1365). ASTM International.
- [82] **Konieczny, B., Szczesio-Wlodarczyk, A., Sokolowski, J., & Bociong, K.** (2020). Challenges of Co–Cr alloy additive manufacturing methods in dentistry—the current state of knowledge (systematic review). *Materials*, 13(16), 3524.
- [83] **Zhou, Y., Li, N., Wang, H., Yan, J., Liu, W., & Xu, S.** (2019). Effects of the rare earth element lanthanum on the metal-ceramic bond strength of dental casting Co-Cr alloys. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 121(5), 848-857.

- [84] **Priyadarshini, B., Rama, M., Chetan, & Vijayalakshmi, U.** (2019). Bioactive coating as a surface modification technique for biocompatible metallic implants: a review. *Journal of Asian Ceramic Societies*, 7(4), 397-406.
- [85] **Burg, K. J., Porter, S., & Kellam, J. F.** (2000). Biomaterial developments for bone tissue engineering. *Biomaterials*, 21(23), 2347-2359.
- [86] **Ito, Y., Zheng, J., & Imanishi, Y.** (1997). Enhancement of cell growth on a porous membrane co-immobilized with cell-growth and cell adhesion factors. *Biomaterials*, 18(3), 197-202.
- [87] **Hutmacher, D. W.** (2001). Scaffold design and fabrication technologies for engineering tissues—state of the art and future perspectives. *Journal of Biomaterials Science, Polymer Edition*, 12(1), 107-124.
- [88] **Ajami, E., & Aguey-Zinsou, K. F.** (2012). Calcium phosphate growth at electropolished titanium surfaces. *Journal of functional biomaterials*, 3(2), 327-348.
- [89] **Groza, J. R., & Shackelford, J. F. (Eds.).** (2007). *Materials processing handbook*. CRC press.
- [90] **Ruan, J. M., & Helen, G. M.** (2001). Biocompatibility evaluation in vitro. Part I: Morphology expression and proliferation of human and rat osteoblasts on the biomaterials. *Journal of Central South University of Technology*, 8(1), 1-8.
- [91] **Carradò, A., & Viart, N.** (2010). Nanocrystalline spin coated sol–gel hydroxyapatite thin films on Ti substrate: towards potential applications for implants. *Solid state sciences*, 12(7), 1047-1050.
- [92] **Sousa, S. R., & Barbosa, M. A.** (1996). Effect of hydroxyapatite thickness on metal ion release from Ti6Al4V substrates. *Biomaterials*, 17(4), 397-404.
- [93] **Wang, X., Xu, S., Zhou, S., Xu, W., Leary, M., Choong, P., ... & Xie, Y. M.** (2016). Topological design and additive manufacturing of porous metals for bone scaffolds and orthopaedic implants: A review. *Biomaterials*, 83, 127-141.
- [94] **Rahman, M., Li, Y., & Wen, C.** (2020). HA coating on Mg alloys for biomedical applications: A review. *Journal of Magnesium and Alloys*, 8(3), 929-943.
- [95] **Boccaccini, A. R., & Zhitomirsky, I.** (2002). Application of electrophoretic and electrolytic deposition techniques in ceramics processing. *Current Opinion in Solid State and Materials Science*, 6(3), 251-260.
- [96] **Xuhui, Z. H. A. O., Lingfang, Y. A. N. G., Yu, Z., & XIONG, J.** (2009). Hydroxyapatite coatings on titanium prepared by electrodeposition in a modified simulated body fluid. *Chinese Journal of Chemical Engineering*, 17(4), 667-671.
- [97] **Ma, Y., Han, J., Wang, M., Chen, X., & Jia, S.** (2018). Electrophoretic deposition of graphene-based materials: A review of materials and their applications. *Journal of Materiomics*, 4(2), 108-120.
- [98] **Sarkar, P., & Nicholson, P. S.** (1996). Electrophoretic deposition (EPD): mechanisms, kinetics, and application to ceramics. *Journal of the American Ceramic Society*, 79(8), 1987-2002.

- [99] **Florea, R. M., & Carcea, I.** (2019). Sustainable anti-corrosive protection technologies for metal products by electrodeposition of HEA layers. *In IOP Conference Series: Materials Science and Engineering*, 591, 012014 IOP Publishing, August.
- [100] **Berndt, C. C., Haddad, G. N., Farmer, A. J. D., & Gross, K. A.** (1990). Thermal spraying for bioceramic applications. *In Mater. Forum*, 14, 161-173.
- [101] **Freidberg, J. P.** (2008). Plasma physics and fusion energy. Cambridge university press.
- [102] **Hanyaloglu, C., Aksakal, B., & Bolton, J. D.** (2001). Production and indentation analysis of WC/Fe–Mn as an alternative to cobalt-bonded hardmetals. *Materials Characterization*, 47(3-4), 315-322.
- [103] **Berndt, C. C., Hasan, F., Tietz, U., & Schmitz, K. P.** (2014). A review of hydroxyapatite coatings manufactured by thermal spray. *Advances in calcium phosphate biomaterials*, 267-329.
- [104] **Owens, G. J., Singh, R. K., Foroutan, F., Alqaysi, M., Han, C. M., Mahapatra, C., ... & Knowles, J. C.** (2016). Sol–gel based materials for biomedical applications. *Progress in materials science*, 77, 1-79.
- [105] **Kılınc, A. Ç., Köktaş, S., & Göktaş, A. A.** (2021). Characterization of eggshell-derived hydroxyapatite on Ti6Al4V metal substrate coated by sol–gel method. *Journal of the Australian Ceramic Society*, 57(1), 47-53.
- [106] **Beig, B., Liaqat, U., Niazi, M. F. K., Douna, I., Zahoor, M., & Niazi, M. B. K.** (2020). Current challenges and innovative developments in hydroxyapatite-based coatings on metallic materials for bone implantation: A review. *Coatings*, 10(12), 1249.
- [107] **Li, P., & De Groot, K.** (1994). Better bioactive ceramics through sol-gel process. *Journal of Sol-Gel Science and Technology*, 2(1), 797-801.
- [108] **Rigo, E. C. S., Boschi, A. O., Yoshimoto, M., Allegrini Jr, S., König Jr, B., & Carbonari, M. J.** (2004). Evaluation in vitro and in vivo of biomimetic hydroxyapatite coated on titanium dental implants. *Materials Science and Engineering: C*, 24(5), 647-651.
- [109] **Qu, H., & Wei, M.** (2008). The effect of temperature and initial pH on biomimetic apatite coating. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials: 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*, 87(1), 204-212.
- [110] **Habibovic, P., Barrere, F., Van Blitterswijk, C. A., de Groot, K., & Layrolle, P.** (2002). Biomimetic hydroxyapatite coating on metal implants. *Journal of the American Ceramic Society*, 85(3), 517-522.
- [111] **Li, Y., Yang, W., Li, X., Zhang, X., Wang, C., Meng, X., ... & Guo, Z.** (2015). Improving osteointegration and osteogenesis of three-dimensional porous Ti6Al4V scaffolds by polydopamine-assisted biomimetic hydroxyapatite coating. *ACS applied materials & interfaces*, 7(10), 5715-5724.
- [112] **Suda, Y., Kawasaki, H., Ohshima, T., Nakashima, S., Kawazoe, S., & Toma, T.** (2006). Hydroxyapatite coatings on titanium dioxide thin films prepared by pulsed laser deposition method. *Thin Solid Films*, 506, 115-119.

- [113] **Krebs, H. U., Weisheit, M., Faupel, J., Süske, E., Scharf, T., Fuhse, C., ... & Buback, M.** (2003). Pulsed laser deposition (PLD) a versatile thin film technique. In *Advances in Solid State Physics* (pp. 505-518). Springer, Berlin, Heidelberg.
- [114] **Ho, S. M., SA, V., Ahmed, G., & Vidya, N. S.** (2018). A review of nanostructured thin films for gas sensing and corrosion protection. *Mediterranean Journal of Chemistry*, 7(6).
- [115] **O'Masta, M. R., Dong, L., St-Pierre, L., Wadley, H. N. G., & Deshpande, V. S.** (2017). The fracture toughness of octet-truss lattices. *Journal of the Mechanics and Physics of Solids*, 98, 271-289.
- [116] **Di Caprio, F., Franchitti, S., Borrelli, R., Bellini, C., Di Cocco, V., & Sorrentino, L.** (2022). Ti-6Al-4V Octet-Truss Lattice Structures under Bending Load Conditions: Numerical and Experimental Results. *Metals*, 12(3), 410.
- [117] **Boccaccio, A., Fiorentino, M., Uva, A. E., Laghetti, L. N., & Monno, G.** (2018). Rhombicuboctahedron unit cell based scaffolds for bone regeneration: geometry optimization with a mechanobiology-driven algorithm. *Materials Science and Engineering: C*, 83, 51-66.
- [118] **Babae, S., Jahromi, B. H., Ajdari, A., Nayeb-Hashemi, H., & Vaziri, A.** (2012). Mechanical properties of open-cell rhombic dodecahedron cellular structures. *Acta Materialia*, 60(6-7), 2873-2885.
- [119] **Li, Z. H., Nie, Y. F., Liu, B., Kuai, Z. Z., Zhao, M., & Liu, F.** (2020). Mechanical properties of AlSi10Mg lattice structures fabricated by selective laser melting. *Materials & Design*, 192, 108709.
- [120] **Zheng, L., Gong, W., Tang, Y., Ma, G., Zheng, J., Chen, S. Z., & Li, W. H.** (2018). Electrophoretic-deposited HAP nano-layer as a QCM-D sensor coating: effects of suspension concentration and electric-field strength. *Biosurface and Biotechnology*, 4(3), 79-84.
- [121] **Li, B., & Webster, T. (Eds.).** (2018). *Orthopedic biomaterials: Advances and applications*. Springer.
- [122] **Simka, W., Krzakała, A., Korotin, D. M., Zhidkov, I. S., Kurmaev, E. Z., Cholakh, S. O., ... & Gorewoda, T.** (2013). Modification of a Ti-Mo alloy surface via plasma electrolytic oxidation in a solution containing calcium and phosphorus. *Electrochimica Acta*, 96, 180-190.
- [123] **Baciu, E. R., Cimpoesu, R., Vițialariu, A., Baciu, C., Cimpoesu, N., Sodor, A., ... & Murariu, A.** (2020). Surface Analysis of 3D (SLM) Co-Cr-W Dental Metallic Materials. *Applied Sciences*, 11(1), 255.

ÖZGEÇMİŞ

Ad-Soyad : Gözde ERENER

ÖĞRENİM DURUMU:

- **Lisans** : 2019, İnönü Üniversitesi, Mühendislik Fakültesi, Makine Mühendisliği
- **Yüksek Lisans** : 2022, İnönü Üniversitesi, Makine Mühendisliği Anabilim Dalı, Makine Mühendisliği (Y.L)

YÜKSEK LİSANS TEZİNDEN TÜRETİLEN ÇALIŞMALAR

- **Erener, G. , Gezer, İ. & Bahçe, E. (2022).** Erener, G. , Gezer, İ. & Bahçe, E. (2022). Eklemeli İmalat ve Geleneksel İmalat Yöntemi ile Üretilen CoCr Alaşımı Yüzeylerde Hidroksiapatit (HAp) Kaplamanın Karşılaştırılması . Yüzüncü Yıl Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Dergisi , 27 (1) , 39-49 . DOI: 10.53433/yyufbed.1056997 (Makale)
- **Erener, G. , Gezer, İ. & Bahçe, E. (2022, Şubat).** Eklemeli İmalat ile Üretilen CoCr Yüzeylerin Hidroksiapatit (Hap) Kaplanabilirliği. 3. Uluslararası Mühendislik Bilimleri ve Multidisipliner Yaklaşım Kongresi (s. 596-602). (Tam Metin Bildiri/Sözlü Sunum)

DİĞER ÇALIŞMALAR

- **Erener, G. , Bahçe, E. & Gezer, İ. (2022, Şubat)** Eklemeli İmalat ile Üretilen Eğri Yüzeylerde Hidroksiapatit (Hap) Kaplamanın Araştırılması 3. Uluslararası Mühendislik Bilimleri ve Multidisipliner Yaklaşım Kongresi (s. 591-595). (Tam Metin Bildiri/Sözlü Sunum)