



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

**YÜKSEK
LİSANS
TEZİ**

**DEĞİŞKEN GÖZENEKLİ HÜCRESEL YAPILARIN
METAL EKLEMELİ İMALAT İÇİN TASARIMI VE
ÜRETİLEN YAPILARIN TASARIM İLE
UYUMLULUĞUNUN ARAŞTIRILMASI**

AHMET MURAT DURSUN

MAKİNE MÜHENDİSLİĞİ ANA BİLİM DALI

NİSAN 2019



**DEĐIŐKEN GÖZENEKLİ HÜCRESEL YAPILARIN METAL EKLEMELİ
İMALAT İÇİN TASARIMI VE ÜRETİLEN YAPILARIN TASARIM İLE
UYUMLULUĞUNUN ARAŞTIRILMASI**

Ahmet Murat DURSUN

**YÜKSEK LİSANS TEZİ
MAKİNE MÜHENDİSLİĞİ ANA BİLİM DALI**

**GAZİ ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

NİSAN 2019

Ahmet Murat DURSUN tarafından hazırlanan "DEĞİŞKEN GÖZENEKLİ HÜCRESEL YAPILARIN METAL EKLEMELİ İMALAT İÇİN TASARIMI VE ÜRETİLEN YAPILARIN TASARIM İLE UYUMLULUĞUNUN ARAŞTIRILMASI" adlı tez çalışması aşağıdaki jüri tarafından OY BİRLİĞİ ile Gazi Üniversitesi Makine Mühendisliği Ana Bilim Dalında YÜKSEK LİSANS TEZİ olarak kabul edilmiştir.

Danışman: Prof. Dr. Rahmi ÜNAL

Makine Mühendisliği Ana Bilim Dalı, Gazi Üniversitesi

Bu tezin, kapsam ve kalite olarak Yüksek Lisans Tezi olduğunu onaylıyorum.

Başkan: Prof. Dr. Oğuzhan YILMAZ

Makine Mühendisliği Ana Bilim Dalı, Gazi Üniversitesi

Bu tezin, kapsam ve kalite olarak Yüksek Lisans Tezi olduğunu onaylıyorum.

Üye: Dr. Öğr. Üyesi İhsan TOKTAŞ

Makine Mühendisliği Ana Bilim Dalı, Ankara Yıldırım Beyazıt Üniversitesi

Bu tezin, kapsam ve kalite olarak Yüksek Lisans Tezi olduğunu onaylıyorum.

Tez Savunma Tarihi: 26/04/2019

Jüri tarafından kabul edilen bu tezin Yüksek Lisans Tezi olması için gerekli şartları yerine getirdiğini onaylıyorum.

.....
Prof. Dr. Sena YAŞYERLİ
Fen Bilimleri Enstitüsü Müdürü

ETİK BEYAN

Gazi Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Tez Yazım Kurallarına uygun olarak hazırladığım bu tez çalışmada;

- Tez içinde sunduğum verileri, bilgileri ve dokümanları akademik ve etik kurallar çerçevesinde elde ettiğimi,
- Tüm bilgi, belge, değerlendirme ve sonuçları bilimsel etik ve ahlak kurallarına uygun olarak sunduğumu,
- Tez çalışmada yararlandığım eserlerin tümüne uygun atıfta bulunarak kaynak gösterdiğimi,
- Kullanılan verilerde herhangi bir değişiklik yapmadığımı,
- Bu tezde sunduğum çalışmanın özgün olduğunu,

bildirir, aksi bir durumda aleyhime doğabilecek tüm hak kayıplarını kabullendiğimi beyan ederim.


Ahmet Murat DURSUN

26/04/2019

DEĞİŞKEN GÖZENEKLİ HÜCRESEL YAPILARIN METAL EKLEMELİ İMALAT
İÇİN TASARIMI VE ÜRETİLEN YAPILARIN TASARIM İLE UYUMLULUĞUNUN
ARAŞTIRILMASI
(Yüksek Lisans Tezi)

Ahmet Murat DURSUN

GAZİ ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

Nisan 2019

ÖZET

Metal eklemeli imalat teknolojisi ile geleneksel yöntemlerle işlenmesi zor ve maliyetli olan parçaların üretimi kolaylaşmış ve aynı zamanda karmaşık geometriye sahip açık gözenekli parçaların üretimi mümkün hale gelmiştir. Açık ve değişken gözenekli yapıların bu yöntemle üretilebilir olması çeşitli uygulamalarda üstünlükler sunmaktadır. Bu çalışmada, çeşitli değişken gözenekli hücresel yapıların tasarlanması, metal eklemeli imalat cihazında üretilmesi, tasarım ve üretim arasındaki farklılıkların tespit edilmesi amaçlanmıştır. Bu amaçla, bu yapıların değişkenleri olan birim hücre yapısı, birim hücre boyutu, kolon kalınlığı ve hacimsel boşluk oranının etkisinin incelenmesi hedeflenmiştir. Bu kapsamda, öncelikle kübik, octahedroid ve diamond olmak üzere üç farklı birim hücre yapısı seçilmiştir. Bu hücresel yapılar iç içe geçmiş üç katmandan oluşan silindirik numunelere uygulanmıştır. Oluşturulan değişken gözenekli hücresel yapıların her birine 0,3, 0,5 ve 0,7 mm'lik kolon kalınlıkları verilmiştir. Üretilen bu yapılar bilgisayarlı mikro tomografide taranmış, Arşimet ve kuru tartım yöntemi kullanılarak yapıların hacimsel boşluk değerleri belirlenmiş ve tasarım değerleri ile ayrı ayrı karşılaştırılmıştır. Ayrıca hücresel yapılarda hacimsel boşluk değerinin hesaplanabilmesine yönelik her bir birim hücre yapısı için matematiksel analitik yaklaşım geliştirilmiş ve tasarım yazılımında elde edilen değerler ile karşılaştırılmıştır. Bilgisayarlı mikro tomografiden elde edilen sonuçlara göre tüm değişken gözenekli hücresel yapıların kolon kalınlığı değerlerinde 150-300 μm 'lik artışlar gözlemlenmiştir. Geliştirilen analitik yaklaşım ile elde edilen hacimsel boşluk değerleri, tasarım yazılımındaki değerler ile karşılaştırılmış ve değerlerin birbirine çok yakın olduğu görülmüştür. Bilgisayarlı mikro tomografi analizi sonucunda kübik ve octahedroid yapıların kolonlarında ergimiş metalin oluşturduğu sarkmalar gözlemlenmiştir. Bu sarkmaların üretilen numunelerin hacimsel boşluk oranının tasarıma göre daha düşük olmasına neden olduğu belirlenmiştir.

Bilim Kodu : 91438
Anahtar Kelimeler : Değişken Gözenekli Hücresel Yapılar, Hacimsel Boşluk, Birim Hücre Yapısı, Birim Hücre Boyutu, Kolon Kalınlığı, Eklemeli İmalat
Sayfa Adedi : 104
Danışman : Prof. Dr. Rahmi ÜNAL

DESIGN FOR METAL ADDITIVE MANUFACTURING OF GRADED POROUS
CELLULAR STRUCTURES AND THE INVESTIGATION OF COMPATIBILITY
MANUFACTURED STRUCTURES WITH DESIGN

(M. Sc. Thesis)

Ahmet Murat DURSUN

GAZİ UNIVERSITY
GRADUATE SCHOOL OF NATURAL AND APPLIED SCIENCES

April 2019

ABSTRACT

With the metal additive manufacturing technology, the production of parts that are difficult and costly to process by conventional methods has been simplified and also the production of open-pored parts with complex geometry has become possible. Open and graded porous structures can be produced with this method presents advantages in various applications. In this study, it is aimed to design various graded porous cellular structures, produce the design in metal additive manufacturing device and determine the differences between design and production. For this purpose, it is aimed to investigate the effect of unit cell structure, unit cell size, column thickness and porosity which variables of these structures. In this scope firstly three different unit cell structures cubic, octahedroid and diamond were selected. Then these cellular structures were applied to three layer interlocked cylindrical samples. Column thicknesses of 0.3, 0.5 and 0.7 mm were given to each of the graded porous cellular structures. These structures were scanned at computer micro tomography, Archimedes and dry weighing methods were used to determine the porosity values of the structures and compare them separately with the design values. In addition, a mathematical analytical approach was developed for each unit cell structure to calculate the porosity value in cellular structures and compared with the values obtained in the design software. According to the results obtained from computerized micro tomography, 150-300 μm increments were observed in the column thickness values of all graded porous cellular structures. The porosity values obtained with the developed analytical approach were compared with the values in the design software and the values were very close to each other. As a result of computerized micro tomography analysis, sagging of molten metal was observed in the columns of cubic and octahedroid structures. It has been determined that the manufactured samples porosity is lower than the design due to these saggings.

Science Code : 91438
Key Words : Graded Porous Cellular Structures, Porosity, Unit Cell Structure, Unit Cell Size, Strut Size, Additive Manufacturing
Page Number : 104
Supervisor : Prof. Dr. Rahmi ÜNAL

TEŞEKKÜR

Yüksek lisans eğitimim boyunca beni bu alanda yetiştiren, çalışmalarım boyunca değerli zamanını ayırıp beni yönlendiren, güler yüzü ve yaklaşımıyla bu çalışmayı severek yapmamı sağlayan tez danışmanım Sayın Prof.Dr. Rahmi ÜNAL'a can-ı yürekten teşekkür ederim. Bu tezin ortaya çıkmasına kadar geçen zamanda bana her konuda zaman tanıyan, destek olan, imkan veren ve katkı yapan Sağlık Bilimleri Üniversitesi Gülhane Medikal Tasarım ve Üretim U.A.M., müdürü Sayın Doç. Dr. Simel AYYILDIZ'a teşekkür ederim. Bu çalışmamda, her zaman olduğu gibi değerli fikirleriyle beni aydınlatan Sağlık Bilimleri Üniversitesi Gülhane Medikal Tasarım ve Üretim U.A.M.'nde görevli Sayın Öğr.Gör. Osman DEMİR'e ayrıca teşekkür ederim. Aynı projede görevli olduğum birlikte çalıştığım Sayın Arş.Gör. Çağrı TÜZEMEN'e, deneysel çalışmalarında yardımlarını esirgemeyen Hacettepe Üniversitesi HUNİTEK merkezinde görevli Sayın Doç.Dr. Evren ÇUBUKÇU'ya ve Arş.Gör. Sayın Arif BALCI'ya teşekkür ederim. Sevgili anneme ve babama hayatım boyunca olduğu gibi bu çalışmamda da dualarını esirgemedikleri ve desteklerini her zaman hissettirdikleri için teşekkür ederim. "Eklemeli İmalat Yöntemi ile Değişken Gözenekli Metal Yapıların Geometrik Tasarımı, İmalatı ve Mekanik Özelliklerinin Teorik ve Deneysel Araştırılması "adlı 1001 projesi kapsamında gerçekleştirdiğim çalışmamda maddi katkılarından dolayı TÜBİTAK'a teşekkür ederim.

İÇİNDEKİLER

	Sayfa
ÖZET	iv
ABSTRACT.....	v
TEŞEKKÜR.....	vi
İÇİNDEKİLER	vii
ÇİZELGELERİN LİSTESİ.....	ix
ŞEKİLLERİN LİSTESİ.....	xi
RESİMLERİN LİSTESİ.....	xvii
SİMGELER VE KISALTMALAR.....	xviii
1. GİRİŞ.....	1
2. KAYNAK ARAŞTIRMASI.....	3
2.1. Eklemeli İmalat	3
2.1.1. Metal eklemeli imalat yöntemleri.....	5
2.1.2. Metal eklemeli imalatın üstünlükleri ve zayıflıkları.....	9
2.1.3. Metal eklemeli imalatın kullanım alanları.....	11
2.1.4. Metal eklemeli imalatta kullanılan malzemeler.....	12
2.2. Hücresel Yapılar.....	15
2.2.1. Tasarım süreci.....	18
2.2.2. Üretim süreci.....	25
2.2.3. Mekanik özellikleri.....	30
2.2.4. Değişken gözenekli hücresel yapılar	32
3. MALZEME VE YÖNTEM	35
3.1. Tasarım.....	37
3.1.1. Birim hücre yapısının oluşturulması.....	37
3.1.2. Kolon kalınlığının oluşturulması	38

	Sayfa
3.1.3. Değişken gözenekli hücresel yapıların oluşturulması	39
3.2. Üretim.....	42
3.2.1. Malzeme seçimi ve özellikleri	42
3.2.2. Üretim değişkenleri.....	43
3.2.3. Değişken gözenekli hücresel yapıların üretimi.....	44
3.3. Ölçüm Yöntemleri.....	46
3.3.1. Bilgisayarlı mikro tomografi	47
3.3.2. Arşimet yöntemi	48
4. BULGULAR VE TARTIŞMA.....	51
4.1. Tasarım Bulguları.....	51
4.1.1. Hacimsel boşluk oranı tahmini	52
4.2. Bilgisayarlı Mikro Tomografi Bulguları	64
4.2.1. Kübik yapıların incelenmesi	64
4.2.2. Octahedroid yapıların incelenmesi	71
4.2.3. Diamond yapıların incelenmesi	77
4.3. Arşimet Yöntemi Sonuçları.....	89
4.4. Genel Değerlendirme	92
5. SONUÇLAR VE ÖNERİLER.....	93
5.1. Sonuçlar.....	93
5.2. Öneriler.....	94
KAYNAKLAR	95
ÖZGEÇMİŞ	103

ÇİZELGELERİN LİSTESİ

Çizelge	Sayfa
Çizelge 2.1. MEİ teknolojisini kullanan üretim teknikleri ve bunlara ait bazı özellikler	5
Çizelge 2.2. M.E.İ teknolojilerinin kullanım alanlarına yönelik uygulamalar	12
Çizelge 2.3. Eklemeli imalatta sık kullanılan metal malzemeler	13
Çizelge 2.4. Ti-6Al-4V kimyasal içeriği.....	15
Çizelge 2.5. Hücresel yapıların tasarımına ait standartlar ve standartlara ait değişkenler	18
Çizelge 2.6. Hücresel yapılara ait kolon kalınlığı, gözenek boyutu, gözenek sayısı ve hacimsel boşluk değerlerinin birbirlerine göre değişimi	20
Çizelge 2.7. Ti-6Al-4V hücresel yapılarının mekanik özelliklerinin karşılaştırılması ...	24
Çizelge 2.8. Hücresel yapıların üretiminde eklemeli imalat ile geleneksel üretim yöntemlerinin karşılaştırılması	26
Çizelge 2.9. Hacimsel boşluk oranının teorik ve deneysel olarak karşılaştırılması.....	29
Çizelge 2.10. Hücresel yapılarda tasarım ve üretim değişken değerlerinin karşılaştırılması.....	30
Çizelge 3.1. Ti-6Al-4V (ELI grade 23) kimyasal bileşimi	43
Çizelge 3.2. Malzeme, lazer, tarama ve çevresel etkenlere ait bazı değişkenler	44
Çizelge 3.3. Bazı sıvıların sıcaklıklarına göre yoğunluk değerleri	49
Çizelge 4.1. Kübik birim hücre yapısında çeşitli kolon kalınlığı (d) ve birim hücre boyutu (a) değerleri için matematiksel model ve bilgisayar destekli tasarım yazılımında elde edilen % hacimsel boşluk değerlerinin karşılaştırması	61
Çizelge 4.2. Octahedroid birim hücre yapısında çeşitli kolon kalınlığı (d) ve birim hücre boyutu (a) değerleri için matematiksel model ve bilgisayar destekli tasarım yazılımında elde edilen % hacimsel boşluk değerlerinin karşılaştırması	62
Çizelge 4.3. Diamond birim hücre yapısında çeşitli kolon kalınlığı (d) ve birim hücre boyutu (a) değerleri için matematiksel model ve bilgisayar destekli tasarım yazılımında elde edilen % hacimsel boşluk değerlerinin karşılaştırması.....	63

Çizelge	Sayfa
Çizelge 4.4. Değişken gözenekli hücreli yapılara ait hacimsel boşluk değerleri ve % sapmaların karşılaştırılması.....	90
Çizelge 4.5. Değişken gözenekli hücreli yapıların tasarımında kullanılan kabukların hacimsel boşluk üzerindeki etkisi.....	91



ŞEKİLLERİN LİSTESİ

Şekil	Sayfa
Şekil 2.1. Eklemeli imalat üretimi için genel iş akış şeması.....	3
Şekil 2.2. Eklemeli imalatın sınıflandırılması.....	4
Şekil 2.3. Seçici lazer ergitme (SLM) sisteminin çalışma yöntemi.....	6
Şekil 2.4. SLM teknolojisi ile üretilmiş parçalar	7
Şekil 2.5. Toz beslemeli sistem ve bileşenleri	8
Şekil 2.6. Tel beslemeli sistem ve bileşenleri	9
Şekil 2.7. MEİ teknolojisinin çeşitli endüstrilerdeki kullanım oranları.....	12
Şekil 2.8. Küresel toz parçacıkları a) Ti6Al4V b) CoCrMo c) 316L paslanmaz çelik	14
Şekil 2.9. Hüresel yapılara örnekler	16
Şekil 2.10. Twisted birim hücre tipi (1), hacimsel boşluğa sahip silindirik parça (2), birim hücre boyutu (a,b,c) , kolon kalınlığı (d)	18
Şekil 2.11. Bazı birim hücre yapılarına ait görseller	19
Şekil 2.12. Kübik birim hücre yapısı (1) ve diamond birim hücre yapısı (2).....	19
Şekil 2.13. Birim hücre yapısı (a), birim hücrenin numune parçasına uygulanmış hali (b), kolon kalınlığı ve gözenek boyutunun birim hücre kesiti üzerinde gösterilişi (c), üretilmiş hacimsel boşluklu yapı (d).....	20
Şekil 2.14. Kolon kalınlığı	21
Şekil 2.15. Hacimsel boşluklu yapı.....	22
Şekil 2.16. Farklı implant malzemelerinde kortikal kemikteki ortalama yoğunluk kayıp oranı.....	23
Şekil 2.17. Normalize edilmiş elastiklik modülü - hacimsel boşluk grafiği.....	25
Şekil 2.18. SLM üretim yönteminde uygulanan çeşitli destek yapıları (a) ve uygulaması (b)	27
Şekil 2.19. Lazer gücü ve tarama hızının kolon kalınlığı üzerindeki etkisi.....	27
Şekil 2.20. SLM üretim yönteminde sıçramanın oluşumu	28
Şekil 2.21. Enerji girişinin kolon kalınlığı üzerindeki etkisi	28

Şekil	Sayfa
Şekil 2.22. Kolonlar üzerine yapışan tozlar	29
Şekil 2.23. Bazı metal ve alaşımları için hacimsel boşluk oranına göre basma dayanımı ve elastiklik modülünün değişimi.....	30
Şekil 2.24. Ti-6Al-4V alaşımından imal edilmiş farklı birim hücre yapılarına ait basma testi sonucu elde edilmiş Elastiklik modülü- hacimsel boşluk oranı grafiği	31
Şekil 2.25. Farklı birim hücre yapılarına ait Basma dayanımı - % hacimsel boşluk grafiği	31
Şekil 2.26. Tek ekseninde oluşturulmuş değişken gözenekli hücresel yapının kesit görüntüsü	32
Şekil 2.27. Katmanlara göre radyal yönde 2 katmanlı (a) ve 3 katmanlı (b) içe doğru genişleyen bir biçimde oluşturulmuş değişken gözenekli hücresel yapılar.....	32
Şekil 2.28. Kemik dokunun iç yapısı	33
Şekil 2.29. Ti-6Al-4V alaşımından üretilen homojen ve değişken gözenekli hücresel yapıların mekanik özellikleri arasındaki farklar	34
Şekil 3.1. Değişken gözenekli hücresel yapıların oluşturulması ve ortaya çıkan katı modellerden elde edilen sonuçların karşılaştırılmasında izlenen yol	36
Şekil 3.2. Soldan sağa sırasıyla kübik, octahedroid ve diamond birim hücre yapısı	38
Şekil 3.3. Her bir birim hücre yapısını çevreleyen küp	38
Şekil 3.4. Soldan sağa sırasıyla Kübik, Octahedroid ve Diamond birim hücre yapılarına ait kolon kalınlıkları (d)	38
Şekil 3.5. Kullanılan silindirik numune (1) ve iç içe geçmiş silindirik katmanlar (2)....	39
Şekil 3.6. Kübik (1), octahedroid (2) ve diamond (3) birim hücre boyutu kesit görüntüleri	39
Şekil 3.7. Kübik (1), octahedroid (2) ve diamond (3) birim hücre yapısında oluşan bağlantısızlıklar ve kübik (4), octahedroid (5) ve diamond (6) birim hücre yapısına eklenen ek kolon bağlantılarının kesit görüntüleri.....	40
Şekil 3.8. Oluşturulan değişken gözenekli hücresel yapı, Kübik (d = 0,3 mm) (1), Kübik (d = 0,5 mm) (2), Kübik (d = 0,7 mm) (3), Octahedroid (d=0,3 mm) (4), Octahedroid (d=0,5 mm) (5), Octahedroid (d=0,7 mm) (6), Diamond (d=0,3 mm) (7), Diamond (d=0,5 mm) (8), Diamond (d=0,7 mm) (9)	41

Şekil	Sayfa
Şekil 3.9. Kolon kalınlığı oluşturulması işlemi sonrasında numune ölçüleri dışına taşan kolonlar (1,2,3) ve kesme işlemi sonrası numune sınırları içine alınmış görüntüleri (4,5,6)	41
Şekil 3.10. Değişken gözenekli yapıların alt ve üst kısmını eklenen 21 mm çapında 1 mm kalınlığında kabuklar, Kübik (1), Octahedroid (2), Diamond (3).....	42
Şekil 3.11. Destek malzemelerinin yandan ve alttan görünüşleri	44
Şekil 3.12. Magics RP arayüz yazılımında stl ve cls formatında oluşturulan veriler	45
Şekil 4.1. Kübik d=0,3 mm (1), Kübik d=0,3 mm (2), Kübik d=0,7 mm (3), octahedroid d=0,3 mm (4), octahedroid d=0,5 mm (5), octahedroid d=0,7 mm (6), diamond d=0,3 mm (7), diamond d=0,5 mm (8) ve diamond d=0,7 mm (9) birim hücre yapısına ait oluşturulan değişken gözenekli hücresel yapı tasarımları	51
Şekil 4.2. Kübik (1), Octahedroid (2) ve diamond (3) birim hücre yapılarından oluşturulan değişken gözenekli hücresel yapıların kesit görüntüsü üzerinden birim hücre boyutunun gösterilişi	52
Şekil 4.3. Kübik (1,2) , octahedroid (3,4) ve diamond (5,6) birim hücre yapısının bir birim küp içinde hacimsel olarak gösterilişi.....	53
Şekil 4.4. Kübik birim hücre yapısına ait kolon kalınlığı (d) ve birim hücre boyutu (a)	54
Şekil 4.5. Kübik birim hücre yapısı için % hacimsel boşluk- Kolon kalınlığı grafiği....	55
Şekil 4.6. Kübik birim hücre yapısı için % hacimsel boşluk- birim hücre boyutu grafiği	55
Şekil 4.7. Octahedroid birim hücre yapısına ait kolon kalınlığı (d) ve birim hücre boyutu(a)	56
Şekil 4.8. Octahedroid birim hücre yapısı için % hacimsel boşluk- Kolon kalınlığı grafiği	57
Şekil 4.9. Octahedroid birim hücre yapısı için % hacimsel boşluk- birim hücre boyutu (a) grafiği	58
Şekil 4.10. Diamond birim hücre yapısına ait kolon kalınlığı (d) ve birim hücre boyutu (a)	58
Şekil 4.11. Diamond birim hücre yapısı için % hacimsel boşluk- Kolon kalınlığı grafiği	60
Şekil 4.12. Diamond birim hücre yapısı için % hacimsel boşluk- birim hücre boyutu (a) grafiği	60

Şekil	Sayfa
Şekil 4.13. Kübik yapılar için matematiksel model- tasarım yazılımı arasındaki hacimsel boşluk sapma değerleri	62
Şekil 4.14. Octahedroid yapılar için matematiksel model- tasarım yazılımı arasındaki hacimsel boşluk sapma değerleri	63
Şekil 4.15. Diamond yapılar için matematiksel model- tasarım yazılımı arasındaki hacimsel boşluk sapma değerleri	64
Şekil 4.16. Değişken gözenekli kübik hücresel yapısının (d = 0,3 mm, a = 2,2; 2; 1,8 mm) bilgisayarlı mikro tomografi kesit görüntüleri 1.katman geçişi (1), 2. katman geçişi (2), 3. katman geçişi (3)	66
Şekil 4.17. Değişken gözenekli kübik hücresel yapısının (d = 0,3 mm, a = 2,2; 2; 1,8 mm) yatay ekseninde oluşan ergimiş malzeme sarkmaları.....	67
Şekil 4.18. Değişken gözenekli kübik hücresel yapısının (d = 0,5 mm, a = 2,2; 2; 1,8 mm) bilgisayarlı mikro tomografi kesit görüntüleri 1.katman geçişi (1), 2. katman geçişi (2), 3. katman geçişi (3)	68
Şekil 4.19. Değişken gözenekli kübik hücresel yapısının (d = 0,5 mm, a = 2,2; 2; 1,8 mm) yatay ekseninde oluşan ergimiş malzeme sarkmaları.....	69
Şekil 4.20. Değişken gözenekli kübik hücresel yapısının (d = 0,7 mm, a = 2,2; 2; 1,8 mm) bilgisayarlı mikro tomografi kesit görüntüleri 1.katman geçişi (1), 2. katman geçişi (2), 3. katman geçişi (3)	70
Şekil 4.21. Değişken gözenekli kübik hücresel yapısının (d = 0,7 mm, a = 2,2; 2; 1,8 mm) yatay ekseninde oluşan ergimiş malzeme sarkmaları.....	71
Şekil 4.22. Değişken gözenekli octahedroid hücresel yapısının (d = 0,3 mm, a = 2,2; 2; 1,8 mm) bilgisayarlı mikro tomografi kesit görüntüleri 1.katman geçişi (1), 2. katman geçişi (2), 3. katman geçişi (3)	72
Şekil 4.23. Değişken gözenekli octahedroid hücresel yapısının (d= 0,3 mm, a = 2,2; 2; 1,8 mm) yatay ekseninde oluşan ergimiş malzeme sarkmaları	73
Şekil 4.24. Değişken gözenekli octahedroid hücresel yapısının (d = 0,5 mm, a = 2,2; 2; 1,8 mm) bilgisayarlı mikro tomografi kesit görüntüleri 1.katman geçişi (1), 2. katman geçişi (2), 3. katman geçişi (3)	74
Şekil 4.25. Değişken gözenekli octahedroid hücresel yapısının (d = 0,5 mm, a = 2,2; 2; 1,8 mm) yatay ekseninde oluşan ergimiş malzeme sarkmaları	75
Şekil 4.26. Değişken gözenekli octahedroid hücresel yapısının (d = 0,7 mm, a = 2,2; 2; 1,8 mm) bilgisayarlı mikro tomografi kesit görüntüleri 1.katman geçişi (1), 2. katman geçişi (2), 3. katman geçişi (3)	76
Şekil 4.27. Değişken gözenekli octahedroid hücresel yapısının (d = 0,7 mm, a = 2,2; 2; 1,8 mm) yatay ekseninde oluşan ergimiş malzeme sarkmaları	77

Şekil	Sayfa
Şekil 4.28. Değişken gözenekli diamond hücresele yapısının ($d = 0,3$ mm) bilgisayarlı mikro tomografi kesit görüntülerinden elde edilen 1. katman geçişindeki kolon kalınlığı değerleri.....	78
Şekil 4.29. Değişken gözenekli diamond hücresele yapısının ($d = 0,3$ mm) bilgisayarlı mikro tomografi kesit görüntülerinden elde edilen 1. katman geçişindeki birim hücre boyutu ve gözenek boyutu değerleri	78
Şekil 4.30. Değişken gözenekli diamond hücresele yapısının ($d = 0,3$ mm) bilgisayarlı mikro tomografi kesit görüntülerinden elde edilen 2. katman geçişindeki kolon kalınlığı değerleri.....	79
Şekil 4.31. Değişken gözenekli diamond hücresele yapısının ($a = 2,2; 2; 1,8$ mm) bilgisayarlı mikro tomografi kesit görüntülerinden elde edilen 2. katman geçişindeki birim hücre boyutu ve gözenek boyutu değerleri	79
Şekil 4.32. Değişken gözenekli diamond hücresele yapısının ($d = 0,3$ mm) bilgisayarlı mikro tomografi kesit görüntülerinden elde edilen 3. katman geçişindeki kolon kalınlığı değerleri.....	80
Şekil 4.33. Değişken gözenekli diamond hücresele yapısının ($d = 0,3$ mm) bilgisayarlı mikro tomografi kesit görüntülerinden elde edilen 3. katman geçişindeki birim hücre boyutu ve gözenek boyutu değerleri	80
Şekil 4.34. Değişken gözenekli diamond hücresele yapısının ($d = 0,3$ mm, $a = 2,2; 2; 1,8$ mm) yatay ekseninde oluşan ergimiş malzeme sarkmaları	81
Şekil 4.35. Değişken gözenekli diamond hücresele yapısının ($d = 0,5$ mm) bilgisayarlı mikro tomografi kesit görüntülerinden elde edilen 1. katman geçişindeki kolon kalınlığı değerleri.....	82
Şekil 4.36. Değişken gözenekli diamond hücresele yapısının ($d = 0,5$ mm) bilgisayarlı mikro tomografi kesit görüntülerinden elde edilen 1. katman geçişindeki birim hücre boyutu ve gözenek boyutu değerleri	82
Şekil 4.37. Değişken gözenekli diamond hücresele yapısının ($d = 0,5$ mm) bilgisayarlı mikro tomografi kesit görüntülerinden elde edilen 2. katman geçişindeki kolon kalınlığı değerleri.....	83
Şekil 4.38. Değişken gözenekli diamond hücresele yapısının ($d = 0,5$ mm) bilgisayarlı mikro tomografi kesit görüntülerinden elde edilen 2. katman geçişindeki birim hücre boyutu ve gözenek boyutu değerleri	83
Şekil 4.39. Değişken gözenekli diamond hücresele yapısının ($d = 0,5$ mm) bilgisayarlı mikro tomografi kesit görüntülerinden elde edilen 3. katman geçişindeki kolon kalınlığı değerleri.....	84
Şekil 4.40. Değişken gözenekli diamond hücresele yapısının ($d = 0,5$ mm) bilgisayarlı mikro tomografi kesit görüntülerinden elde edilen 3. katman geçişindeki birim hücre boyutu ve gözenek boyutu değerleri	84

Şekil	Sayfa
Şekil 4.41. Değişken gözenekli diamond hücresele yapısının ($d = 0,5$ mm, $a = 2,2; 2; 1,8$ mm) yatay ekseninde oluşan ergimiş malzeme sarkmaları ..	85
Şekil 4.42. Değişken gözenekli diamond hücresele yapısının ($d = 0,7$ mm) bilgisayarlı mikro tomografi kesit görüntülerinden elde edilen 1. katman geçişindeki kolon kalınlığı değerleri.....	86
Şekil 4.43. Değişken gözenekli diamond hücresele yapısının ($d = 0,7$ mm) bilgisayarlı mikro tomografi kesit görüntülerinden elde edilen 1. katman geçişindeki birim hücre boyutu ve gözenek boyutu değerleri	86
Şekil 4.44. Değişken gözenekli diamond hücresele yapısının ($d = 0,7$ mm) bilgisayarlı mikro tomografi kesit görüntülerinden elde edilen 2. katman geçişindeki kolon kalınlığı değerleri.....	87
Şekil 4.45. Değişken gözenekli diamond hücresele yapısının ($d = 0,7$ mm) bilgisayarlı mikro tomografi kesit görüntülerinden elde edilen 2. katman geçişindeki birim hücre boyutu ve gözenek boyutu değerleri	87
Şekil 4.46. Değişken gözenekli diamond hücresele yapısının ($d = 0,7$ mm) bilgisayarlı mikro tomografi kesit görüntülerinden elde edilen 3. katman geçişindeki kolon kalınlığı değerleri.....	88
Şekil 4.47. Değişken gözenekli diamond hücresele yapısının ($d = 0,7$ mm) bilgisayarlı mikro tomografi kesit görüntülerinden elde edilen 3. katman geçişindeki birim hücre boyutu ve gözenek boyutu değerleri	88
Şekil 4.48. Değişken gözenekli diamond hücresele yapısının ($d = 0,7$ mm, $a = 2,2; 2; 1,8$ mm) yatay ekseninde oluşan ergimiş malzeme sarkmaları ..	89
Şekil 4.49. Değişken gözenekli yapıların hacimsel boşluk değerlerinde meydana gelen sapmaların karşılaştırılması (tasarım-arşimet)	90
Şekil 4.50. Değişken gözenekli yapıların hacimsel boşluk değerlerinde meydana gelen sapmaların karşılaştırılması (tasarım- kuru tartım)	91

RESİMLERİN LİSTESİ

Resim	Sayfa
Resim 3.1. Üretimde kullanılan Ti-6Al-4V alaşım tozuna ait SEM görüntüleri.....	43
Resim 3.2. Üretimde kullanılan Concept Laser marka M2 model 3 boyutlu metal yazıcı	43
Resim 3.3. Değişken gözenekli hücreli yapıların üretim esnasındaki görüntüleri	45
Resim 3.4. Değişken gözenekli hücreli yapıların üretim sonrasına ait görüntüleri.....	46
Resim 3.5. Bilgisayarlı mikro tomografi cihazı.....	47
Resim 3.6. Numunenin bilgisayarlı mikro tomografi içindeki görüntüleri	48
Resim 3.7. Yoğunluk ölçüm cihazı.....	49

SİMGELER VE KISALTMALAR

Bu çalışmada kullanılmış simgeler ve kısaltmalar, açıklamaları ile birlikte aşağıda sunulmuştur.

Simgeler

Açıklamalar

a	Birim hücre boyutları (mm)
d	Kolon kalınlığı (mm)
V_{boşluk}	Birim küp içindeki boşluk hacmi (mm ³)
V_{kolon}	Kolonların toplam hacmi (mm ³)
V_{kolonNET}	Birim küp içinde kalan kolonların hacmi (mm ³)
V_{küp}	Birim Küp Hacmi (mm ³)

Kısaltmalar

Açıklamalar

ASTM	American Society for Testing and Materials
CAD	Computer Aided Design
CLS	Concept Laser
EBFFF	Elektron Işını Serbest Form
EBM	Elektron Işını ile Ergitme
ISO	International Organization for Standardization
LENS	Lazerle Net Şekillendirme
MEİ	Metal Eklemeli İmalat
SEM	Taramalı Elektron Mikroskobu
SLM	Seçici Lazer Ergitme
STL	Stereolithography

1. GİRİŞ

Dünyada teknolojinin durmaksızın ilerlemesi ile birlikte sürekli yeni gelişmeler ortaya çıkmaktadır. Bu gelişmelerin en önemlilerinden biri de 4. sanayi devrimi olarak adlandırılan endüstri 4.0 uygulamasıdır. Bu uygulamanın önemli bileşenlerinden biri de 3 boyutlu yazıcılardır. Eklemeli imalat yöntemi ile çalışan bu makineler, son yıllarda havacılık, otomotiv, elektronik, kuyumculuk ve medikal gibi alanlarda adından sıklıkla söz ettirmeye başlamıştır. Bu teknolojinin üretim metotlarından biri de Seçici Lazer Ergitme (Selective Laser Melting-SLM) yöntemidir. Bu imalat teknolojisi ile geleneksel yöntemlerle işlenmesi zor ve maliyetli olan titanyum alaşımlarından parça üretimi oldukça kolaylaştırılmıştır. Aynı zamanda bu alaşımlardan, karmaşık geometriye sahip açık gözenekli parçaları üretmek mümkün hale gelmiştir. Açık gözeneklilik, üretilmesi planlanan parçaların analiz sonuçlarına göre tespit edilen kısımlarına değişken olarak uygulanabilmektedir. Bu değişken gözenekli hücresel yapı yüksek özgül mukavemet ile birlikte parça da hafiflik, maliyet, zaman gibi konularda üstünlük sağlamaktadır.

Değişken gözenekli hücresel yapının tasarımında birkaç önemli değişken söz konusudur. Bunlar kullanılan birim hücre yapısı, birim hücre boyutu, kolon kalınlığı ve hacimsel boşluk oranı olarak sıralanabilir. Bu değişkenler oluşturulan yapının mekanik özellikleri ile yoğunluğunu önemli ölçüde etkilemektedir. Değişken gözenekli hücresel yapının tasarımı ve üretimi arasında SLM teknolojisinin kullanıldığı 3 boyutlu yazıcıların özelliklerinden kaynaklanan ve literatürde de belirtilen bazı geometrik uyumsuzluklar mevcuttur. Bu sapmaların bilinmesi tasarım aşamasında hedeflenen yapısal değerlerin elde edilmesi için önem taşımaktadır.

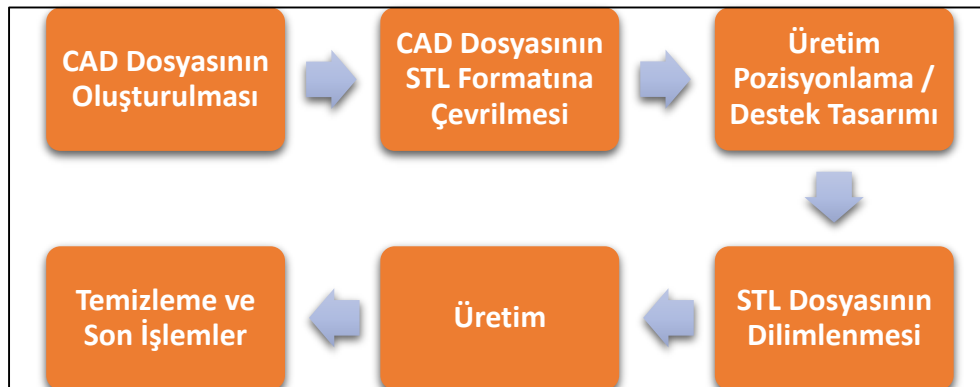
Bu çalışmada; çeşitli değişken gözenekli hücresel yapıların tasarlanıp SLM teknolojisi ile çalışan bir 3 boyutlu metal yazıcıda üretilerek, tasarım ve üretim arasındaki farklılıkların tespit edilmesi amaçlanmaktadır. Tasarım ile üretim arasındaki verilerin karşılaştırılıp bu yapıların değişkenleri olan birim hücre yapısı, birim hücre boyutu, kolon kalınlığı ve hacimsel boşluk oranıyla olan ilişkisini araştırmaktır. Bu amaçla bu tez kapsamında kübik, diamond ve ochatedroid birim hücre yapısı için aynı birim hücre boyutu ve farklı kolon kalınlıkları kullanılarak 9 farklı tasarım oluşturulmuştur. Bu tasarımlar eklemeli imalat yöntemi ile üretilip deneysel olarak incelenmiş ve sonuçları karşılaştırılmıştır.

2. KAYNAK ARAŞTIRMASI

2.1. Eklemeli İmalat

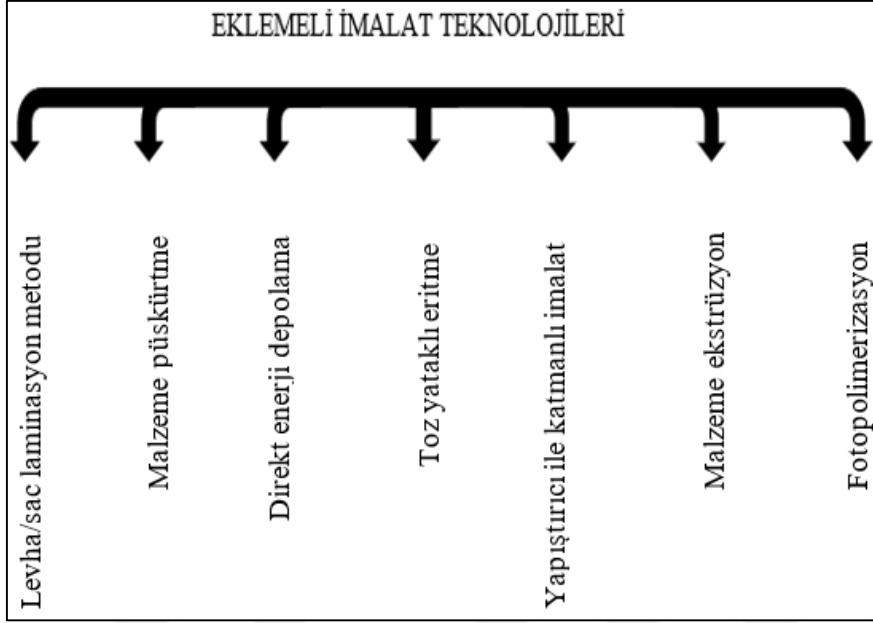
Eklemeli imalat teknolojisi, ASTM F2792-10 standardında: “Eksiltmeli üretim teknolojilerinin tersine bu işlem; genellikle katman üstüne katman şeklinde malzemeleri birbirlerine ekleyerek 3 boyutlu model oluşturma.” olarak tanımlanmaktadır [1]. Literatürde ise 3 boyutlu yazma, anlık imalat, doğrudan cad imalat, doğrudan dijital üretim, e-üretim, hızlı imalat, hızlı prototip teknolojileri, hızlı şekil bağımsız imalat, hızlı üretim, eklemeli imalat, eklemeli üretim, malzeme eklemeli imalat, masaüstü imalat, otomasyonlu fabrikasyon, serbest biçimli üretim ve serbest şekil fabrikasyon gibi değişik isimlerle ifade edilmektedir [2,3].

Farklı isimlendirmelere rağmen eklemeli imalat cihazlarındaki genel iş akışı (Şekil 2.1) bilgisayar ortamında Bilgisayar Destekli Tasarım (CAD) şeklinde oluşturulan parçanın üçgensel kafes yüzeyle bir modele (STereoLithography-STL) dönüştürülmesi ve özel yazılımlarla belirlenen ölçülerde katmanlara dilimlendikten sonra kalıp, model vb. araç gereç ihtiyacı duymadan 3 boyutlu yazıcı vasıtası ile tabandan başlanarak katman katman fiziksel bir modele dönüştürülmesi şeklindedir [2,4,5].



Şekil 2.1. Eklemeli imalat üretimi için genel iş akış şeması

Plastik ve metal hammadde kullanımına göre farklı üretim metotlarına sahip olan eklemeli imalat teknolojileri Şekil 2.2’de gösterilmiştir.



Şekil 2.2. Eklemeli imalatın sınıflandırılması

Eklemeli imalat teknolojisi parça tasarımında büyük bir esneklik sağlamakta ve üretimi, diğer yöntemler ile oldukça zor veya imkânsız olan karmaşık geometrileri üretme imkânı tanımaktadır. Bilgisayar ortamında modellenen hemen her türlü şekil, katmanlar halinde dökülerek/işlenerek üretilebilmektedir. Özellikle görülen yüzeylerin altında havalandırma/soğutma kanalları, destek yapıları gibi ancak özel döküm veya çok hassas metal kaldırma işlemleri gerektiren yapılar, katmanlar halinde imal edilebilmektedir. Hatta yapı içerisinde hafifletmek amaçlı tümüyle kapalı boşluklar dahi oluşturulabilmektedir [6-8].

Eklemeli imalat, tasarımlara imalat yöntemi kaynaklı sınırları azaltması ve çok farklı malzeme kullanımı gibi büyük üstünlüklere sahiptir. İç-dış yüzey yapısı, et kalınlığı, gözeneklilik, gözenek boyutu ve şekil değişkenlerini tasarımcının isteği doğrultusunda bir yazılım ile dijital olarak tasarımı yapılan nesnelere 3 boyutlu yazıcılar aracılığıyla katman katman üretilebilmektedir.

3 boyutlu yazdırma; hammadde ve enerjiyi daha verimli kullanarak karmaşık tasarımlar için ek maliyet gerektirmeden sınırsız çeşitlilikteki ürünü tek makine ile yapabilmektedir. Ancak 3 boyutlu yazıcının; kalite güvencesinin yetersizliği, standartların yerleşmemesi ve çalışma alanlarının gelişmeye açık olması gibi sorunlar mevcuttur. Malzeme çeşitliliğinin az olması ayrıca malzeme maliyetlerinin yüksek olması dolayısıyla fazla miktarda üretimlerde kitlesel

üretim kadar ekonomik olamamaktadır [9]. Tüm bunlara rağmen malzemenin mekanik özelliklerde yapılan iyileştirmelere bağlı olarak eklemeli imalat teknikleri kullanılarak üretilen parçaların sayısı önemli ölçüde artmaktadır [10, 11].

2.1.1. Metal eklemeli imalat yöntemleri

Eklemeli imalat teknolojisi üretime organik malzemeler ile başlamış; enerji tasarrufu, dayanıklılık, sürdürülebilirlik, maliyet tasarrufu, üretim ve performans verimliliği gibi teknik gereklilikleri sağladığında metalik malzemeler için aşamalı olarak uygulanabilirlik kazanmıştır [12].

Metal eklemeli imalat (MEİ) teknolojisi 3 farklı üretim tekniği olarak sınıflandırılmış ve bu üretim tekniklerine ait mevcut bulunan ticari markalar, metal işleme metodu ve kullandığı enerji kaynakları olarak Çizelge 2.1 'de gösterilmiştir.

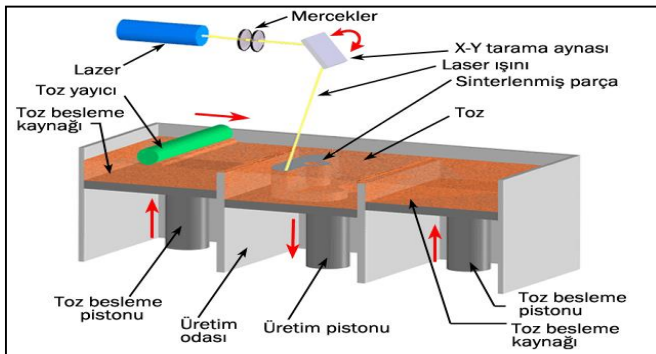
Çizelge 2.1. MEİ teknolojisini kullanan üretim teknikleri ve bunlara ait bazı özellikler [12]

Üretim Tekniği	Mevcut Ticari Markalar	Metal İşleme Metodu	Enerji Kaynağı
Toz yataklı	ARCAM EOS Concept laser cusing MTT Phoenix system Renishaw Realizer Matsuura Ermaksan	Elektron ışını ile ergitme Doğrudan metal lazer sinterleme Seçici lazer ergitme Seçici lazer ergitme Seçici lazer ergitme Seçici lazer ergitme Seçici lazer ergitme Seçici lazer ergitme Seçici lazer ergitme	Elektron ışını Yb-Fiber lazer Fiber lazer Fiber lazer Fiber lazer Lazer Lazer Fiber lazer Fiber lazer
Toz beslemeli	Optomec (LENS) POM DMD Accufusion laser Consolidation Irepa laser Trumpf Huffman	Lazer Toz Şekillendirme Doğrudan Metal Biriktirme Lazer kesme Lazer biriktirme Lazer biriktirme Lazer biriktirme	Fiber lazer Disk lazer Nd:YAG lazer Lazer kaplama - CO ₂ kaplama
Tel beslemeli	Sciaky MER plasma transferred arc	Elektron ışını biriktirme Plazma ark kaynağı ile serbest formda üretim	Kaynak 350 A dc güçte plazma ark kaynağı

Toz yataklı sistemler

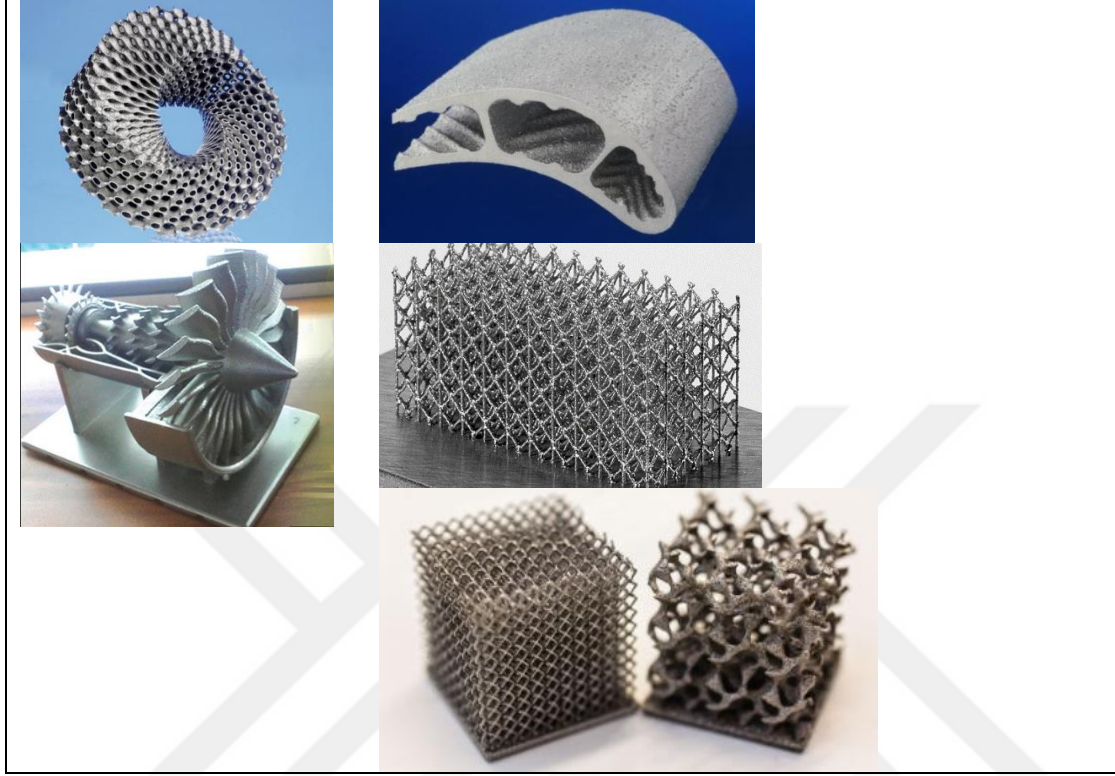
Toz yataklı sistemler; lazer tarama sistemi, toz transfer sistemi, serici ve piston olmak üzere 4 ana bileşenden oluşmaktadır. Üretim başlamadan önce tozun bulunduğu platform piston yardımı ile yukarı doğru hareket eder ve üretim platformu da piston yardımıyla bir tabaka kalınlığı kadar aşağı doğru hareket eder. Toz, serici yardımıyla tozun bulunduğu platform üzerinden üretim platformu üzerine yaydırılır. Daha sonra lazer ışını, bir tarayıcı sistemin kılavuzluğu ile tozu seçici olarak ertirir. Bir katmanın tamamlanması üzerine, üretim platformunun pistonu bir katman kalınlığı kadar aşağı iner ve üzerine yeni bir katman oluşturulması için toz yayılır. Bu işlem, tüm parça oluşturuluncaya kadar tekrarlanır. Üretim tamamlandığında üretim platformu yukarı doğru hareket eder ve parçayı açığa çıkarır. Parça etrafında biriken fazla tozlar fırça veya uygun bir ekipman ile temizlendikten sonra tekrar kullanılabilir.

SLM, ince metal tozlarını bir araya getirerek üç boyutlu metal parçaları oluşturmak için dijital bilgi kaynağı olarak 3 boyutlu bilgi işlem verilerini ve ısı kaynağı olarak da yüksek güçlü bir lazer ışını kullanan bir eklemeli imalat sürecidir. Metaller için toz yataklı lazerli eklemeli imalat teknolojilerinden en önemli dallarından biri olan SLM tekniği, malzeme ve geometri bakımından esnek bir şekilde doğrudan 3 boyutlu parçalar üretmek için büyük bir potansiyele sahiptir [13,14]. Bu üretim yönteminin önemli özelliklerinden biri de destek yapılarına ihtiyaç olmasıdır. Çoğunlukla, ısıyı hızlı bir şekilde yaymayı ve parça geometrisi üzerinde daha iyi kontrol sağlamak amacıyla bu destek yapıları kullanılmaktadır. Bu ısı transferini lazerin tozu erittiği yerde uzaklaşmasına imkân sağlar. Bu nedenle termal gerilmeler azalır ve yayılmalar (wrapping) önlenir [15]. SLM teknolojisini çalışma yöntemi Şekil 2.3’de gösterilmiştir.



Şekil 2.3. Seçici lazer ertirme (SLM) sisteminin çalışma yöntemi [16,17]

Farklı sektörlerin ihtiyaçları için SLM teknolojisi kullanılarak üretilmiş parçaların görselleri Şekil 2.4'de verilmiştir.



Şekil 2.4. SLM teknolojisi ile üretilmiş parçalar [18-20]

SLM'nin en önemli üstünlüklerinden biri, karmaşık geometriler ve hücresel yapı gibi hafif yapılara sahip parçaların üretilmesidir. Hücresel yapı, yüksek mukavemet-ağırlık oranı, iyi termal ve akustik yalıtım gibi yüksek performans sunabilir, bu da onları havacılık ve medikal gibi yüksek değerli endüstriyel uygulamalara uygun hale getirmektedir [21,22].

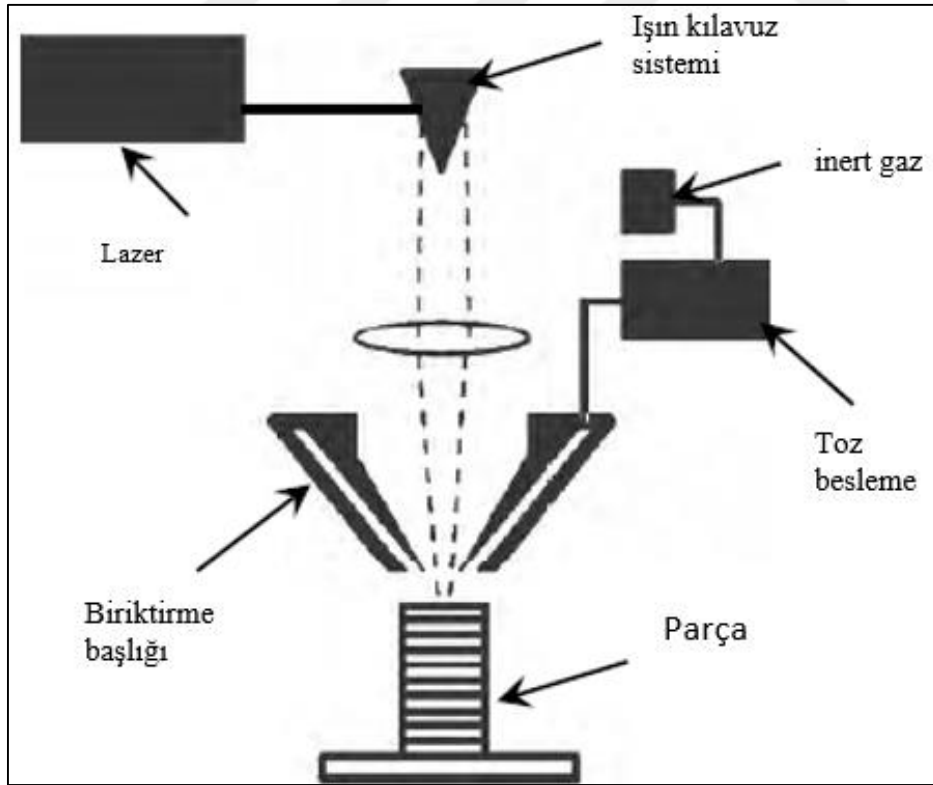
Toz beslemeli sistemler

Bu sistemde, toz yataklı sistemlere göre daha büyük ölçekli parçalar üretilmektedir. Sistemin çalışma yönteminde metal tozu parçacıkları bir nozul vasıtası ile parça yüzeyine taşınır. Daha sonra tozun eritilmesi için lazer gücü kullanılır. Süreç nihai üç boyutlu bileşen oluşana kadar tekrarlanmaktadır. Bu sistemin 2 çeşidi vardır [12];

- Biriktirme başlığı hareket ederken, iş parçasının sabit olduğu
- İş parçası hareket ederken, biriktirme başlığının sabit olduğu sistemler.

Bu sistemi kullanmanın en belirgin 2 üstünlüğü ise; büyük üretim hacmi ve yıpranmış veya hasar görmüş parçaları yenileyebilmesidir.

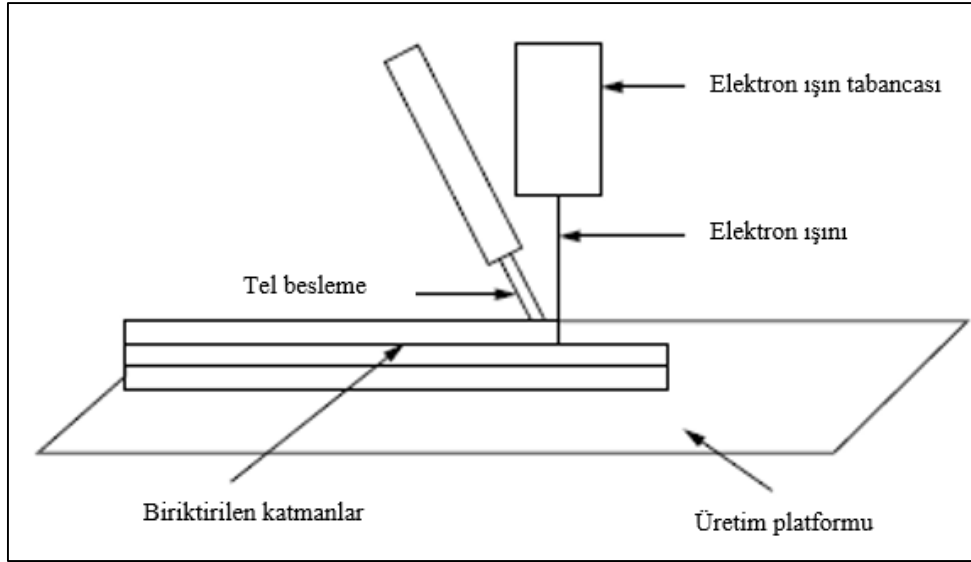
Bu sistemler titanyum, nikel bazlı süper alaşımlar, paslanmaz çelikler ve takım çelikleri gibi toz halinde bulunan malzemeleri işleyebilmektedir. Bu sisteme ait lazerle net şekillendirme ve doğrudan metal biriktirme teknolojisine ait sistem Şekil 2.5’de gösterilmiştir. Bu iki yöntem arasındaki fark makine kontrolü ve uygulamasından kaynaklanmaktadır [12,23]. Doğrudan metal biriktirme teknolojisinde üretim işlemi açık atmosferde yapılabilmekte sadece erimiş metalin bulunduğu bölgenin inert gaz atmosferi altında korunması yeterli olmaktadır. Bu yöntemde kullanılan inert gaz; hem metal tozlarını yüzeye göndermek, hem yüzeyi oksidasyondan korumak hem de metal tozlarının birbirlerine daha iyi bir şekilde yapışmasını sağlamak için kullanılmaktadır [12,24].



Şekil 2.5. Toz beslemeli sistem ve bileşenleri [12]

Tel beslemeli sistemler

Bu sistemlerde metal tozları yerine tel kullanılmaktadır. Sistemin en önemli özelliği elektron ışını serbest form (EBFFF) üretim tekniği ile çalışmasıdır. EBFFF üretim tekniği, 1999 yılında Lockheed Martin tarafından geliştirilmiştir ve 2002 yılında piyasaya sürülmüştür [12,25]. Alüminyum alaşımları, titanyum alaşımları, nikel bazlı süper alaşımlar, yüksek mukavemet çelikleri, metal matrisli kompozitler gibi malzemeler bu sistemde üretim malzemesi olarak kullanılabilir [25]. Tel beslemeli sisteme ait görsel Şekil 2.6'da verilmiştir.



Şekil 2.6. Tel beslemeli sistem ve bileşenleri [12]

EBFFF tekniği, elektron ışınlarının ısı kaynağı olarak kullanılması dışında lazerle net şekillendirmeye (LENS) benzer. Bu teknik genellikle vakum ortamında gerçekleştirilir ve erimiş havuza hammadde beslemek için bir metal tel besleme sistemi içerir. Elektron ışını çok hassas bir şekilde kontrol edilebilir, saptırılabilir ve yüksek oranda yansıtıcı materyallerle iyi bir şekilde senkronize edilebilir [25,26].

2.1.2. Metal eklemeli imalatın üstünlükleri ve zayıflıkları

Prototipleme veya 3 boyutlu baskı üretim; malzeme ve enerji yönüyle geleneksel üretim yöntemlerinden üstündür. Geleneksel üretimde gerekli olan büyük depolar, geniş üretim alanları, pahalı kalıplar, karmaşık tedarik sistemleri 3 boyutlu yazdırma için gerekli değildir.

3 boyutlu yazdırmada daha çok açık kaynaklı tasarımlar, bu tasarımlar üzerinde değişiklikler yapılabilecek kullanıcı dostu yazılımlar daha ön plana çıkmaktadır [27].

Geleneksel teknikleri kullanarak prototip üretmek ve test etmek, genellikle pahalı ve zaman alıcı olmasına rağmen eklemeli imalat, prototip üretmek de dahil birçok uygulama için ekonomiktir. Eklemeli imalat teknolojileri ile 3 boyutlu modellemenin kombinasyonu çeşitli endüstrilerde geniş fırsatlar sunar. Üretim ve tasarım zamanının azalması ürünün pazara daha hızlı ulaşmasına imkân sağlar. Zamanın azalması üretim maliyetlerini doğrudan olarak etkilemektedir. Bu üretim metodunun seçimi onu geleneksel üretim metotlarından daha rekabetçi hale getirir [28].

Ancak, 3 boyutlu baskı üretimi son ürün üretimi yerine genellikle bir ilk örnek (prototip) üretme aracı olarak görülmektedir. Bunun; seri üretime göre yavaş olması, değişen kalite ve standartsızlık ve bazı karmaşık yapıların üretilmesindeki zorluk gibi nedenleri vardır. En önemlisi de detay gereken üretimlerde üretim süresi yavaş olabilmektedir. Eklemeli imalatın diğer üstünlük ve zayıflıkları şunlardır [3-5,29];

Üstünlükleri;

- Karmaşık geometriler, yapımı güç parçalar rahatlıkla ve düşük maliyetlerle üretilebilir.
- Ağırlığına göre ödeme ve karmaşık geometriler için ek maliyet yoktur. Çok küçük (nano ölçekli) nesnelere üretilebilir.
- Üretim makinelerinin kullanımı kolaydır.
- Az sayıdaki üretim miktarları ve talep üzerine oluşturulan tekli partilerin üretilmesi için ekonomiktir.
- İşleme takımına, maliyetli aletlere veya kalıplara ihtiyaç duymaz.
- Nesnelere ağırlıklarını azaltmak için (hafif parça tasarımı) ağ (mesh) şeklinde üretim kabiliyetine sahiptir.
- Hafif, daha güçlü, daha az montaj gerektiren daha verimli tasarımların geliştirilmesine olanak tanır ve bu tür tasarımları ve birbiriyle senkronize hareket eden montaj parçalarını tek bir seferde üretebilir.
- Her türlü kompleks parçanın tek bir üretimde çıkarılabilmesinden dolayı birden çok üretim aşaması gerektiren parçaları bir seferde üretebilir

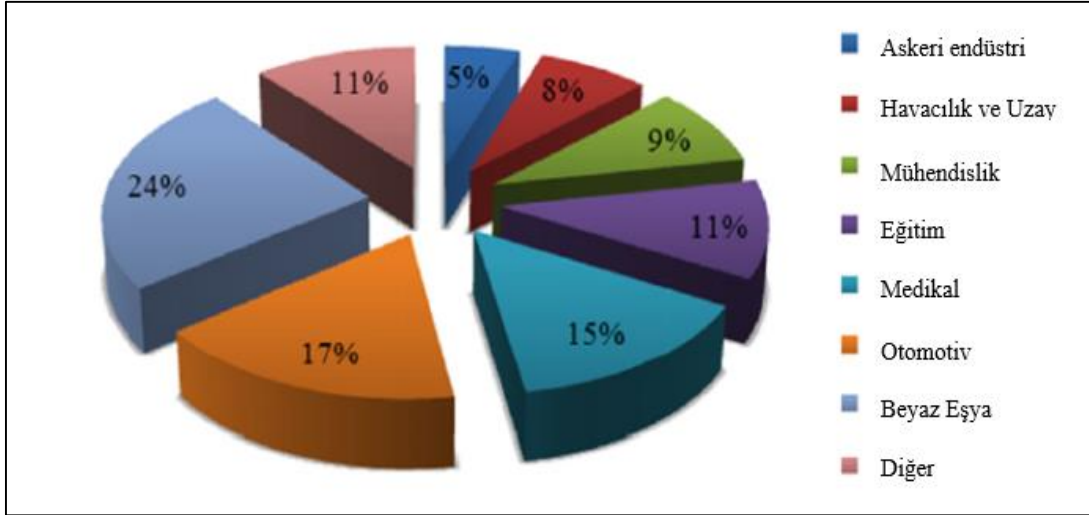
- Üretimde malzeme kaybı neredeyse yoktur, hammadde daha verimli kullanılır.
- Üretim süreçlerini ve maliyeti azaltır.
- Fonksiyonel ürünler üretir.
- Tek makine çok çeşitli ürünün üretiminde kullanılabilir. Bu yüzden ve üretim aşamalarının azalttığı için imalat makinaların sayısını azaltır.

Zayıflıkları;

- Yüksek üretim miktarında ekonomik olmadığı için seri üretime uygun değildir.
- Üretilebilecek parça boyutları makinenin üretim platformu ebatları ile sınırlı olduğu için büyük parçaların basılmasında kısıtlama vardır.
- Geleneksel üretim yöntemlerine göre daha düşük üretim hızına sahiptir.
- Yavaş üretim hızı ve metal tozu maliyeti yüksek üretim maliyetine neden olur.
- Yüksek Makine (ilk yatırım) maliyetine sahiptir.
- Bu durum üretim maliyetini arttırmaktadır.
- Aynı yazıcıda birden fazla malzeme kullanımının sınırlıdır.
- Kullanılan malzemelerin sayısı azdır.
- Üretilen her parça aynı standartlarda olmayabilir.
- Toz malzemeler zamanla topaklanıp üretim hassasiyetini etkileyebildiğinden dolayı tekrar eleme işlemi gerektirir.
- Isıl işlem, parlatma vb. post proses gereksinimi vardır.
- Parçanın mekanik özellikleri istenilen seviyede olmayabilir.
- Standartlar yetersizdir ve kalite güvencesinin geliştirmesi gereklidir

2.1.3. Metal eklemeli imalatın kullanım alanları

Metal eklemeli imalat sahip olduğu üstünlükler, kullandığı malzemeler ve gelişime açık bir teknoloji olması nedeniyle teknolojisi havacılık, otomotiv, biyomedikal, elektronik ve hatta moda ve takı gibi tüketim malları olmak üzere birçok farklı alanda kullanılmaktadır [21,30]. Metal eklemeli imalat teknolojisinin kullanıldığı sektörler ve sektörlere göre kullanım oranı Şekil 2.7’de gösterilmiştir.



Şekil 2.7. MEİ teknolojisinin çeşitli endüstrilerdeki kullanım oranları [31]

MEİ teknolojilerinin kullanım alanlarına yönelik uygulamalar ise Çizelge 2.2'de gösterilmiştir.

Çizelge 2.2. M.E.İ teknolojilerinin kullanım alanlarına yönelik uygulamalar [16]

Kullanım alanları	Uygulamaları
Mühendislik	Kalıp tasarımı, ar-ge, ür-ge, kompleks parça üretimi, prototip üretimi v.b.
Medikal ve Dental	Kişiyeye özel implant, protez, cerrahi kılavuz üretimi ve teşhis için prototip üretimi
Kuyumculuk	Karmaşık geometriye sahip mücevherlerin üretimi
Eğitim	Görsel eğitim için gerekli araç ve gereçlerinin üretimi
Uzay ve Havacılık	Hafif ve dayanıklı ürün üretimi
Sanat	El ile üretimi mümkün olmayan ya da zor olan sanat eserlerinin üretimi
Arkeoloji	Arkeolojik buluntulardan elde edilen modellerin üretimi

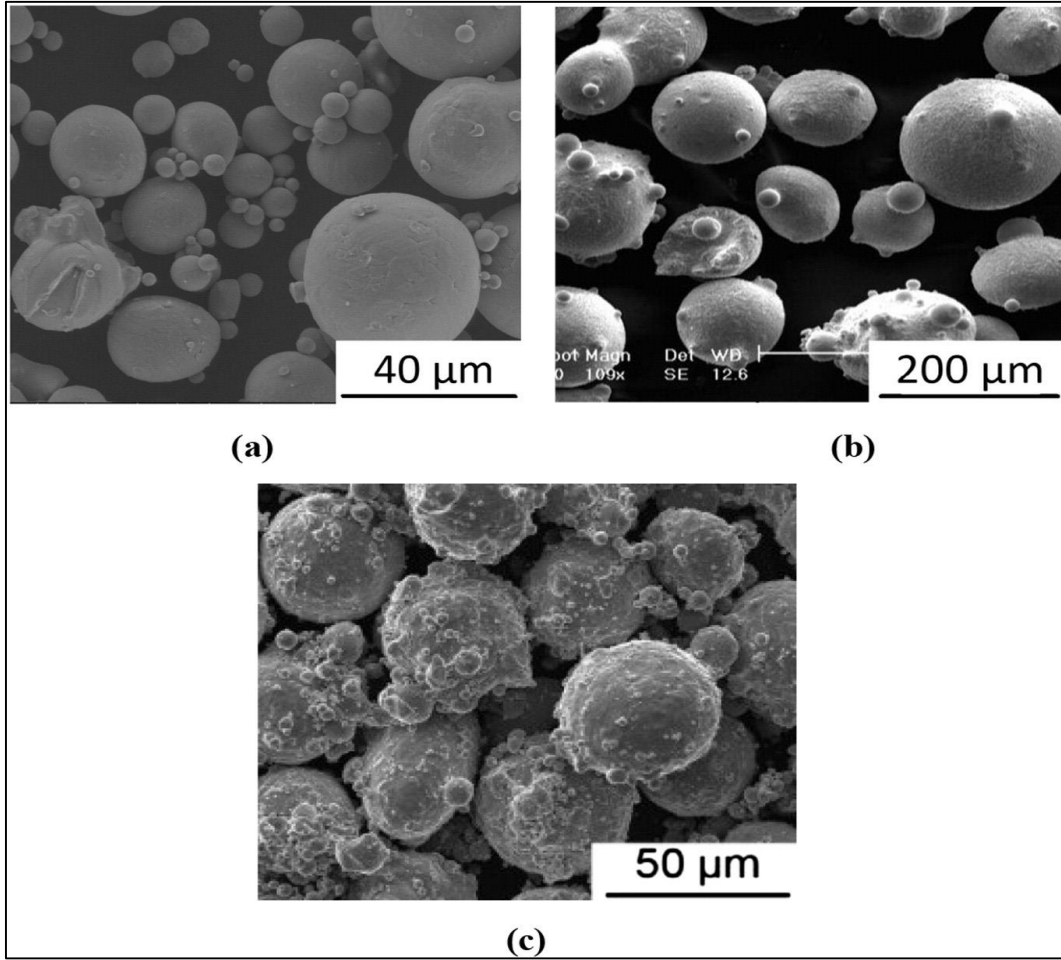
2.1.4. Metal eklemeli imalatta kullanılan malzemeler

MEİ sistemlerinde birçok farklı malzemeye ait metal tozları kullanılmaktadır. Bunların en sık kullanılanları ise paslanmaz çelik, alüminyum, nikel, kobalt-krom ve titanyum alaşımlarıdır (Çizelge 2.3).

Çizelge 2.3. Eklemeli imalatta sık kullanılan metal malzemeler [7]

	Malzeme	DIN Standartı
Alüminyum Alaşımları	AlSi10Mg	3.2381
	AlSi7Mg	3.2371
	AlSi12	3.3581
Kobalt Alaşımları	ASTM F75	2.4723
	CoCrWC	
Takım Çelikleri	AISI420	1.2083
	Marage 300	1.2709
	H13	1.2344
	AISI D2	1.2379
	AISI A2	1.2363
	AISI S7	1.2357
Nikel Alaşımları	Inconel 718	2.4668
	Inconel 625	2.4856
	Inconel 713	2.4670
	Inconel 738	
	Hastelloy X	2.4665
Paslanmaz Çelikler	SS 304	1.4301
	SS 316L	1.4404
	SS 410	1.4006
	SS 440	1.4110
	15-5 PH	1.4540
	17-4 PH	1.4542
Titanyum Alaşımları	Titanyum Grade 2	3.7035
	Ti6Al4V	3.7165
	Ti6Al4V ELI	3.7165 ELI
	TiAl6Nb7	
Değerli Metal Alaşımları	Altın	18 Carat
	Gümüş	930 Sterling
Bakır Alaşımları	CC 480 K	2.1050

Kullanılan bu malzemeler genellikle gaz atomizasyon yöntemiyle üretilmiş küresel boyutta tozlar olup (Şekil 2.8) en yaygın kullanılanları 10-50 μm aralığında metal tozlarıdır. Bu toz boyutu 3 boyutlu yazıcılardaki katman kalınlığını etkilemekte ve dolayısıyla parça şekil ve yüzey kalitesini belirleyici etkiye sahiptir [32].



Şekil 2.8. Küresel toz parçacıkları a) Ti6Al4V b) CoCrMo c) 316L paslanmaz çelik [33]

Metal tozları kullanıldığında kaynaşmayı engelleyici oksitlenme problemini ortadan kaldırmak için, ortama oksijeni giderici argon, azot, helyum gibi işlem sırasında metal alaşım tozu ile reaksiyona girme olasılığı en düşük veya hiç olmayan farklı bir koruyucu gaz verilmektedir [16, 34].

Ti-6Al-4V

Ti-6Al-4V, mukavemet ve sünekliğin bir arada bulunduğu önemli bir titanyum alaşımıdır. Bu yüzden hüresel yapıların oluşturulmasında Ti-6Al-4V alaşımı sıklıkla kullanılmaktadır [35-38]. Ti-6Al-4V alaşımı, yüzeyindeki oksit tabakası oluşumundan dolayı mükemmel korozyon direncine sahip bir alaşımdır. Ayrıca biyouyumluluğu ve biyomekanik özellikleri de çok iyi olduğundan dolayı özellikle medikal implant uygulamalarında tercih edilmektedir [21,39].

Ağırlık olarak ortalama %6 alüminyum ve %4 vanadyum içeren Ti-6Al-4V alaşımı içerdiği element oranlarına göre farklı şekillerde sınıflandırılmaktadır. Ti-6Al-4V ELI (extra low interstitial) Grade 23 sınıfı alaşımının kimyasal içeriği ASTM F-136-02a standardına göre Çizelge 2.4’de verilmiştir.

Çizelge 2.4. Ti-6Al-4V kimyasal içeriği [40]

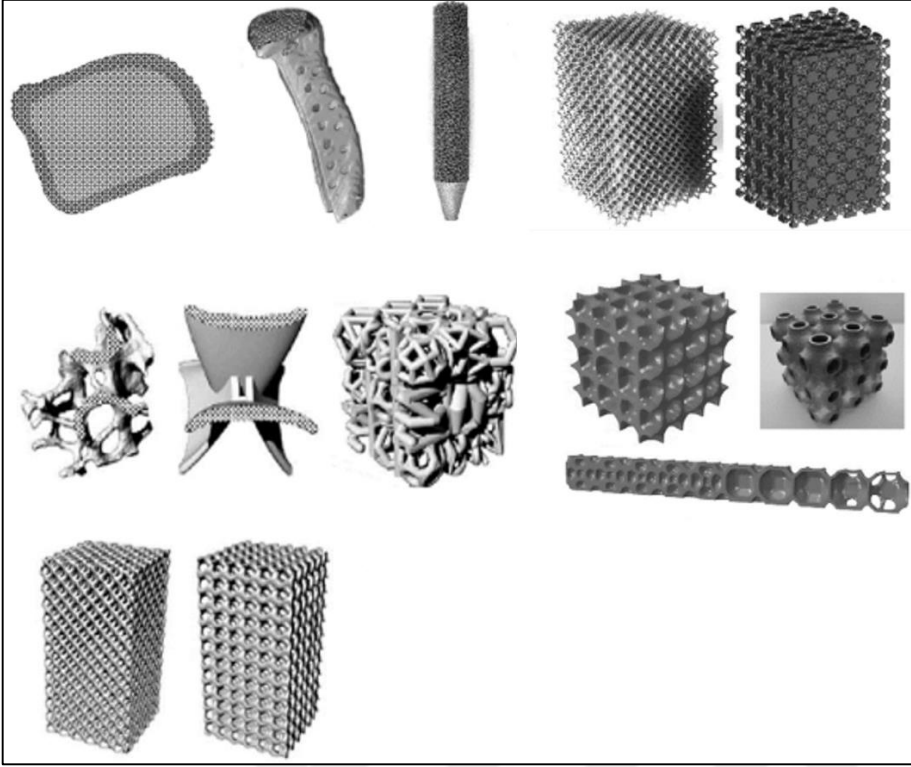
Element	İçerik (%)
Azot (en yüksek)	0,05
Karbon (en yüksek)	0,08
Hidrojen (en yüksek)	0,012
Demir (en yüksek)	0,25
Oksijen (en yüksek)	0,13
Alüminyum	5,5-6,5
Vanadyum	3,5-4,5
Titanyum	kalan

Ti-6Al-4V alaşımı, eklemeli imalat yöntemi ile işlenirken oksitlenmeyi önlemek ve ortamın saflığını muhafaza etmek için koruyucu gaz atmosferine ihtiyaç duymaktadır. Koruyucu gaz olarak argon gazı kullanılmaktadır. Hidrojene olan ilgisi çok yüksek olmasa da, titanyum alaşımlarındaki varlığı kırılmalığa neden olabilmektedir. Atmosferik gazlar, özellikle imalat sırasında titanyum bileşenlerinin sünekliğinin azalmasına yol açabileceğinden dolayı ortamdaki uzaklaştırılması gerekmektedir [41,42].

Ti-6Al-4V alaşımı ile oluşturulan hücresel yapı teorik ve deneysel olarak incelendiğinde 0,5-34 GPa arasında değişen elastiklik modülü, 10-320 MPa aralığında değişen basma dayanımı değerlerine ulaşılmıştır [43,44]. Bu sonuçlar 2-30 GPa aralığında elastiklik modülüne ve 100-230 MPa aralığında basma dayanımına sahip insan kemik dokusu için uygulanabilir özellikte olduğu görülmüştür [41].

2.2. Hücresel Yapılar

Hücresel yapının diğer adıyla kafes yapıların kullanım alanı giderek artmaktadır. Otomotiv ve havacılık endüstrilerindeki ağırlıkları azaltmak, ısı yalıtım özelliklerini geliştirmek, gürültü ve titreşimi azaltmak, kemik dokuya yakın mekanik özellikleri karşılamak ve medikal implantların osseointegrasyonuna yardımcı olmak için kullanılırlar [45]. Şekil 2.9 da hücresel yapıya örnekler gösterilmiştir.



Şekil 2.9. Hüresel yapılara örnekler [46]

Gözenekli malzemelerin üretimi için birçok farklı yöntem vardır. Örnekler arasında, çeşitli döküm yöntemleri, geleneksel pres, sinter toz metalürjisi yöntemi ve SLM gibi eklemeli imalat teknikleri bulunmaktadır. Bu yöntemler arasında, sadece eklemeli imalat karmaşık üç boyutlu yapılar üretmek için fırsat sunar. Eklemeli imalat, pahalı bir takım veya kalıp setine gerek kalmadan parçaları doğrudan bilgisayar katı modelinden imal eden bir grup ileri üretim teknolojisini kapsamaktadır. Bu teknikler, diğer imalat yöntemleri ile mümkün olmayan parçaların üretimi açısından rakipsizdir [45,47].

Böyle bir eklemeli imalat tekniği, her katmanın geometrisini izleyen yüksek yoğunlukta bir kızılötesi lazer ışını kullanılarak metal tozunun eritildiği SLM yöntemidir. Bir tabakanın lazer ile ergitilmesinden sonra, üretim platformu, bir katman kalınlığı kadar aşağı iner, yeni bir katman toz yayılır ve bir sonraki katman üretilir. Bu işlem, parça tamamlanana kadar devam eder. Katman katman ekleme doğası nedeniyle, eklemeli imalat gözenekli açık hücre iskelelerinin karmaşık iç mimarileri ile gözenekliliğin (gözenek büyüklüğü, şekil ve ara bağlantı dahil) hassas bir şekilde kontrol edilmesini sağlayarak üretilmesini kolaylaştırır [45].

SLM yöntemi, yapı içinde erimiş halde olmayan tozun uzaklaştırılmasını gerektirdiğinden, kapalı hücre gözenek oluşturmak için bu yöntemi kullanmak mümkün değildir. Açık gözenekliliğin sürdürülmesi gerekliliği, teorik olarak ulaşılabilen güç ve sertlikte bir azalmaya yol açmasına rağmen, kemik değiştirme veya filtrasyon gibi uygulamalar için bir üstünlüktür. Ayrıca, kompozit parça yapımında ve çeşitli filtre uygulamalarında da kullanılırlar [48].

Mekanik özellikler, hafiflik ve maliyet açısından hücresel yapı, birçok endüstriyel alanda önem arz etmektedir. Yüksek mukavemet ve düşük ağırlık özelliği bu yapıların sağladığı önemli bir üstünlüktür. Özellikle havacılık endüstrisinde maliyetleri düşürüp tasarruf sağlamak ve hava araçlarının performanslarını iyileştirmek amacıyla eklemeli imalat yöntemiyle üretimi mümkün olan hücresel yapılar ön plana çıkmaktadır [49].

Medikal ve dental implant alanlarında da hücresel yapılar sıklıkla tercih edilmektedir. Özellikle implant malzemesi olarak kullanılan Ti-6Al-4V, CoCrW, 316 L gibi metal materyaller ile kemik doku arasındaki elastiklik modülü değerleri arasındaki farklılıkların yüksek olmasından dolayı implant ile kemik doku arasındaki yük transferini azaltmaktadır. Bu durum gerilme kalkanı etkisi oluşturmaktadır. Bu etki zamanla implantın gevşemesine veya kemik doku kaybına neden olmaktadır [49-53]. Bu etkiyi gidermek için hücresel yapılar kullanılmaktadır [54]. Hücresel yapılar, mekanik olarak kemik dokuya benzer mekanik davranış gösterdiğinden oluşacak olan gerilme kalkanı etkisini en aza indirmekte ve kemik gelişimini desteklemektedir [55-57]. Aynı zamanda bu yapılar kemik doku ile metal implant arasında besin ve oksijen difüzyonunu sağlayarak kemiğin gelişimine yardımcı olmaktadır [58]. Özellikle yapılardaki hacimsel boşluk oranı, gözenek büyüklüğü, gözenek şekli ve birbiriyle olan bağlantılarının kemik gelişimi üzerinde doğrudan etkili olmaktadır [59].

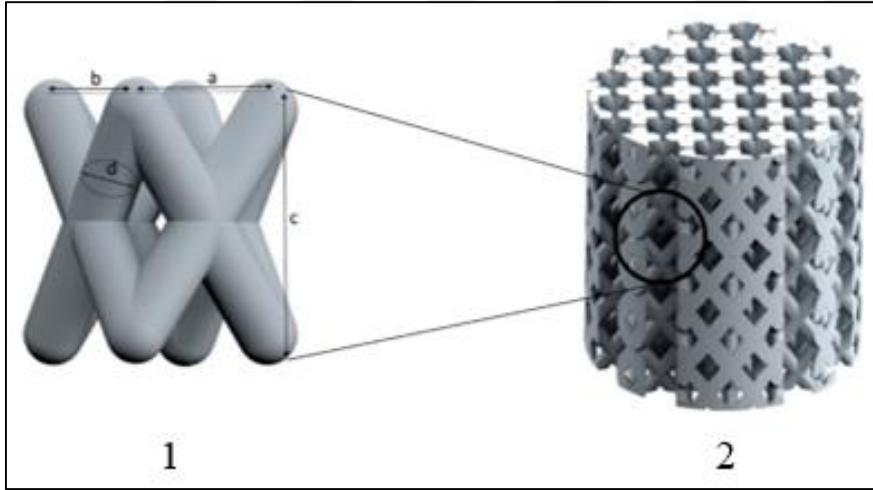
Hücresel yapıların mekanik özellikleri 4 ana değişkene bağlıdır. Bunlar; yapı da kullanılan birim hücre boyutu, kolon kalınlığı, kullanılan malzeme ve hacimsel boşluk oranıdır [60]. Bu değişkenler tasarım ve üretimde dikkat edilmesi gereken temel unsurlardır.

2.2.1. Tasarım süreci

Hücresel yapıların tasarım sürecinde tasarımcının; seçiminde dikkat etmesi gereken birkaç değişken vardır. Bunlar [50];

- Birim hücre yapısı
- Birim hücre boyutu
- Kolon kalınlığı ve
- Hacimsel boşluk oranıdır.

Şekil 2.10'da hücresel yapılar üzerinde bu değişkenler gösterilmiştir.



Şekil 2.10. Twisted birim hücre tipi (1), hacimsel boşluğa sahip silindirik parça (2), birim hücre boyutu (a,b,c) , kolon kalınlığı (d) [54,61]

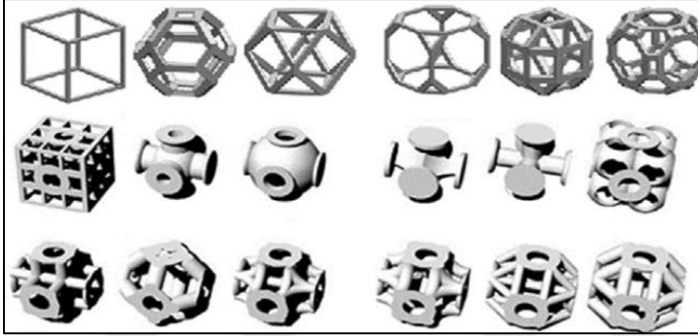
Hücresel yapıların numune şekli ile boyutlarının belirlenmesinde ve basma testi kriterlerinde ASTM E-09 ve ISO 13314:2011 standartları geçerlidir. Bu standartlara ait uyulması gereken sayısal veriler Çizelge 2.5' de verilmiştir.

Çizelge 2.5. Hücresel yapıların tasarımına ait standartlar ve standartlara ait değişkenler [21]

Standart	Numune Şekli	Numune boyutları oranı (Uzunluk/Çap)	Gerilme hızı (/dak)
ASTM E9	Silindir	1,5 veya 2	0,005
ISO 13314-2011	Silindir-Küp	1-2 aralığında	0,06-0,6 aralığında

Birim hücre yapısı seçimi

Birim hücre; hücresel yapıların oluşturulmasında kullanılan en küçük yapı birimidir. Hücresel yapılarda kullanılan bazı birim hücrelere ait görseller Şekil 2.11’de verilmiştir.

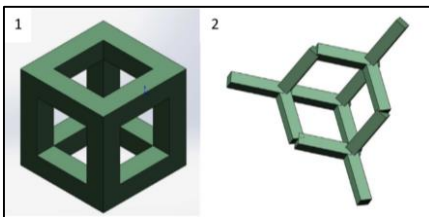


Şekil 2.11. Bazı birim hücre yapılarına ait görseller [46]

Birim hücre yapısının özelliklerini belirleyen 3 değişken; kolon kalınlığı, birim hücre boyutu ve hacimsel boşluktur. Bu değişkenlerin hepsi bağımsız olarak değiştirilebildiğinden, aynı temel hücre geometrisi ile hücresel yapıların oluşturulmasına izin verir [62]. Ancak fiziksel ve mekanik özellikler üzerinde değişimler meydana getirmektedir [54,63].

Tasarımda kullanılacak birim hücre yapılarında seçeneklerin çok olması ile birlikte hangilerinin tercih edileceği tasarımcının hedeflediği mekanik özelliklere ve birim hücre boyutu, kolon kalınlığı ve hacimsel boşluk gibi geometriksel özelliklere bağlıdır.

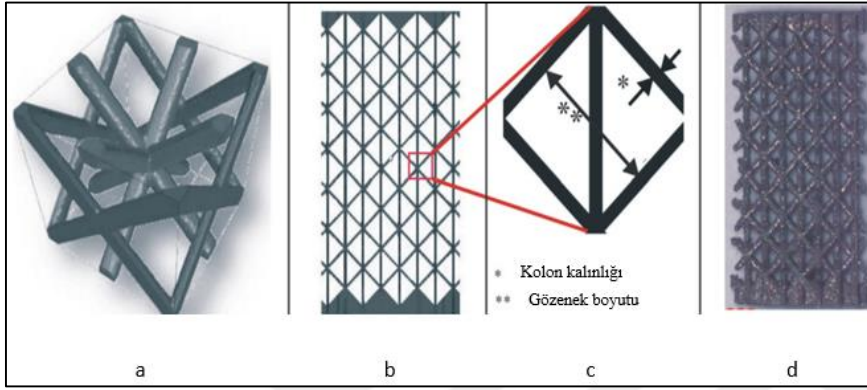
Özellikle medikal alanda yapılan çalışmalarda en çok kullanılan birim hücre yapıları olan kübik ve diamond (Şekil 2.12) incelenmiş ve başka birim hücre yapıları ile arasındaki mekanik özelliklerde oluşan farklılıklar irdelenmiştir [64].



Şekil 2.12. Kübik birim hücre yapısı (1) ve diamond birim hücre yapısı (2) [65]

Birim hücre boyutu seçimi

Birim hücre boyutu seçimi; ISO 13314:2011 'e göre oluşturulacak numune boyutunu, hedeflenen hacimsel boşluk oranını, medikal çalışmalarda kemik gelişimini hızlandıran optimum gözenek boyutunu ve bunlara bağlı olarak kolon kalınlığı değerini doğrudan etkileyen bir değişkendir [62]. Bu değişkenler Şekil 2.13'de gösterilmiştir.



Şekil 2.13. Birim hücre yapısı (a), birim hücrenin numune parçasına uygulanmış hali (b), kolon kalınlığı ve gözenek boyutunun birim hücre kesiti üzerinde gösterilişi (c), üretilmiş hacimsel boşluklu yapı (d) [66]

Birim hücre boyutu seçiminde; yapının hacimsel boşluk oranı, kolon kalınlığı, gözenek boyutu ve standartların belirlemiş olduğu numune boyutu kritik önem taşımaktadır. Numune boyutları ve birim hücre boyutu tayin edildikten sonra, kolon kalınlığı değerindeki artışlar gözenek boyutunun azalmasına, gözenek boyutu değerindeki artışlar ise kolon kalınlığı değerinin azalmasına neden olmaktadır. Ek olarak bu değişkenlerdeki her bir değişim hacimsel boşluk oranında artış ve azalışlara neden olmaktadır (Çizelge 2.6).

Çizelge 2.6. Hücresel yapılara ait kolon kalınlığı, gözenek boyutu, gözenek sayısı ve hacimsel boşluk değerlerinin birbirlerine göre değişimi [67]

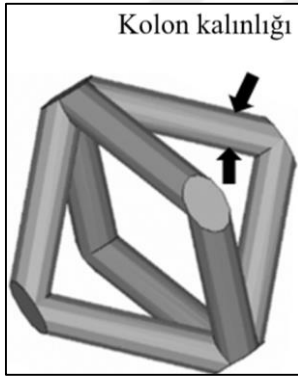
Numune numarası	Kolon kalınlığı (μm)	Gözenek boyutu (μm)	Gözenek sayısı	% Hacimsel boşluk
1	800	1230	7	60,91
2	800	1570	6	68,6
3	800	2040	5	75,83
4	450	1000	10	74

Değişken gözenekli hücresel yapıların oluşturulmasında kullanılan değişkenlerden biri olan birim hücre boyutu tasarımında da boyutsal kısıtlamalar bulunmaktadır. Mazur ve diğerleri

(2017), basma testlerinde kullanılması için SLM teknolojisi ile Ti-6Al-4V malzemesinden üretilebilecek numunelerin minimum birim hücre boyutu değerlerinin 2-3 mm aralığında olması gerektiğini savunmuşlardır [68]. Xu ve diğerleri (2017), yaptıkları çalışmada birim hücre boyutu'nin, yapının elastisite modülü değerini doğrudan etkilediğinden ve birim hücre boyutu değerinin artmasının yapının elastisite modülünü ve dayanımını düşürdüğünü belirtmişlerdir. Ayrıca elastiklik modülü ve basma dayanımının birim hücre boyutu ve yapının hacimsel boşluk oranı ile kemiğin elastisite modülünün yakın tutulup kontrol edilebileceğinden ve bu sayede gerilme kalkarı etkisinin önlenebileceğini belirtmişlerdir [44]. Farklı olarak yapılan birçok çalışmada da birim hücre boyutu değerlerinin çoğunlukla ortalama 2-4 mm aralığında seçildiği gözlemlenmiştir [41,43,61,63].

Kolon kalınlığı seçimi

Kolon kalınlığı, birim hücre yapısını oluşturan her bir eğriye atanan kalınlık değeridir (Şekil 2.14). Hüresel yapıların boyutları; hacimsel boşluk oranı, gözenek boyutu, numune boyutu ve kolon kalınlığı değerinin atanması sonrası belirlenmektedir.



Şekil 2.14. Kolon kalınlığı [69]

Kolon kalınlığı seçiminde ISO 13314:2011 mekanik test standardı kapsamında birçok araştırmacı tarafından 0,1-1 mm değer aralığında çalışılarak sonuçlar değerlendirilmiştir. [70-74]. Yapının mekanik özellikleri üzerinde, hem düzlemlerdeki dizilişi hem de kapladığı hacimden dolayı doğrudan etkili olan kolon kalınlığı değeri özellikle medikal implant üzerinde çalışma yapan araştırmacılar tarafından araştırılmıştır [75,76].

Bazı araştırmacılar eklemeli imalat teknolojisi ile üretilebilen minimum kolon kalınlığı değerinin 200-300 μm 'nin üzerinde olduğunu belirtmişlerdir [68,77,78]. Tsai ve diğerleri

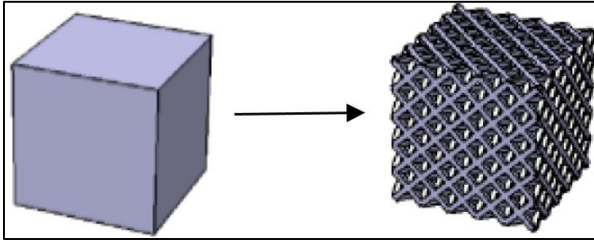
(2016), 400 μm kolon kalınlığı değerinin en iyi biyomekanik performans gösterdiğini belirtmektedir [75].

Kolon kalınlığı değerinin seçiminde, kullanılacak üç boyutlu yazıcının üretim değişkenlerinden kaynaklanan sorunlara dikkat edilmesi gerekmektedir. Üretimde kullanılan lazerin gücü, odak çapı, tarama hızı ve tarama stratejisi değişkenlerinin kolon kalınlığı değerinin tasarıma göre üretimde daha yüksek çıkmasına neden olduğu kanıtlanmıştır [21,44,66]. Bu üretim değişkenleri komşu kolonlar arasında ısı transferi nedeniyle metal ergiyik havuzunun genişlemesine ve bu genişlemenin kolonlar üzerine toz yapışmasını artırdığından kolon kalınlığının artışına sebep olduğu gözlemlenmiştir [37,66].

Kolon kalınlığının tasarım değerine göre artışı gözeneklerin kapanmasına ve dolayısıyla yapının hacimsel boşluk oranında azalmalara neden olacaktır [62,66]. Bu nedenle kolon kalınlığı değerinin kontrol altında tutulabilmesi gerekmektedir. Yapılan çalışmalarda kolonlar üzerindeki toz yapışmasının, lazer gücünün düşürülmesi ve tarama hızının artırılması ile azaltılabileceği tespit edilmiştir [21,66].

Hacimsel boşluk oranı seçimi

Hacimsel boşluk oranı diğer adıyla porozite; % 100 doluluk oranına sahip parçanın hacmi ile hücresel yapıya sahip parçanın hacmi ile arasındaki farkın %100 doluluk oranına sahip parçaya oranıdır. Hacimsel boşluklu yapının görsel olarak tanımı Şekil 2.15’de verilmiştir.



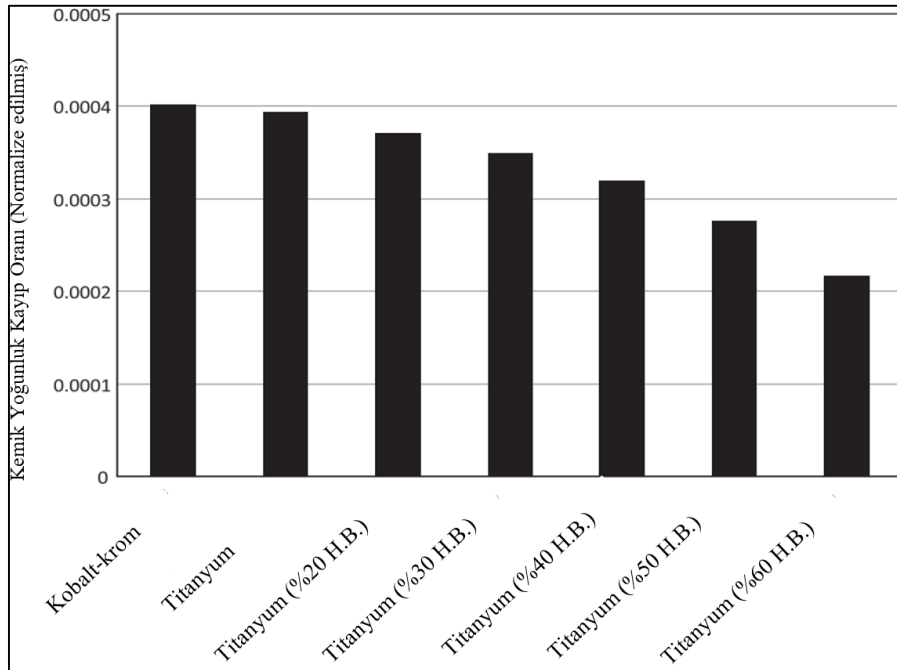
Şekil 2.15. Hacimsel boşluklu yapı [49]

Yapının hacimsel boşluk oranının hesaplanmasında kullanılan eşitlik ise Eş. 2.1 ‘de verilmiştir [61].

$$P = \left(1 - \frac{V}{V_0}\right) \times 100 \% \quad (2.1)$$

Bu eşitlikte; “P” % hacimsel boşluk oranını, “V” hücresel yapının hacmini, “V₀” % 100 doluluk oranına sahip parçanın hacim değerini temsil etmektedir. ISO 13314:2011 standardına göre hücresel yapılarda mekanik testlerin uygulanabilmesi için yapının hacimsel boşluk oranının en az %50 olması gerekmektedir [79].

İnsan vücudunda bulunan trabeküler ve kortikal kemiklerin hacimsel boşluk oranları %50-90 arasındaki değişiklik göstermektedir [46,61]. Tıp alanında yapılan çalışmalarda da araştırmacılar tarafından %50 ve üzeri hacimsel boşluk oranları ele alınarak sonuçları araştırılmıştır [55,56,61,75,80]. %50 ve üstündeki hacimsel boşluk oranı insan vücudunda kullanılan Ti-6Al-4V alaşımı implantların kemik ve hücre gelişimini desteklediği, kemik doku ile implant arasında besin transferini artırıcı etki sağladığı belirlenmiştir [36,77]. Aynı zamanda artan hacimsel boşluk oranı ile kemik doku ile implant arayüzeyinde meydana gelen gerilme kalkını etkisinden kaynaklanan kemik kaybının % 0,4 ‘den daha düşük seviyelere indiği (Şekil 2.16) kanıtlanmıştır [51].



Şekil 2.16. Farklı implant malzemelerinde kortikal kemikteki ortalama yoğunluk kayıp oranı (normalize edilmiş) [51]

Hacimsel boşluk oranının artması insan vücudunda olumlu etkiler yaratıyor olsa da hücrel yapılar üzerinde mekanik olarak olumsuz etkiler oluşturmaktadır [52,63]. Eş.2.2-2.4'de hacimsel boşluk oranı ile mekanik özellikler arasındaki ilişki verilmiştir [51].

Artan hacimsel boşluk oranı ile hücrel yapıların elastiklik modüllerinde ve basma dayanımlarında azalmalara neden olduğu belirlenmiştir (çizelge 2.7). Bu kapsamda elde edilmiş olan, hücrel yapılara ait elastiklik modülü – hacimsel boşluk oranı arasındaki ilişkiyi ifade eden grafik Şekil 2.17'de verilmiştir [81].

$$E_f = C_1 E_a (\rho^*)^2 \quad (2.2)$$

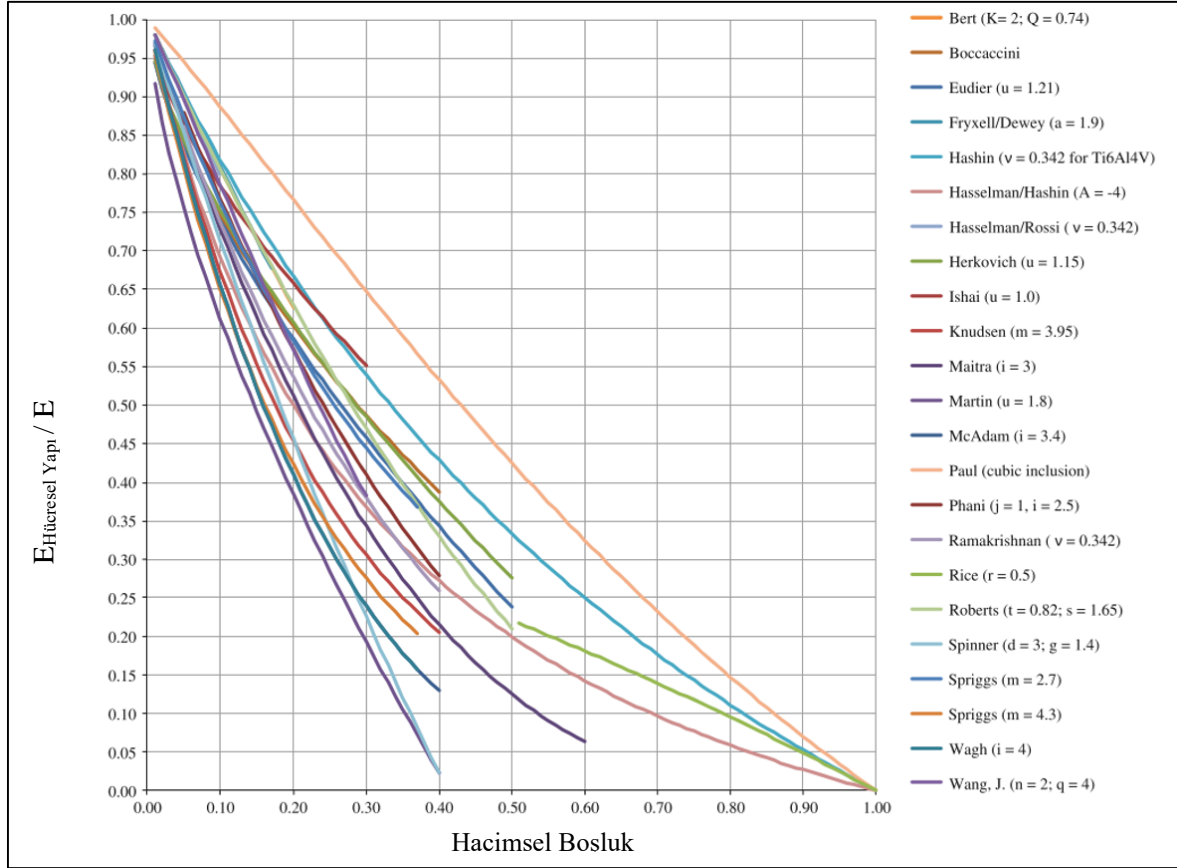
$$\sigma_{yf} = C_2 \sigma_{Ya} (\rho^*)^{\frac{3}{2}} \quad (2.3)$$

$$E = -87,7892 - 1,077L + \frac{852,95}{P^{\frac{1}{2}}} \quad (2.4)$$

Eş. 2.2 ve 2.3 'de; E_f ve σ_{yf} sırasıyla hücrel yapının elastiklik modülünü ve akma dayanımını, E_a ve σ_{Ya} sırasıyla tam dolu yapının elastiklik modülünü ve akma dayanımını, ρ^* hücrel yapının yoğunluğunu ifade etmektedir. C1 ve C2 sabitler olup C1 için 1, C2 için 0,3 önerilmektedir.

Çizelge 2.7. Ti-6Al-4V hücrel yapılarının mekanik özelliklerinin karşılaştırılması [82]

Malzeme ve üretim teknolojisi	(%) Hacimsel boşluk	Mekanik özellikler	
		Basma dayanımı (MPa)	Elastiklik modülü (GPa)
Ti-6Al-4V-EBM	65	110	2,7
	50,8	163	2,9
	60,4	117	2,7
	70,3	83	2,1
Ti-6Al-4V-SLM	70,2	155	5,1
	71,9	145	3,1
	68,7	164	6,7
Ti-6Al-4V-SLS	16,2	-	3,7
	38,5	-	3,5
	70	-	2,6



Şekil 2.17. Normalize edilmiş elastiklik modülü - hacimsel boşluk grafiği [81]

2.2.2. Üretim süreci

Hüresel yapılar, yüksek mukavemet-ağırlık oranı, iyi termal ve akustik yalıtım gibi alanlarda yüksek performans göstermektedir. Bu durum hüresel yapıları başta havacılık ve medikal olmak üzere birçok yüksek değerli endüstriyel uygulamalara uygun hale getirmektedir [21].

Hüresel yapıların üretimi, eklemeli imalat teknolojisinin geliştirilmesinin ardından SLM ve EBM gibi üretim yöntemleri ile daha uygulanabilir hale gelmiştir [64]. Özellikle SLM üretim yöntemi, hüresel yapıların üretiminde sıklıkla tercih edilmiştir [21,44,68,81]. Bu eklemeli imalat yöntemlerinin hüresel yapıların üretiminde, geleneksel üretim yöntemlere göre üstünlükleri Çizelge 2.8’de verilmiştir.

Çizelge 2.8. Hüresel yapıların üretiminde eklemeli imalat ile geleneksel üretim yöntemlerinin karşılaştırılması [49]

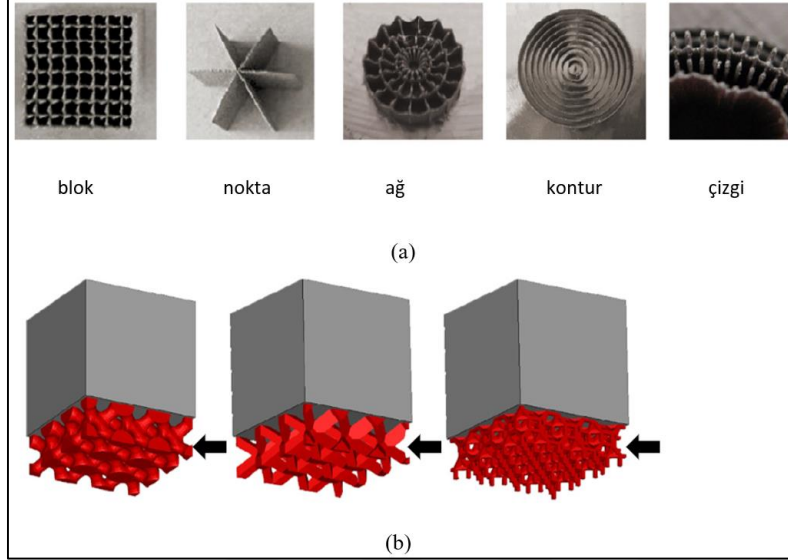
	Üstünlükleri	Zayıflıkları
Eklemeli İmalat	<ul style="list-style-type: none"> • Kompleks parçaları üretebilme kabiliyeti • Titanyum alaşımları ve kobalt gibi farklı malzemeleri kullanabilmesi • Geleneksel üretim yöntemlerine göre aynı veya daha iyi mekanik özellikler elde edilebilmesi 	<ul style="list-style-type: none"> • Oluşan ısıyı dağıtmak ve parçada meydana gelebilecek çökmeleri önlemek için desteklere ihtiyaç duyması • Üretim sonrası erimemiş tozların tahliye edilmesi gereksinimi • Üretim sonrası yüzey işlemi gereksinimi
Geleneksel Yöntemler	-	<ul style="list-style-type: none"> • İşlemlerin karmaşıklığı • Yüksek miktarda malzemenin hurdaya çıkması • İşlenebilecek metal çeşidinin limitli olması • Yüksek akışkanlığa sahip olan alaşımları sınırlaması • Uygun maliyetli olmaması • Döküm hatalarının tespiti ve onarımı için yeni metotlara ihtiyaç duyulması

Kısıtlamalar ve karşılaşılan sorunlar

Hüresel yapıların üretiminde, SLM üretim yönteminin çalışma yönteminden ve üretim değişkenlerinden kaynaklanan çeşitli kısıtlamalar ve sorunlar mevcuttur. Bu kısıtlamalar ve sorunlar; tasarıma göre yapının boyutsal doğruluğunun bozulmasına, üretim sonrası yapının içinde toz birikmesine ve yapının beklenenin dışında mekanik özellikler sergilemesine neden olabilmektedir [21,41,54,66,68,83].

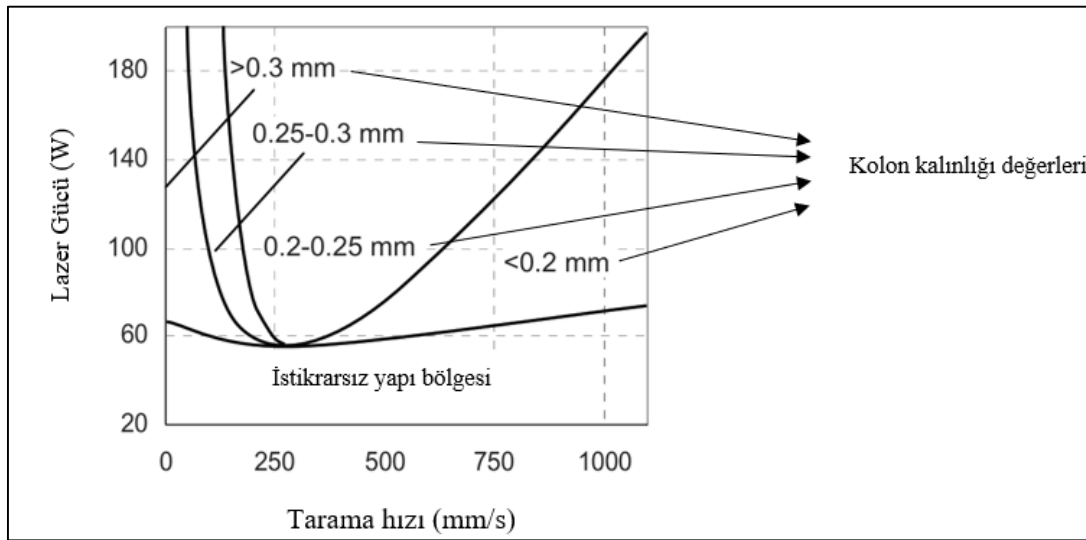
Destek yapıları, parçaların üretim esnasında mekanik veya termal bir kuvvet etkisinden dolayı hasara uğramaması için parça ile üretim platformu arasında oluşturulan farklı şekillere sahip olabilen yapılardır (Şekil 2.18). Bu yapılar SLM üretim yönteminde karşılaşılan kısıtlamalardan biridir. Bu üretim yönteminde sağlam yapılar oluşturabilmek için destek yapıları gerekmektedir. Destek yapılarının, SLM üretim yöntemi ile üretilebilir yapı çeşitliliğini arttırdığı ancak kullanımında yapının yüzey sertliğini arttırabildiği, üretim süresini uzattığı ve üretim sonrası yapıdan uzaklaştırılmaları esnasında özellikle hüresel yapılarda elle uzaklaştırılması zor olacağından parça işlevselliğini tehlikeye atabileceği tespit edilmiştir. Destek yapılarına duyulan ihtiyaçtan kaçınmak ve üretilebilir kafes yapısı topolojisini tanımlamak için, üst üste binen geometrilerin eğim açısını, destek gerektirmeyen

açılar ile sınırlamak gerekmektedir. Ek olarak, üretilebilir hücre yapısı, SLM üretim yöntemi ile elde edilebilen minimum kolon kalınlığı ile sınırlıdır [68].



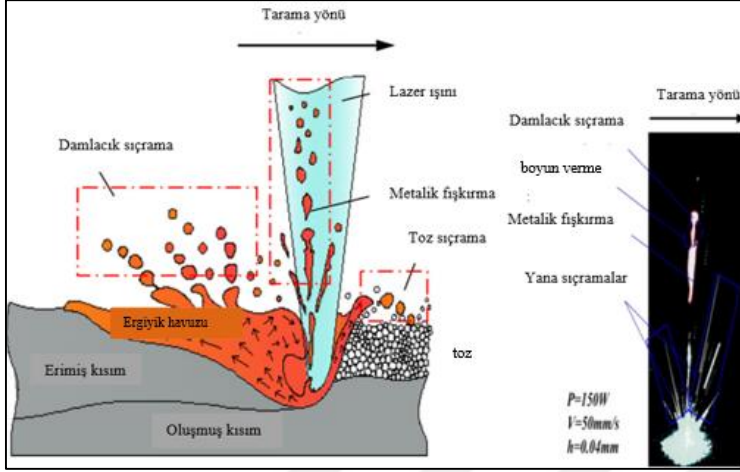
Şekil 2.18. SLM üretim yönteminde uygulanan çeşitli destek yapıları (a) ve uygulaması (b) [84]

Üretim değişkenleri, hücresel yapıların boyutsal doğruluğunu etkileyen önemli bir etkidir. Özellikle, kullanılan lazerin gücü, tarama hızı ve tarama stratejisinin yapıda meydana gelen boyutsal değişikliklerin temel nedenlerinden olduğu kanıtlanmıştır [21,44,59,66,85]. Lazer gücü ve tarama hızının kolon kalınlığı üzerinde de ki etkisi Şekil 2.19'da verilmiştir.



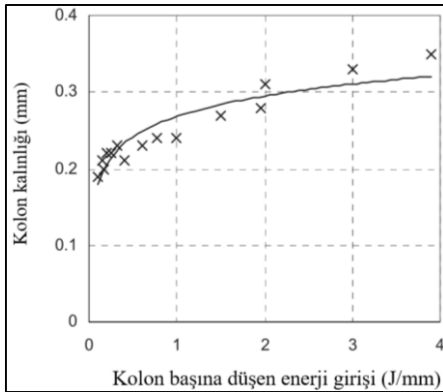
Şekil 2.19. Lazer gücü ve tarama hızının kolon kalınlığı üzerindeki etkisi [85]

Lazerin, toz üzerine uygulandığı esnada ortaya çıkan yüksek enerjinin, ergiyik metal havuzunda sıçramalara neden olduğu (Şekil 2.20) ve bu sıçramaların parçanın yüzey yapısını bozarak yüzeyin kalitesini düşürdüğü belirlenmiştir [63]. Ek olarak sıçrayan parçacıkların ortalama boyutunun 162 μm olduğu ve içeriğinde O, Si ve C elementlerinin daha yüksek miktarda bulunduğu kanıtlanmıştır [86].



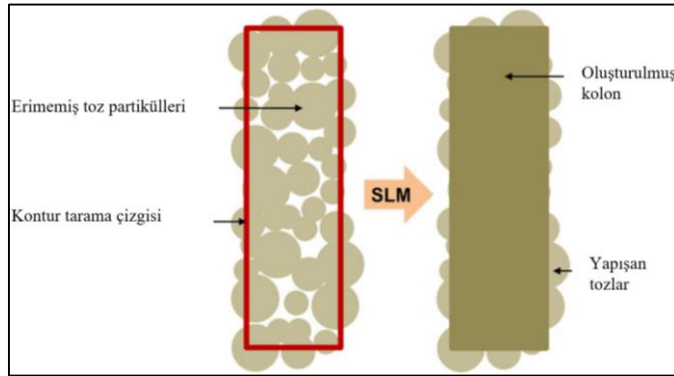
Şekil 2.20. SLM üretim yönteminde sıçramanın oluşumu [86]

Aynı zamanda bu yüksek enerjinin kolonlar ve birim hücreler arasında ısı difüzyonu oluşturduğu gözlemlenmiştir [66]. Isı difüzyonu ergiyik metal havuzunun büyümesine yol açıp, komşu kolonların kalınlaşmasına (Şekil 2.21) sebep olmaktadır. [21,43,44,83]. Bu artışların meydana getirdiği sapma değerlerinin 150-200 μm olduğu görülmüştür [43,66,83,87]. Tasarım ve üretim değerleri arasında oluşan bu sapmalardan dolayı eklemeli imalat teknolojisinde üretilebilecek minimum kolon kalınlığı değeri sınırlı olup bu değer 300 μm olduğu vurgulanmıştır [68].



Şekil 2.21. Enerji girişinin kolon kalınlığı üzerindeki etkisi [85]

Kolon kalınlığını etkileyen bir diğer etken ise işlem esnasında ergimiş metal havuzu etrafında bulunan ergimemiş komşu toz parçacıklarının lazer gücü etkisiyle yapıya yapışması durumudur (Şekil 2.22). Lazer gücünün düşürülüp, tarama hızının artırılması durumunda lazer tarafından toz parçacıklarına aktarılan enerji transferinin azaldığı belirtilmiştir. Bu durumun tozların yapışmasını azalttığı ve dolayısıyla kolon kalınlığı değerindeki sapmaların azaldığı görülmüştür [21,66,68].



Şekil 2.22. Kolonlar üzerine yapışan tozlar [21]

Üretim değişkenlerinin etkisiyle meydana gelen geometrik sapmalar net olarak tahmin edilemediğinden dolayı birim hücreler arasında oluşan gözeneklerin daralmasına hatta kapanmasına neden olabilmektedir. Kolon kalınlığındaki artışlar ve gözeneklerde meydana gelen daralmalar, hüresel yapıların hacimsel boşluk oranında azalmaya neden olmaktadır [76,68,85]. Hacimsel boşluk oranındaki bu azalmanın %23 lere kadar ulaştığı kanıtlanmıştır (Çizelge 2.9).

Çizelge 2.9. Hacimsel boşluk oranının teorik ve deneysel olarak karşılaştırılması [88]

Numune numarası	Teorik (%) hacimsel boşluk	Deneysel (%) hacimsel boşluk	Fark (%)
1	60,91	50,75 ($\pm 0,69$)	15,04
2	68,60	60,41 ($\pm 0,81$)	7,19
3	75,83	70,32 ($\pm 0,63$)	5,51
4	65,02	49,75 ($\pm 1,00$)	23,49

Wang ve diğerleri (2018), yaptıkları çalışmada hüresel yapılardan implant numuneleri tasarlamışlardır. Tasarımlardan elde ettiği ile fiziksel model üzerinde yaptıkları bilgisayarlı mikro tomografi işlemi sonucunda elde ettikleri hacimsel boşluk oranı, kolon kalınlığı,

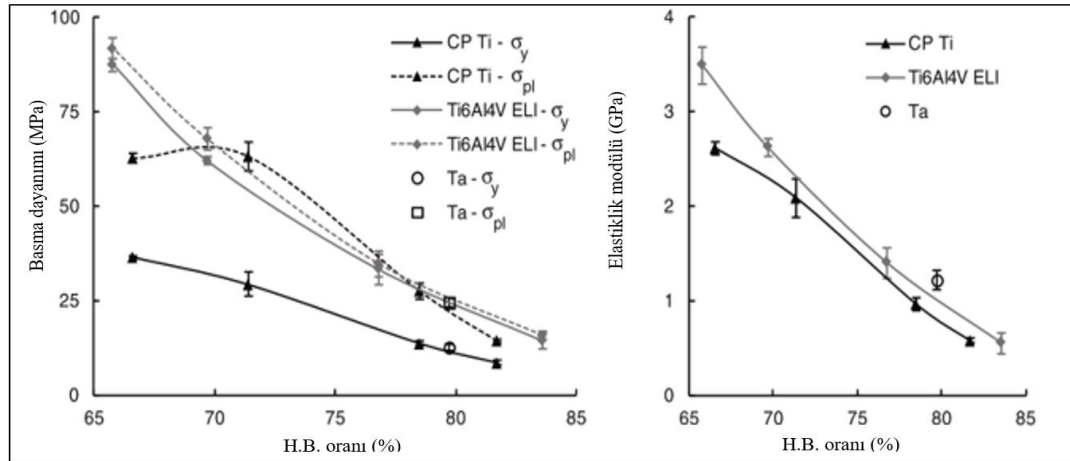
ortalama gözenek boyutu ve gözenek bağlantı oranı gibi değişkenleri karşılaştırmış Çizelge 2.10'daki değerleri elde etmişlerdir [71].

Çizelge 2.10. Hücresel yapılarda tasarım ve üretim değişken değerlerinin karşılaştırılması [71]

Numune Numarası	(%) Hacimsel boşluk		Kolon kalınlığı (μm)		Ortalama gözenek boyutu (μm)		Gözenek bağlantı oranı (%)	
	Tasarım	Üretim	Tasarım	Üretim	Tasarım	Üretim	Tasarım	Üretim
1	70	62.5 \pm 2.1	400	424 \pm 25.6	500	457.5 \pm 34.1	100	100
2	70	61.1 \pm 2.2	400	435 \pm 36.5	500	452.5 \pm 43.5	100	100
3	70	61.6 \pm 2.8	400	449 \pm 34.5	500	427 \pm 40.4	100	100
4	70	66.2 \pm 2.0	400	410 \pm 23.2	500	458.5 \pm 29.6	100	100

2.2.3. Mekanik özellikleri

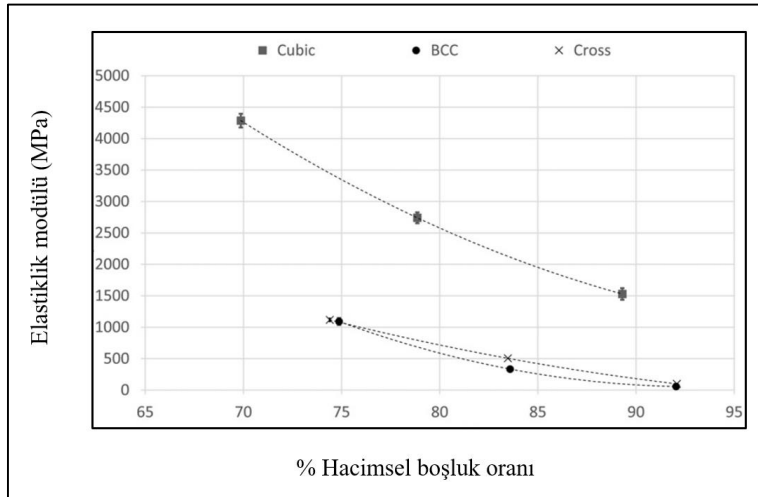
Lazer gücü ve tarama hızı gibi üretim değişkenlerinin yanında kolon kalınlığı, birim hücre yapısı ve birim hücre boyutu gibi tasarım değişkenlerinin de oluşturulacak olan hücresel yapının mekanik özelliklerini etkilediği görülmüştür [68]. Özellikle yapının ağırlığı azaltılıp hücresel yapı oluşturulduktan sonra yapının özgül mukavemet değeri artmaktadır. Hücresel yapılarda hacimsel boşluk oranı arttığından dolayı, özellikle kişiye özel implant yapı uygulamalarında istenmeyen özellik olan yüksek elastiklik modülü değerinde oluşan azalma ile kemik dokuya yakın değerler elde edilebilmektedir [50,51,53]. Hücresel yapılardaki hacimsel boşluk oranı ile yapının bazı mekanik özellikleri arasındaki ilişkiyi gösteren grafik Şekil 2.23'de verilmiştir.



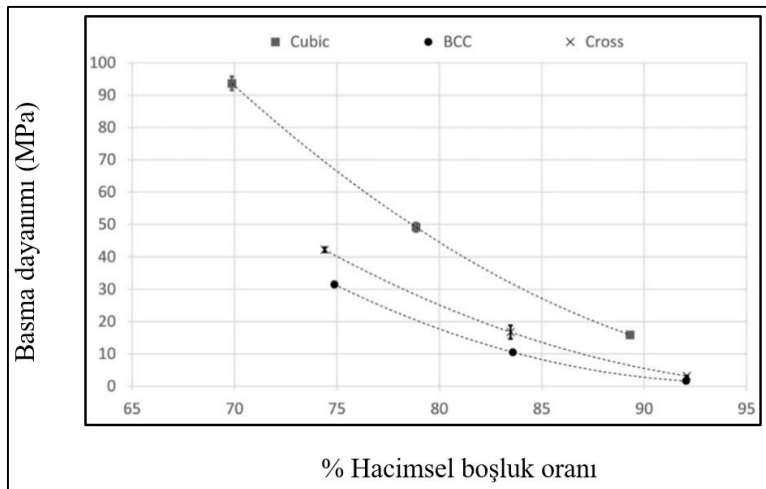
Şekil 2.23. Bazı metal ve alaşımları için hacimsel boşluk oranına göre basma dayanımı ve elastiklik modülünün değişimi [73]

Şekil 2.23’de görüldüğü gibi yapıdaki hacimsel boşluk oranı arttıkça mekanik özelliklerde %90 lara varan bir azalma gözlemlenmektedir. Ancak bu azalma tasarım amacına göre olumlu ya da olumsuz olarak değerlendirilebilmektedir.

Yapılarda meydana gelen hacimsel boşluk oranı, tasarım sürecinde belirlenen birim hücre yapısı, birim hücre boyutu ve kolon kalınlığı değerlerinin bir sonucu olarak ortaya çıkmaktadır. Dolayısıyla yapının mekanik özellikleri üzerinde doğrudan etkiye sahiptirler [52,63]. Farklı birim hücre yapıları için mekanik özellikler ile hacimsel boşluk oranı arasındaki ilişkiyi gösteren grafikler Şekil 2.24 ve Şekil 2.25’de verilmiştir.



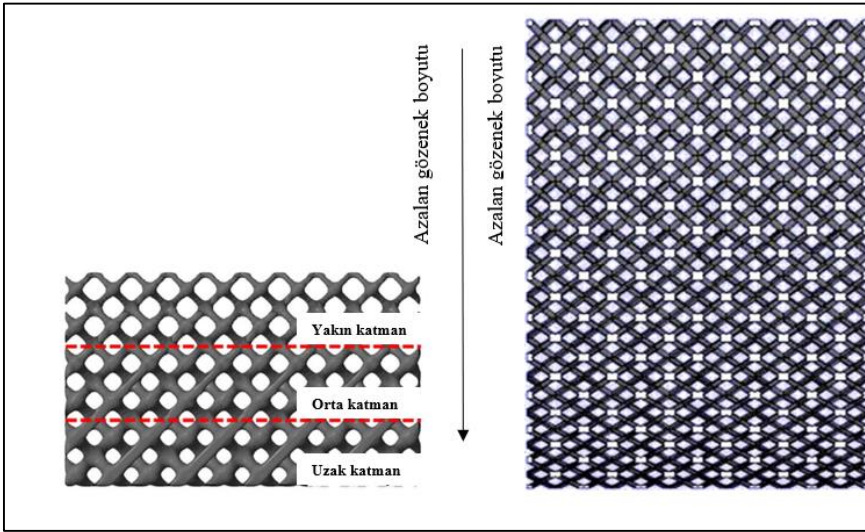
Şekil 2.24. Ti-6Al-4V alaşımından imal edilmiş farklı birim hücre yapılarına ait basma testi sonucu elde edilmiş Elastiklik modülü- hacimsel boşluk oranı grafiği [64]



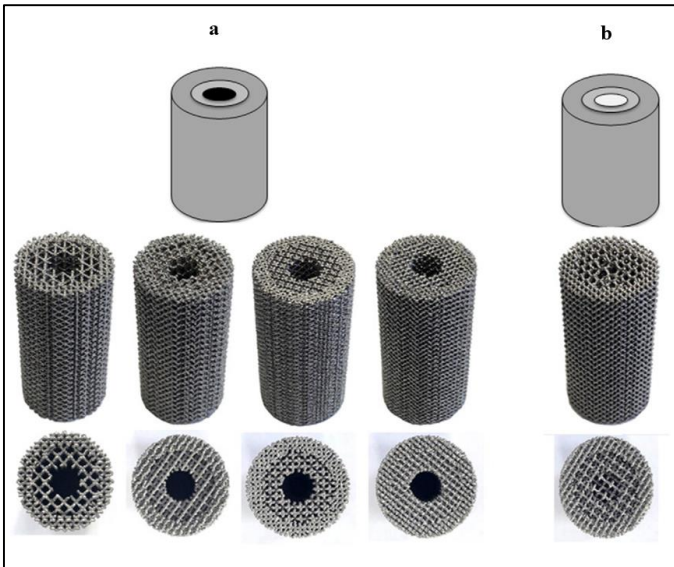
Şekil 2.25. Farklı birim hücre yapılarına ait Basma dayanımı - % hacimsel boşluk grafiği [64]

2.2.4. Değişken gözenekli hücresel yapılar

Değişken gözenekli hücresel yapılar, homojen gözenekli hücresel yapılara göre herhangi bir yönde farklı birim hücre yapısı, birim hücre boyutu veya kolon kalınlığına sahip yapılardır (Şekil 2.26). Bir diğer uygulama biçimi ise (Şekil 2.27); değişken gözenekli hücrenin uygulanacak olduğu geometriyi birden fazla katmana ayırarak her katmana farklı bir birim hücre, birim hücre boyutu veya kolon kalınlığı değeri verilerek oluşturulabilen yapılardır [41].

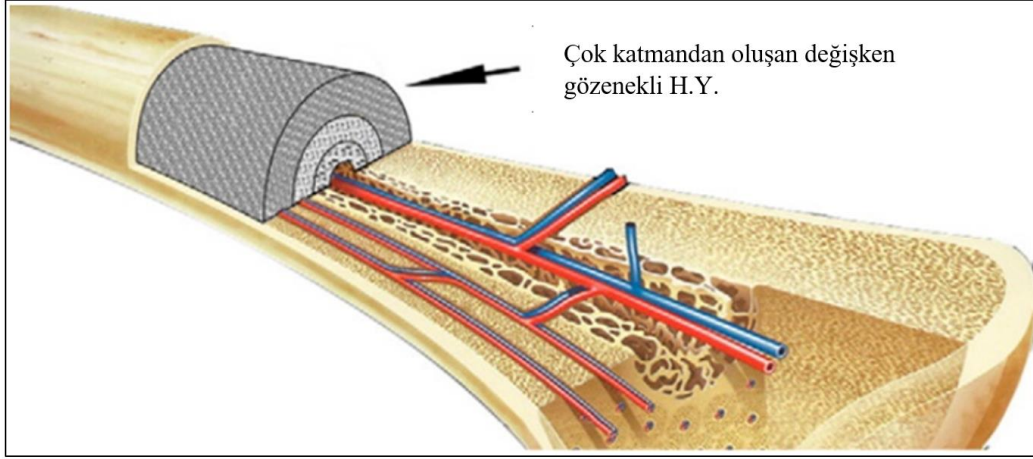


Şekil 2.26. Tek eksenli oluşturulmuş değişken gözenekli hücresel yapının kesit görüntüsü [58,76]



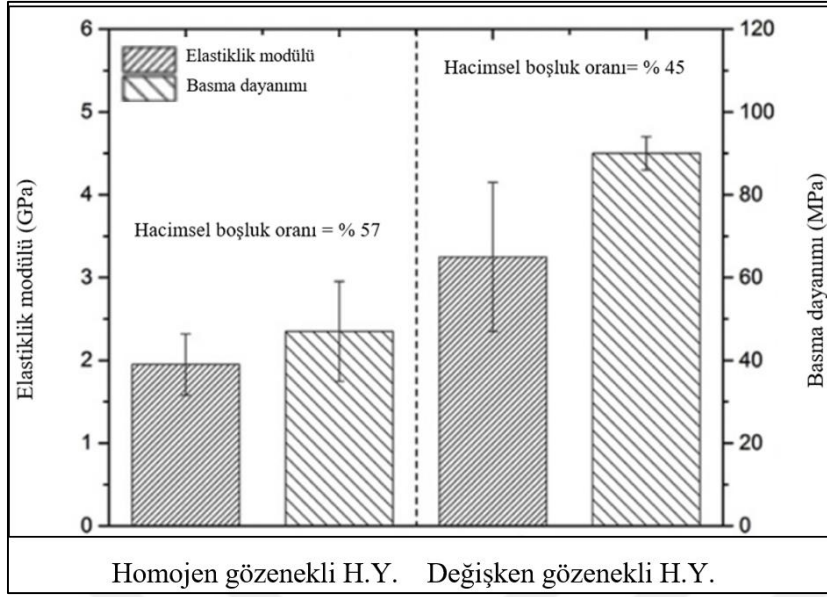
Şekil 2.27. Katmanlara göre radyal yönde 2 katmanlı (a) ve 3 katmanlı (b) içe doğru genişleyen bir biçimde oluşturulmuş değişken gözenekli hücresel yapılar [41]

Değişken gözenekli hüresel yapılar, kemik dokuya benzerliğinden dolayı özellikle implant uygulamalarında tercih edilmektedir [56,67]. Doğal kemikler, dışta kortikal kemik ve içte trabeküler kemikten oluştuğundan (Şekil 2.28), başarılı bir implant uygulaması için yapının değişken gözenekli olması biyolojik ve mekanik özelliklerdeki bölgesel farklılaşmayı sağlaması açısından yeterli kabiliyete sahiptir.



Şekil 2.28. Kemik dokunun iç yapısı [41]

Değişken gözeneğe sahip hüresel yapılar, homojen gözenekli hüresel yapılara göre biyolojik ve mekanik açıdan üstün özelliklere sahiptir. Yapıda bulunan farklı gözeneklilik bölgelerinden gözenekliliği yüksek olan bölge, hücre transferi ve çoğalması için yeterli alan sağlarken, gözenekliliği düşük olan bölge, yük taşıyan gereklilikler için yeterli mekanik özellikleri sağladığı görülmüştür [56,76]. Ek olarak homojen gözenekli yapılarda istenen yüksek gözeneklilik ve yüksek mukavemet gibi birbirine zıt değişkenlerden kaynaklanan zayıflığın değişken gözenekli hüresel yapılarda üstünlüğe dönüştüğü belirlenmiştir [58]. Basma dayanımı ve elastiklik modülü gibi mekanik özelliklerin değişken gözeneğe sahip hüresel yapılarda daha yüksek değerlere sahip olabileceği (Şekil 2.29) yapılan testler sonucunda kanıtlanmış ve kemik doku ile implant malzemesi arasındaki elastiklik modülü uyumsuzluğunun en aza indiği görülmüştür [58,82].



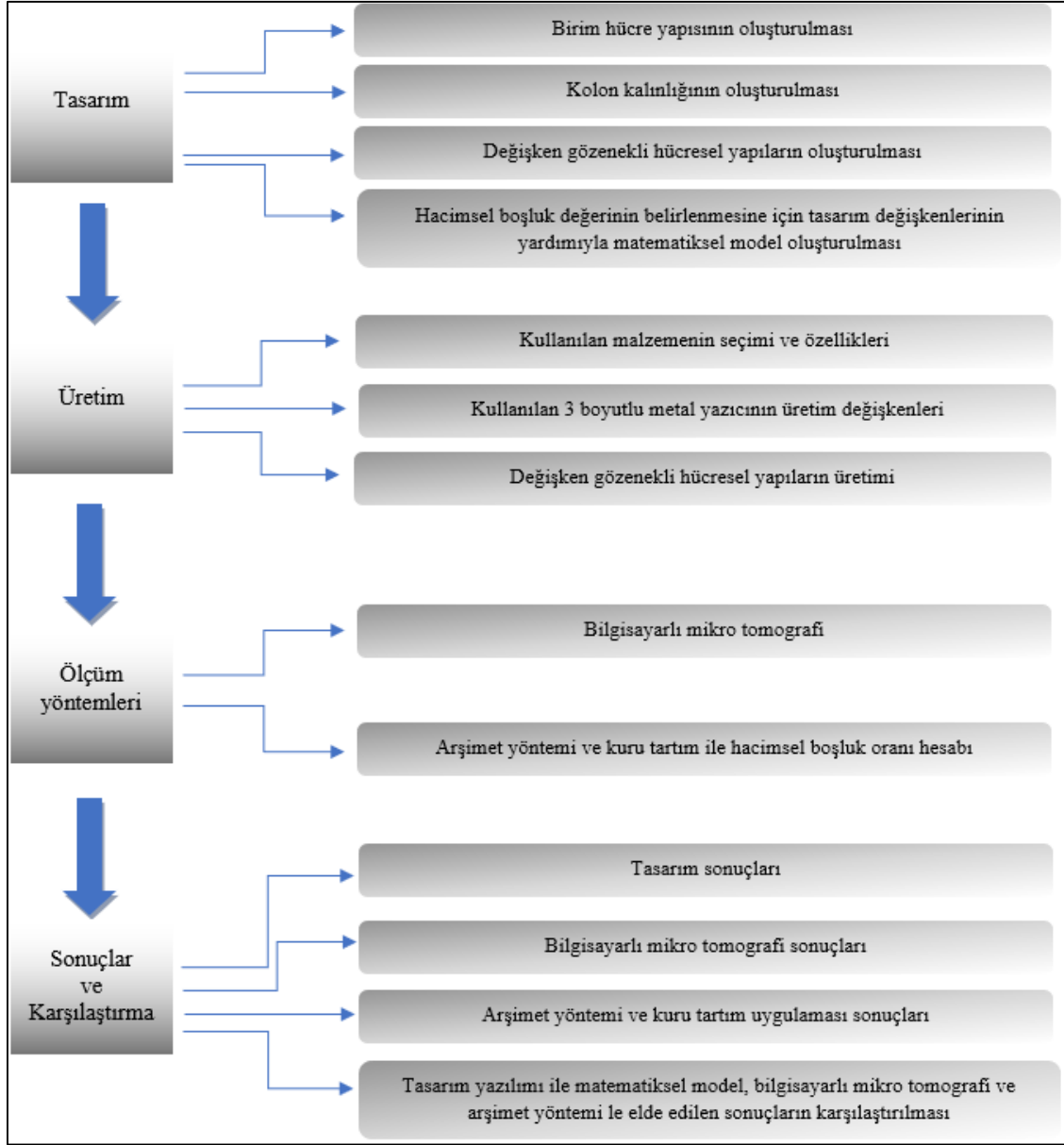
Şekil 2.29. Ti-6Al-4V alaşımından üretilen homojen ve değişken gözenekli hücresel yapıların mekanik özellikleri arasındaki farklar [82]

Konuyla ilgili yapılan çalışmalarda, 3 boyutlu metal yazıcıların üretim değişkenlerinden kaynaklanan kolon kalınlığındaki artışlar incelenmiş ancak SLM teknolojisi ile yapılan değişken gözenekli hücresel yapı üretimlerinde üretim platformuna yatay yöndeki yüzeylerde meydana gelen ergiyik metal sarkmalarından ve bu sarkmaların boyut büyüklüklerine değinilmemiştir. Değişken gözenekli hücresel yapıların mekanik özellikleri ile hacimsel boşluk değerleri arasındaki ilişkiler incelenmiş ancak hedeflenen hacimsel boşluk değerine deneme yanılma yöntemi ile uğraşmadan rahat bir şekilde ulaşabilmek için gerekli matematiksel çözümlerden bahsedilmemiştir. Kübik, octahedroid ve diamond birim hücre yapıları için boyutsal sapma değerlerine ayrıca değinilmemiştir. Bu sapmaların bilinmesi tasarım aşamasında hedeflenen yapısal değerlerin elde edilmesi için önem taşımaktadır. Bu çalışmada çeşitli değişken gözenekli hücresel yapıların tasarlanıp SLM teknolojisi ile çalışan bir 3 boyutlu metal yazıcıda üretilerek, tasarım ve üretim arasındaki farklılıkların tespit edilmesi amaçlanmaktadır. Tasarım ile üretim arasındaki verilerin karşılaştırılıp bu yapıların değişkenleri olan birim hücre yapısı, birim hücre boyutu, kolon kalınlığı ve hacimsel boşluk oranıyla olan ilişkisini araştırmaktır. Bu amaçla bu tez kapsamında kübik, diamond ve octahedroid birim hücre yapısı için aynı birim hücre boyutu ve farklı kolon kalınlıkları kullanılarak 9 farklı tasarım oluşturulmuştur. Bu tasarımlar eklemeli imalat yöntemi ile üretilip deneysel olarak incelenmiş ve sonuçları karşılaştırılmıştır.

3. MALZEME VE YÖNTEM

Bu tez kapsamında; “3-matic” tasarım yazılımında 3 farklı birim hücre yapısı ve 3 farklı kolon kalınlığı değeri kullanılarak 9 adet değişken gözenekli hücresel yapı oluşturulmuştur. Oluşturulan bu yapılar Ti-6Al-4V (ELI) titanyum alaşımından Concept Laser marka M2 model metal üç boyutlu yazıcısında üretilmiştir. Üretilen değişken gözenekli hücresel yapılar bilgisayarlı mikro tomografide taranmıştır. Elde edilen 2 boyutlu görüntüler dicom formatına dönüştürülerek “Mimics” yazılımında 3 boyutlu hale getirilmiştir. 2 ve 3 boyutlu görüntüler üzerinden değişken gözenekli hücresel yapılara ait kolon kalınlığı, birim hücre boyutu, gözenek boyutu ölçümleri alınmış ve yapılarda meydana gelen uygunsuzluklar tespit edilmiştir. Üretilen değişken gözenekli hücresel yapıların hacimsel boşluk değerlerini ölçmek için arşimet yöntemi ve kuru tartım işlemleri uygulanmıştır. Ayrıca gözenekli hücresel yapıların hacimsel boşluk değerlerini tasarım yazılımı kullanmaksızın elde edebilmek için hücresel yapıların geometrik özellikleri kullanılarak matematiksel yaklaşım ortaya konmuştur. Değişken gözenekli hücresel yapıların tasarım ve üretim işlemleri Sağlık Bilimleri Üniversitesi Gülhane Medikal Tasarım ve Üretim Uygulama Araştırma Merkezinde yapılmıştır.

Bu tez kapsamında çalışılan değişken gözenekli hücresel yapıların tasarımı, üretimi ve kullanılan deneysel yöntemlerle ortaya çıkan sonuçları gösteren süreç Şekil 3.1’de gösterilmiştir.



Şekil 3.1. Değişken gözenekli hücresel yapıların oluşturulması ve ortaya çıkan katı modellerden elde edilen sonuçların karşılaştırılmasında izlenen yol

Tasarım değişken değerlerinin (birim hücre yapısı, kolon kalınlığı, hacimsel boşluk oranı) oluşturulmasında ISO 13314:2011 (Mechanical testing of metals-Ductility testing-Compression test for porous and cellular metals) standardında belirtilen kriterler dikkate alınmıştır. Değişken gözenekli hücresel yapıların tasarımlarının hazırlanmasında “Materialise firmasının “3-Matic 12.0” tasarım yazılımı kullanılmıştır.

Değişken gözenekli H.Y ‘nin oluşturulmasına etki eden temel değişkenlerden biri olan birim hücre yapısı ve kolon kalınlığı boyutlarının seçiminde hacimsel boşluk oranının %50 ‘nin üstünde olmasına dikkat edilmiştir. Tasarım yazılımından elde edilen hesaplara göre

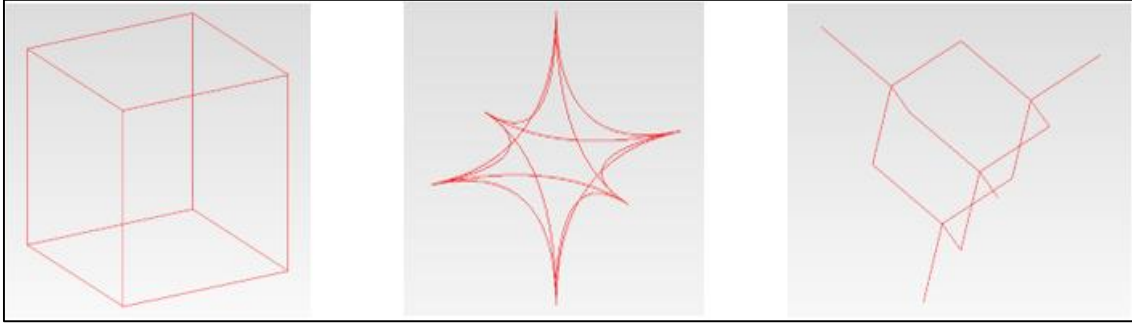
değişken gözenekli hücresel yapıların hacimsel boşluk oranı yaklaşık %50-%90 aralığında oluşmuştur. ISO 13314:2011 standardına göre oluşturulup üretilen numuneler; birim hücre yapısı ve kolon kalınlığı değişkenlerinin belirlenmesi için bilgisayarlı mikro tomografi cihazında taranmıştır. Tasarım ve üretim arasındaki hacimsel boşluk oranı farklılıklarını gözlemleyebilmek için numunelerin yoğunlukları arşimet yöntemi yardımı ile ölçülmüştür.

3.1. Tasarım

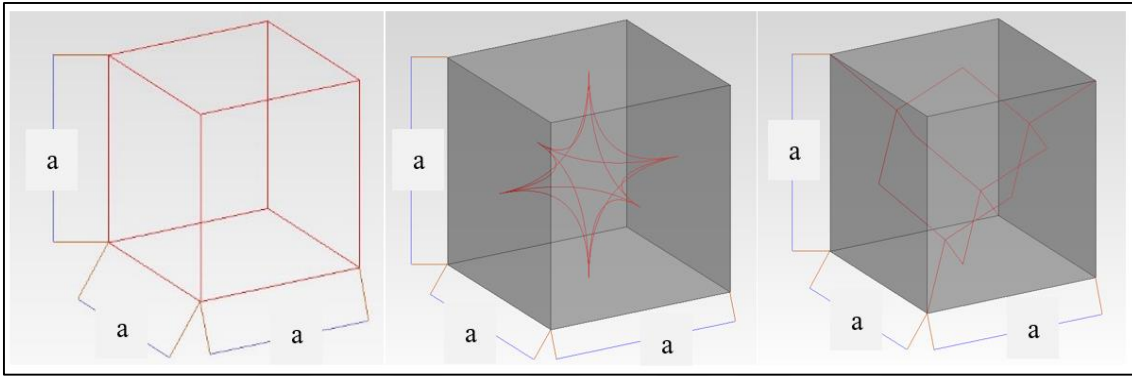
Değişken gözenekli hücresel yapıların tasarımında 3-Matic tasarım yazılımı kullanılmıştır. 3 farklı birim hücre yapısı üzerinde çalışılmıştır. Seçilen birim hücre yapıları 3 katman değişken gözenek geçişi kullanılarak oluşturulan 21 mm çap ve 30 mm boyunda silindirik numunelere homojen olarak dağıtılmıştır. 3 farklı birim hücre yapısı ile oluşturulan çizgi şeklindeki hacimsiz değişken gözenekli hücresel yapıların her birine 3 farklı kolon kalınlığı değeri verilerek hacim kazandırılmıştır. Kolon kalınlığı verme işlemi sonrasında numune boyutları dışına taşan kısımlar kesilerek düzeltilmiştir. Değişken gözenekli hücresel yapıların alt ve üst kısmına destek malzemelerin sağlıklı bir şekilde oluşturulabilmesi ve sonraki aşama da basma testlerinde kullanılabilmesi için 1'er mm'lik kabuklar eklenmiştir. Değişken gözenekli hücresel yapıların tasarımlarında ISO 13314:2011 standardı uygulanarak makine ve yazılım kısıtlamaları da dikkate alınmıştır.

3.1.1. Birim hücre yapısının oluşturulması

Birim hücre yapısı, belli bir düzene göre oluşturulmuş hücresel yapılarda temel değişkenlerden biridir. Bu çalışmada kübik, octahedroid ve diamond birim hücre yapısı kullanılmıştır (Şekil 3.2). Her bir birim hücreyi çevreleyen bir birim küp dikkate alınarak (Şekil 3.3) geometrik değişkenler tanımlanmış ve bu değişkenler matematiksel modellerin oluşturulmasında kullanılmıştır. Birim hücre boyutu x , y ve z koordinatlarında eşittir ve "a" sembolü ile ifade edilmiştir. Birim hücre yapısı seçimi ISO 13314:2011 standardı, tasarım yazılımı ve kullanılan metal 3 boyutlu yazıcının kabiliyetleri dikkate alınarak yapılmıştır.



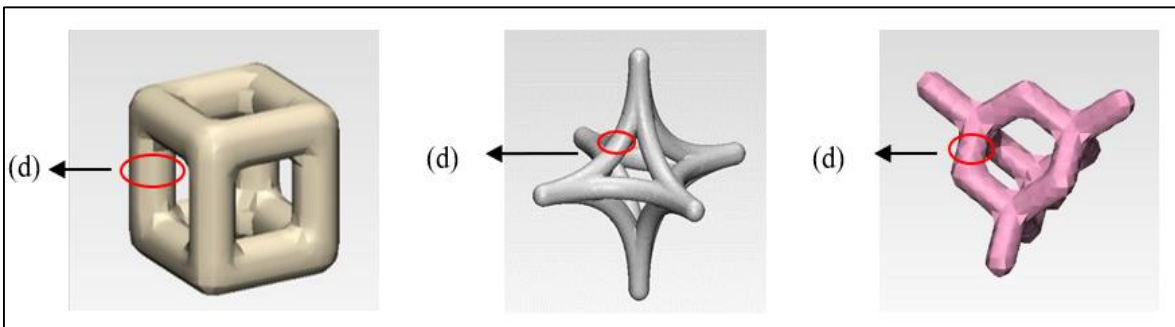
Şekil 3.2. Soldan sağa sırasıyla kübik, octahedroid ve diamond birim hücre yapısı



Şekil 3.3. Her bir birim hücre yapısını çevreleyen küp (soldan sağa sırasıyla kübik, octahedroid ve diamond birim hücre yapıları)

3.1.2. Kolon kalınlığının oluşturulması

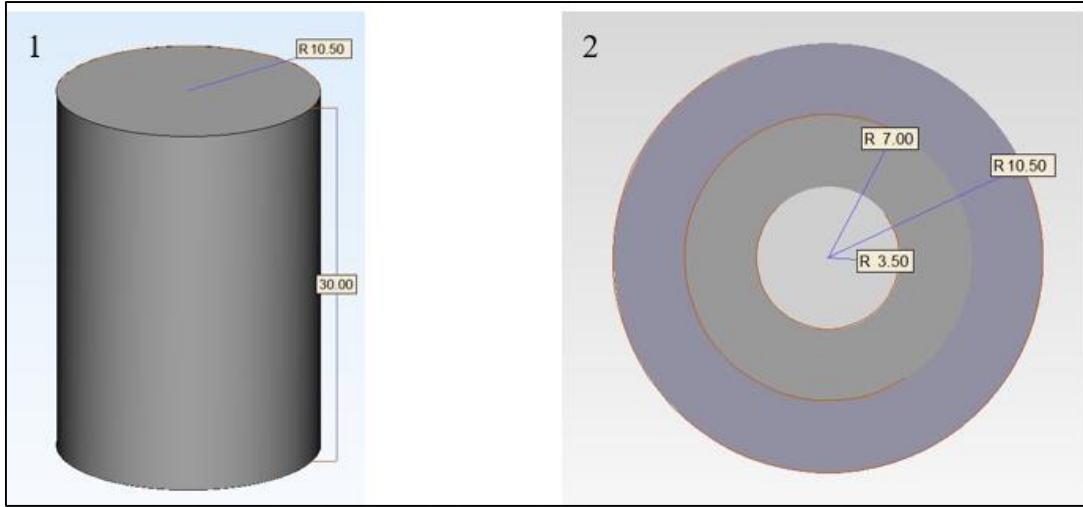
Kolon kalınlığı, hacimsiz bir şekilde oluşturulan birim hücre yapısı çizgilerine verilen et kalınlığı (d) değeridir (Şekil 3.4). Oluşturulan her bir birim hücre yapısı 3 farklı kolon kalınlığında (300, 500 ve 700 μm) tasarlanmıştır.



Şekil 3.4. Soldan sağa sırasıyla Kübik, Octahedroid ve Diamond birim hücre yapılarına ait kolon kalınlıkları (d)

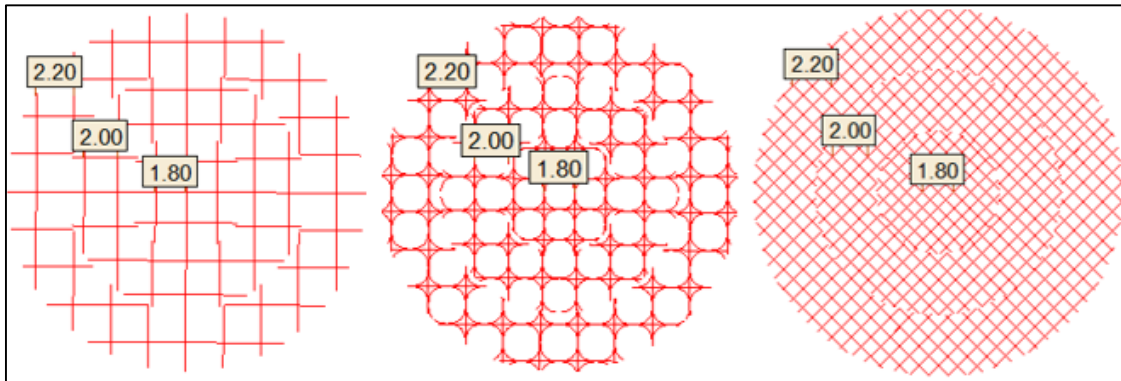
3.1.3. Değişken gözenekli hücresel yapıların oluşturulması

Değişken gözenekli hücresel yapılar oluşturulurken 10,5 mm yarıçap ve 30 mm boyunda silindirik numuneler kullanılmıştır (Şekil 3.5). Numune boyutlarının seçiminde ISO 13314:2011 standardı dikkate alınmıştır. Bu numuneler 3,5 mm et kalınlıklarında ve dıştan içe sırasıyla 10,5 mm, 7 mm ve 3,5 mm'lik yarıçaplara ayrıştırılarak iç içe geçmiş 3 silindirik katman oluşturulmuştur (Şekil 3.5).



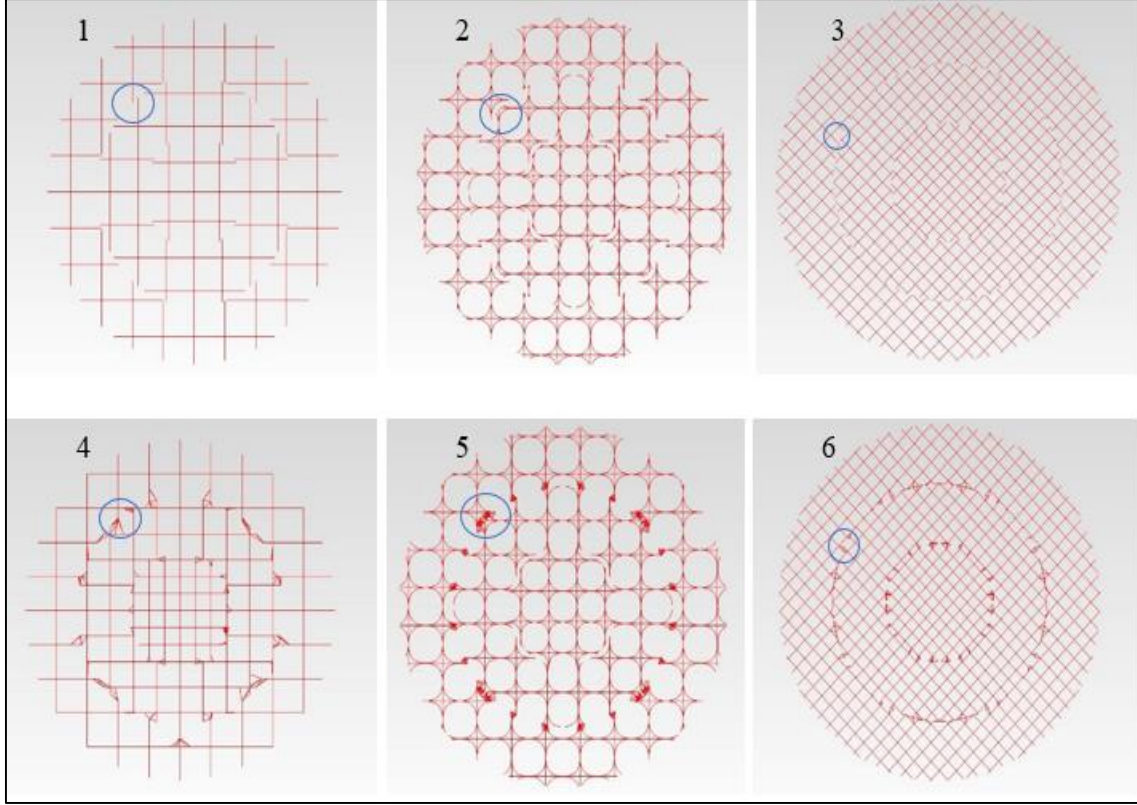
Şekil 3.5. Kullanılan silindirik numune (1) ve iç içe geçmiş silindirik katmanlar (2)

Oluşturulan 3 geçişli katmana x, y ve z koordinatlarında eşit değerlerde olmak kaydıyla (Şekil 3.3) her katmanda sırasıyla dıştan içe doğru sırasıyla 2,2; 2; 1,8 mm'lik birim hücre boyutu büyüklüğünde sayısal değerler verilmiştir (Şekil 3.6). Hacimsel boşluk oranlarının %50-90 aralığında oluşabilmesi için dıştan içe doğru daralan bir birim hücre boyutu oluşturulmuştur.



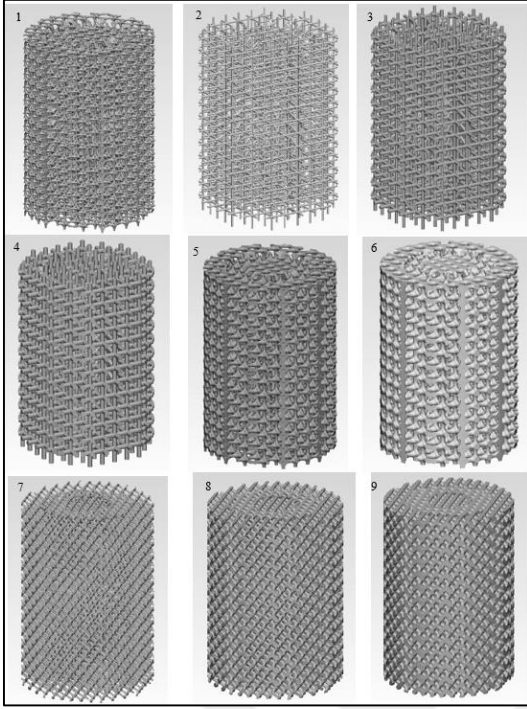
Şekil 3.6. Kübik (1), octahedroid (2) ve diamond (3) birim hücre boyutu kesit görüntüleri

İç içe geçmiş 3 katman içinde farklı ölçülerde birim hücre boyutu kullanıldığından katmanlar arası birim hücreleri geçişlerinde kolonlar arası bağlantısızlıklar meydana gelmiştir. Bu 3 katman arasında oluşan bağlantısızlıklar tasarım yazılımı yardımıyla ek kolon bağlantıları oluşturularak giderilmiştir (Şekil 3.7).



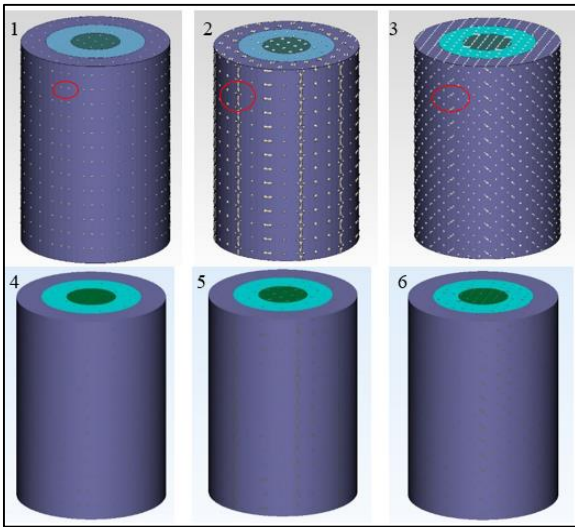
Şekil 3.7. Kübik (1), octahedroid (2) ve diamond (3) birim hücre yapısında oluşan bağlantısızlıklar ve kübik (4), octahedroid (5) ve diamond (6) birim hücre yapısına eklenen ek kolon bağlantılarının kesit görüntüleri

Bağlantı hataları giderildikten sonra değişken gözenekli hüresel yapılara 3 farklı kolon kalınlık değeri (300,500 ve 700 μm) uygulanmıştır. Böylece kübik, octahedroid ve diamond birim hücre yapısı için toplamda 9 adet değişken gözenekli hüresel yapı oluşturulmuştur (Şekil 3.8).



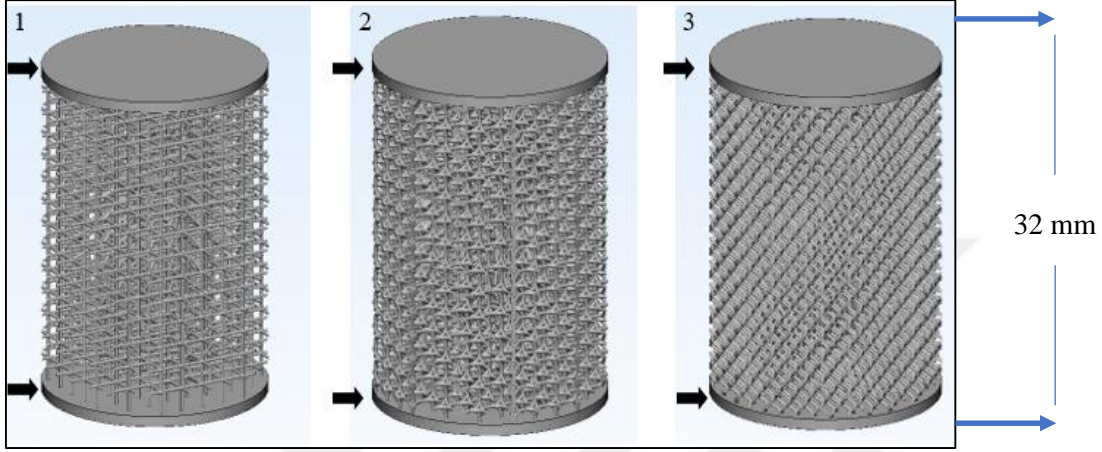
Şekil 3.8. Oluşturulan değişken gözenekli hücresel yapı, Kübik ($d = 0,3$ mm) (1), Kübik ($d = 0,5$ mm) (2), Kübik ($d = 0,7$ mm) (3), Octahedroid ($d=0,3$ mm) (4), Octahedroid ($d=0,5$ mm) (5), Octahedroid ($d=0,7$ mm) (6), Diamond ($d=0,3$ mm) (7), Diamond ($d=0,5$ mm) (8), Diamond ($d=0,7$ mm) (9)

Kolon kalınlığı verme işlemi, yayılma metodu (wrap) ile oluşturulduğundan dolayı numune ölçüleri dışına taşmalar gözlemlenmiştir. Dışarı taşan bu kısımlar kesme işlemi ile düzeltilerek numune ölçü sınırları içine getirilmiştir (Şekil 3.9).



Şekil 3.9. Kolon kalınlığı oluşturulması işlemi sonrasında numune ölçüleri dışına taşan kolonlar (1,2,3) ve kesme işlemi sonrası numune sınırları içine alınmış görüntüleri (4,5,6)

Oluşturulan bu değişken gözenekli hücresel yapılara daha sonra kullanılacak 3 boyutlu yazıcının ara yüz yazılımı olan “Magics RP” yazılımında destek malzemesinin eklenebilmesi ve değişken gözenekli hücresel yapının bir sonraki çalışmada basma testlerinde kullanılabilmesi için yapının alt ve üst kısmına numune ile aynı çapta 1 mm kalınlığında kabuklar eklenmiştir (Şekil 3.10).



Şekil 3.10. Değişken gözenekli yapıların alt ve üst kısmını eklenen 21 mm çapında 1 mm kalınlığında kabuklar, Kübik (1), Octahedroid (2), Diamond (3)

3.2. Üretim

Tasarlanan değişken gözenekli hücresel yapılar “ASTM F 136-02a” standardında özellikleri belirtilen “Ti-6Al-4V (ELI grade 23)” titanyum alaşım tozundan üretilmiştir. Eklemeli imalat yöntemi olarak SLM (Seçici lazer ergitme) teknolojisi kullanılmıştır. Değişken gözenekli hücresel yapıların üretimi “Concept Laser” marka “M2” model 3 boyutlu metal yazıcısında yapılmıştır. Üretim işlemi argon gazı atmosferinde yapılmıştır. Değişken gözenekli hücresel yapılara üretim sonrası kumlama veya zımparalama gibi bir işlem uygulanmamıştır. Sadece içinde kalan tozların temizlenmesi için basınçlı hava püskürtülmüş ve ardından içinde saf su bulunan ultrasonik temizleyicide 30 dakika boyunca tutulmuştur.

3.2.1. Malzeme seçimi ve özellikleri

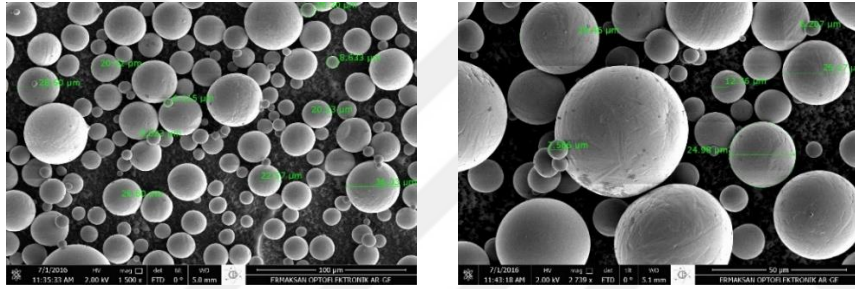
Değişken gözenekli hücresel yapıların üretiminde medikal alanda tercih edilmesi ve 3 boyutlu yazıcılarda sıklıkla kullanılmasından dolayı Ti-6Al-4V (ELI grade 23) titanyum

alaşım tozu kullanılmıştır. ASTM F136-02a standardına göre kullanılan alaşım tozunun kimyasal kompozisyonu Çizelge 3.1’de verilmiştir.

Çizelge 3.1. Ti-6Al-4V (ELI grade 23) kimyasal bileşimi [40]

Element	Ti	Al	V	Fe	C	O	N	H
% bileşim	Geriye kalan	5,5-6,5	3,5-4,5	0-0,25	0-0,08	0-0,13	0-0,05	0-0,012

Üretimde kullanılan Ti-6Al-4V alaşım tozuna ait ERMAKSAN Makine Sanayi ve Ticaret A.Ş. tarafından elde edilen taramalı elektron mikroskobu (SEM) görüntüleri resim 3.1’de verilmiştir.












Resim 3.1. Üretimde kullanılan Ti-6Al-4V alaşım tozuna ait SEM görüntüleri

3.2.2. Üretim değişkenleri

Değişken gözenekli hücreli yapıların üretimi SLM teknolojisi ile çalışan Concept Laser marka M2 model 3 boyutlu yazıcısında yapılmıştır (Resim 3.2). Üretimler argon gazı koruyucu atmosferi altında gerçekleştirilmiştir.

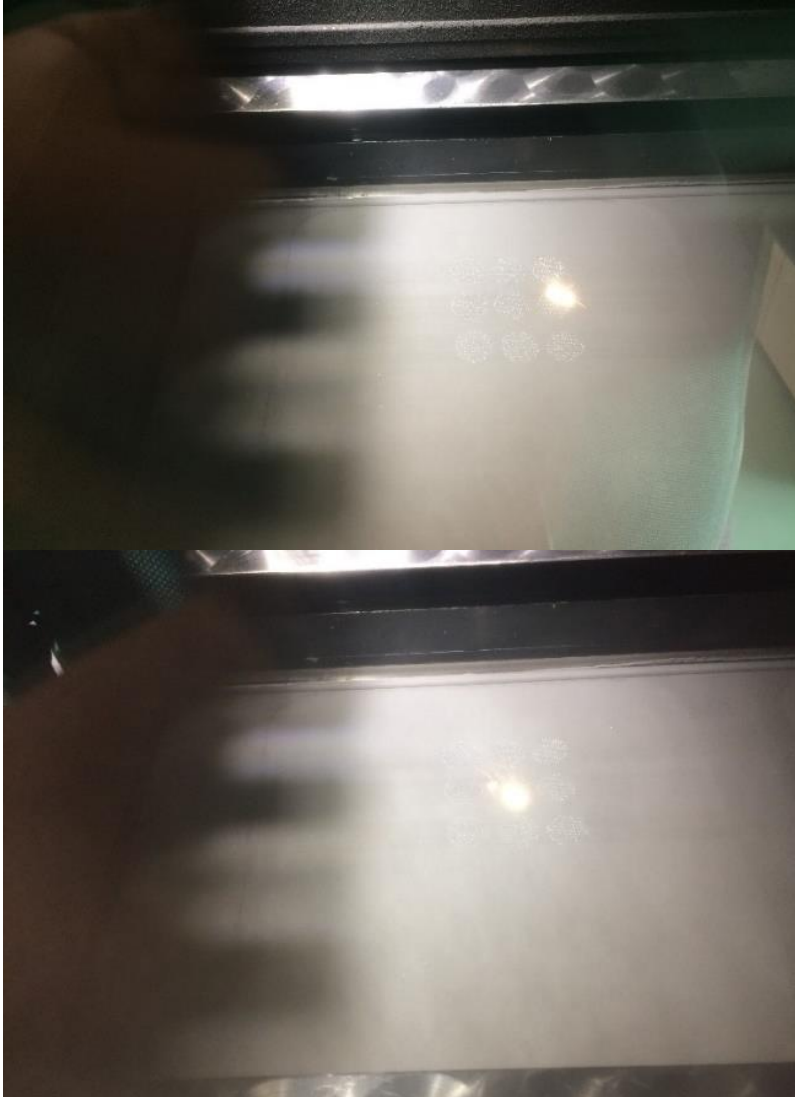


Resim 3.2. Üretimde kullanılan Concept Laser marka M2 model 3 boyutlu metal yazıcı

 Diamond 0,3 mm	STL Document	<input type="checkbox"/> Diamond 0,3 mm.cls	CLS Dosyası
 Diamond 0,5 mm	STL Document	<input type="checkbox"/> Diamond 0,5 mm.cls	CLS Dosyası
 diamond 0,7 mm	STL Document	<input type="checkbox"/> diamond 0,7 mm.cls	CLS Dosyası
 kübik 0,3 mm	STL Document	<input type="checkbox"/> kubik 0,3 mm.cls	CLS Dosyası
 kübik 0,5 mm	STL Document	<input type="checkbox"/> kubik 0,5 mm.cls	CLS Dosyası
 kübik 07 mm	STL Document	<input type="checkbox"/> kubik 07 mm.cls	CLS Dosyası
 octahedroid 0,3 mm	STL Document	<input type="checkbox"/> octahedroid 0,3 mm.cls	CLS Dosyası
 octahedroid 0,5 mm	STL Document	<input type="checkbox"/> octahedroid 0,5 mm.cls	CLS Dosyası
 octahedroid 0,7 mm	STL Document	<input type="checkbox"/> octahedroid 0,7 mm.cls	CLS Dosyası
		<input type="checkbox"/> s_Diamond 0,3 mm.cls	CLS Dosyası
		<input type="checkbox"/> s_Diamond 0,5 mm.cls	CLS Dosyası
		<input type="checkbox"/> s_diamond 0,7 mm.cls	CLS Dosyası
		<input type="checkbox"/> s_kubik 0,3 mm.cls	CLS Dosyası
		<input type="checkbox"/> s_kubik 0,5 mm.cls	CLS Dosyası
		<input type="checkbox"/> s_kubik 07 mm.cls	CLS Dosyası
		<input type="checkbox"/> s_octahedroid 0,3 mm.cls	CLS Dosyası
		<input type="checkbox"/> s_octahedroid 0,5 mm.cls	CLS Dosyası
		<input type="checkbox"/> s_octahedroid 0,7 mm.cls	CLS Dosyası

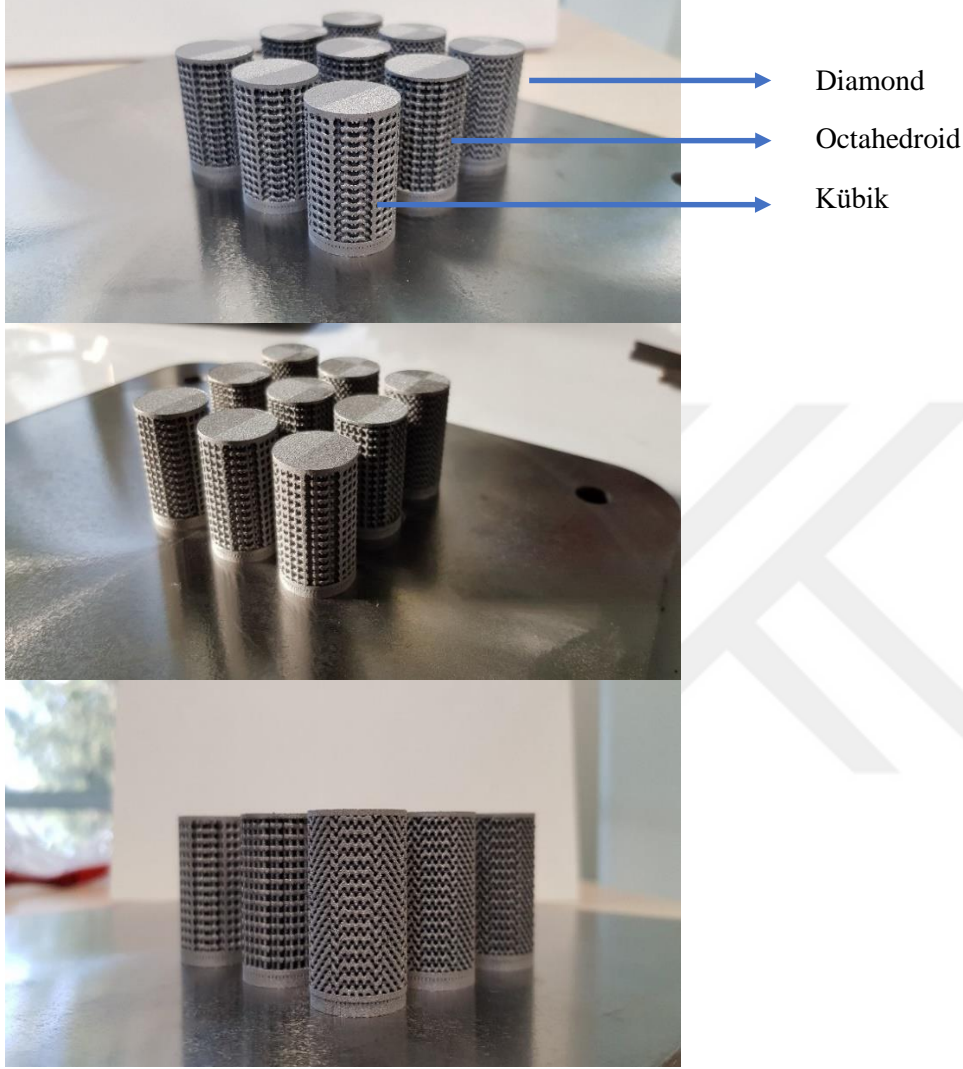
Şekil 3.12. Magics RP arayüz yazılımında stl ve cls formatında oluşturulan veriler

Elde edilen cls formatındaki veriler ile değişken gözenekli hücresel yapıların üretimi gerçekleştirilmiştir. Üretim esnasındaki görüntüler resim 3.3’de verilmiştir.



Resim 3.3. Değişken gözenekli hücresel yapıların üretim esnasındaki görüntüleri

Kübik, octahedroid ve diamond birim hücre yapısından oluşan 3 farklı birim hücre boyutu ve 3 farklı kolon kalınlığına sahip 9 farklı değişken gözenekli hücresel yapı üretilmiştir (Resim 3.4).



Resim 3.4. Değişken gözenekli hücresel yapıların üretim sonrasına ait görüntüleri

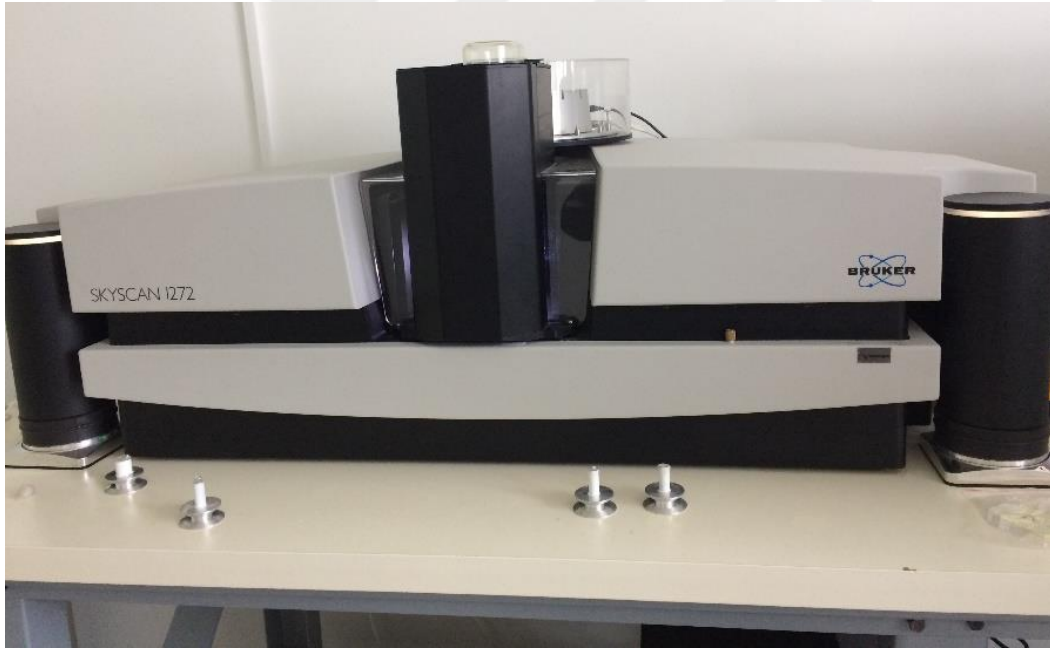
3.3. Ölçüm Yöntemleri

Üretilen değişken gözenekli hücresel yapıların tasarım ile uyumluluğunun karşılaştırılması için bilgisayarlı mikro tomografi ve yoğunluk ölçüm deneyi uygulanmıştır. Bilgisayarlı mikro tomografi işleminde üretilen numuneler üzerinden birim hücre boyutu ve kolon kalınlığı değerleri hesaplanmış ve tasarım değerleri ile karşılaştırılmıştır. Yoğunluk ölçümü için, arşimet ve kuru tartım yöntemi uygulanarak yapıdaki hacimsel boşluk oranı hesaplanmış, tasarımda elde edilen hacimsel boşluk oranı ile karşılaştırılarak sapmalar tespit edilmiştir.

3.3.1. Bilgisayarlı mikro tomografi

Bilgisayarlı mikro tomografi, katı cisimlerin bileşenlerinin mikro ölçekte ve tahribatsız bir şekilde üç boyutta incelenebilmesine yarayan x-ışını kaynaklı bir görüntüleme tekniğidir. X-ışını etrafında 360° dönebilen numuneden geçen ışınlar bir kamera tarafından algılanır ve bilgisayar üzerinde iki boyutlu çeşitli kesit kalınlığında görüntüler elde edilir. Elde edilen veriler 3 boyutlu hale dönüştürülerek çeşitli geometrik ve morfolojik analizler gerçekleştirilebilmektedir [89].

Üretimi gerçekleştirilen farklı birim hücre boyutu ve kolon kalınlığına sahip 9 adet numune, bilgisayarlı mikro tomografi ile taranarak incelenmiştir. Bilgisayarlı mikro tomografi işlemi Hacettepe Üniversitesi İleri Teknolojiler Uygulama ve Araştırma Merkezi'nde (HUNİTEK) bulunan Bruker marka skyscan 1272 model tarayıcı ile yapılmıştır (Resim 3.5).



Resim 3.5. Bilgisayarlı mikro tomografi cihazı

Taramalar, 100 kV voltaj ve 100 μ A akımda yapılmıştır. Numuneler, 0,6°'lik tarama adımları ile 360° döndürülerek taranmıştır (Resim 3.6). Bilgisayarlı mikro tomografi ile numunelerin orta kısmından dikey yönde yaklaşık 10 mm'lik kısımları taranmıştır. Her bir numune için ortalama 750 adet kesit fotoğrafı elde edilmiştir. Tüm numuneler için taramaların kesit kalınlığı 15-21 μ m aralığındadır.



Resim 3.6. Numunenin bilgisayarlı mikro tomografi içindeki görüntüleri

Elde edilen kesit görüntüleri NRecon programında tekrar yapılandırılarak görüntüler düzeltilmiştir. Düzenlenen 2 boyutlu kesit görüntüleri dicom formatına dönüştürüldükten sonra Mimics yazılımında 3 boyutlu hale dönüştürülmüştür. Elde edilen bu görüntüler üzerinden birim hücre boyutu ve kolon kalınlığı ölçümleri yapılmıştır. Yapılan ölçümler ile tasarım verileri karşılaştırılmıştır.

3.3.2. Arşimet yöntemi

Arşimet yöntemi, katı malzemelerin yoğunluk ölçümlerinde sıklıkla kullanılmaktadır. Yöntem, hava ve su içinde cisimlerin tartılarak kaldırma kuvvetinin belirlenmesi ile hacminin bulunması esasına dayanır.

Katı maddenin yoğunluğunun ölçümü şu şekilde gerçekleşmektedir; önce madde havada tartılır ardından su, etil alkol ya da metil alkol gibi yoğunluğu bilinen bir sıvının içinde tartıldıktan sonra yoğunluğu Eş. 3.1'de verilen formül ile hesaplanır.

$$\rho = \frac{W_a}{W_a - W_l} \rho_l \quad (3.1)$$

Bu eşitlikte; ρ numunenin yoğunluğunu, W_a numunenin havadaki ağırlığını, W_l numunenin sudaki ağırlığını ve ρ_l 'de sıvının yoğunluğunu göstermektedir. Yoğunluk ölçümünde

kullanılan sıvının sıcaklığı önemlidir. Her 1 °C sıcaklık değişiminde sıvının yoğunluğunda 0,0001-0,02 büyüklük değerleri aralığında değişikliklere neden olmaktadır (Çizelge 3.3).

Çizelge 3.3. Bazı sıvıların sıcaklıklarına göre yoğunluk değerleri

Sıcaklık (°C)	Yoğunluk (g/cm ³)		
	Su	Etil Alkol	Metil Alkol
10	0,9997	0,7978	0,8009
11	0,9996	0,7969	0,8000
12	0,9995	0,7961	0,7991
13	0,9994	0,7953	0,7982
14	0,9993	0,7944	0,7972
15	0,9991	0,7935	0,7963
16	0,9990	0,7927	0,7954
17	0,9988	0,7918	0,7945
18	0,9986	0,7909	0,7935
19	0,9984	0,7901	0,7926
20	0,9982	0,7893	0,7917
21	0,9980	0,7884	0,7907
22	0,9978	0,7876	0,7898
23	0,9976	0,7867	0,7880
24	0,9973	0,7859	0,7870
25	0,9971	0,7851	0,7870

Arşimet yönteminde numunelerin yoğunlukları; Gazi Üniversitesi toz metalürjisi laboratuvarında bulunan Shimadzu marka SMK 401 model cihazı ile ölçülmüştür (Resim 3.7).



Resim 3.7. Yoğunluk ölçüm cihazı

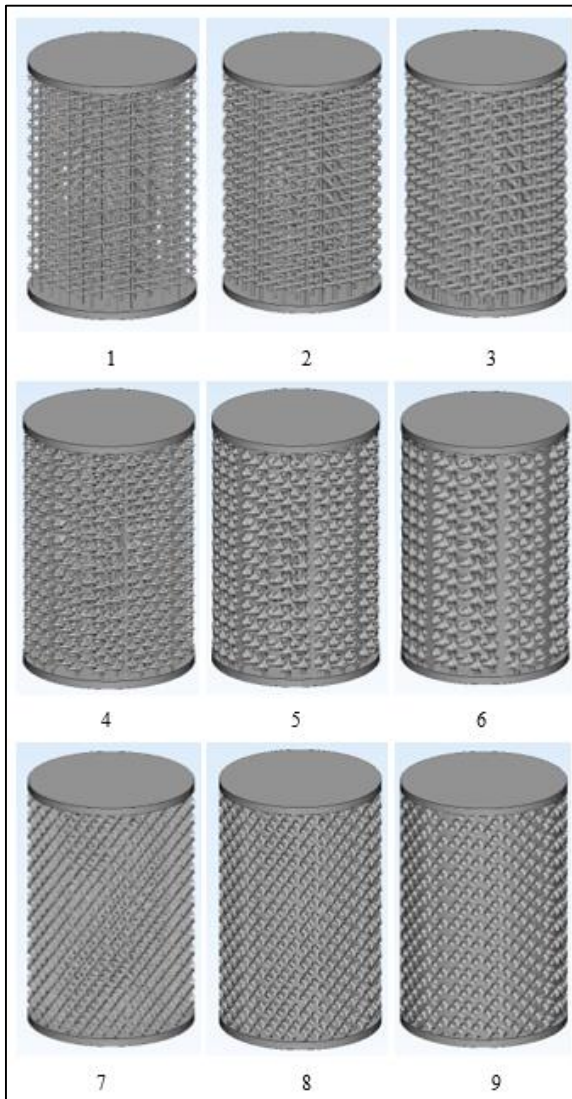
Yöntemde sıvı olarak su kullanılmıştır. Suyun sıcaklığı 14 °C 'dir. Üretilen numunelerin her birinin etrafı açık gözeneklere su girmemesi için plastik film ile kaplanmıştır. Film ile kaplanan her bir numunenin cihazın yoğunluk kiti üzerinde önce havadaki daha sonra sudaki ağırlıkları ölçülmüştür. Ardından numunelerin etrafından sökülen plastik filmlerin sırasıyla havadaki ve sudaki ağırlıkları ölçülmüştür. Filmle kaplanmış her bir numunenin havadaki ağırlığından filmlerin havadaki ağırlığı çıkartılıp numunenin net ağırlığı ölçülmüştür. Aynı işlem sudaki ağırlıklar içinde uygulanarak formül yardımı ile (Eş. 3.1) numunelerin yoğunlukları hesaplanmıştır.

Numunelerin ağırlıkları ve yoğunlukları hesaplandıktan sonra yapılarıdaki hacimsel boşluk oranının hesaplanması amaçlanmış ve elde edilen bu deneysel veriler ile tasarım üzerinde elde edilen değerler karşılaştırılmıştır.

4. BULGULAR VE TARTIŞMA

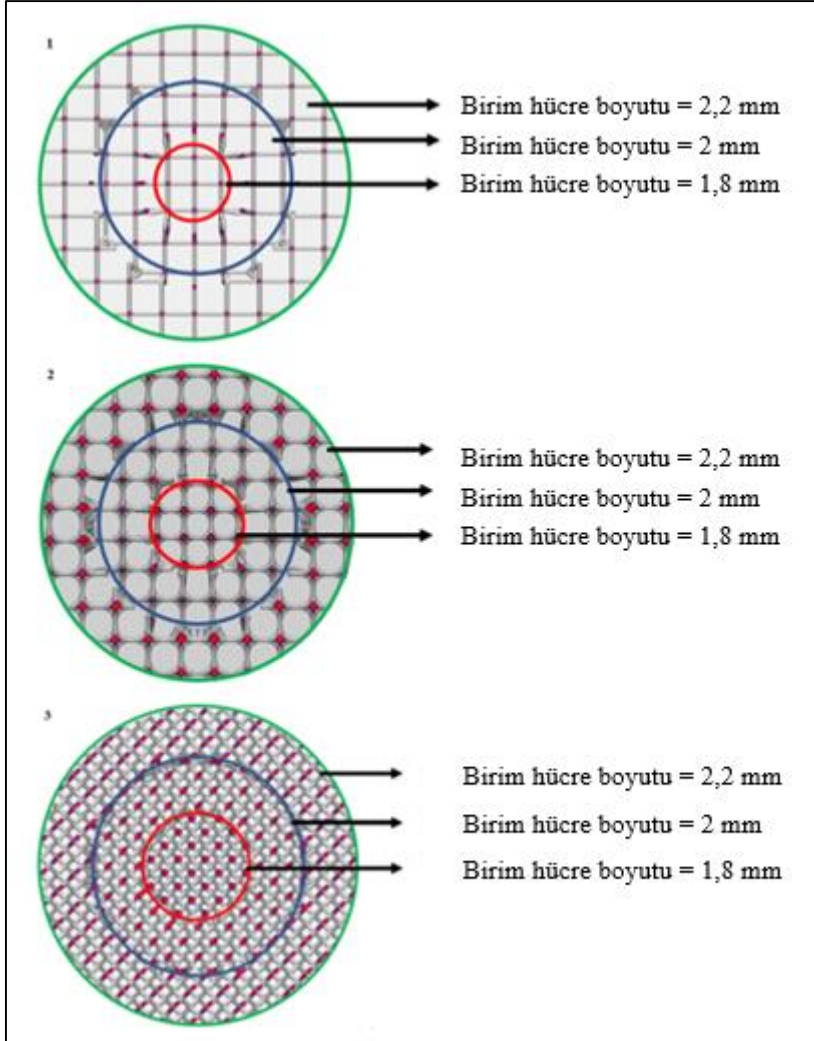
4.1. Tasarım Bulguları

Kübik, octahedroid ve diamond birim hücre yapılarının her biri için 0,3 mm, 0,5 mm ve 0,7 mm olmak üzere 3 farklı kolon kalınlığında, 2,2; 2; 1,8 mm (dıştan içe sırasıyla) birim hücre boyutunda olmak üzere 9 farklı değişken gözenekli hücresel yapı oluşturulmuştur (Şekil 4.1).



Şekil 4.1. Kübik $d=0,3$ mm (1), Kübik $d=0,3$ mm (2), Kübik $d=0,7$ mm (3), octahedroid $d=0,3$ mm (4), octahedroid $d=0,5$ mm (5), octahedroid $d=0,7$ mm (6), diamond $d=0,3$ mm (7), diamond $d=0,5$ mm (8) ve diamond $d=0,7$ mm (9) birim hücre yapısına ait oluşturulan değişken gözenekli hücresel yapı tasarımları

Tasarlanan yapılar dıştan içe doğru 3 farklı değerde geçişler oluşturulmuştur. Şekil 4.2’de değişken gözenek yapısı ölçüleri gösterilmiştir. Yeşil alan ile mavi alan arasında kalan bölgede birim hücre boyutu = 2,2 mm, mavi alan ile kırmızı alan arasında kalan bölgede birim hücre boyutu = 2 mm ve kırmızı alanın içinde birim hücre boyutu=1,8 mm’dir.



Şekil 4.2. Kübik (1), Octahedroid (2) ve diamond (3) birim hücre yapılarından oluşturulan değişken gözenekli hüresel yapıların kesit görüntüsü üzerinden birim hücre boyutunun gösterilişi

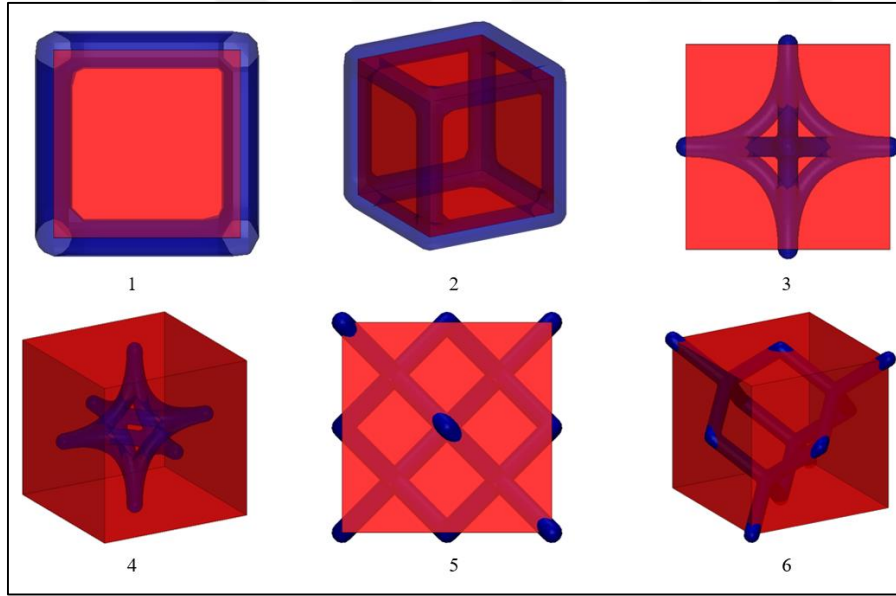
4.1.1. Hacimsel boşluk oranı tahmini

Hüresel yapıların, hacimsel boşluk oranlarını tasarım yazılımı kullanmaksızın hesaplayabilmek mümkündür. Hedayati ve diğerleri (2016), yaptıkları çalışmada çeşitli birim hücre yapıları için matematiksel modeller oluşturmuş ve bu modellerden elde ettikleri

hacimsel boşluk oranı değerleri ile deneysel yöntemlerle elde ettikleri değerlerin birbirlerine yakın olduklarını belirtmişlerdir [60].

Kübik, octahedroid ve diamond birim hücre yapılarının hacimsel boşluk oranı değerlerinin tahmini için, bir birim küp içinde (Şekil 4.3.) kapladıkları hacimden yola çıkarak matematiksel modeller oluşturulmuştur.

Matematiksel modellerin oluşturulmasında birim hücre yapısı ve kolon kalınlığından yararlanılmıştır. Birim hücreyi oluşturan her bir kolonun geometriksel şekli üzerinden hacmi hesaplandıktan sonra, birim küp hacmi dışında kalan alanlar hesaplanan hacimden çıkartılmış ve sonuç olarak bulunan hacim değerinin, birim küp hacmine oranı ile hacimsel boşluk oranına ulaşılmıştır (Eş. 4.1-4.3).

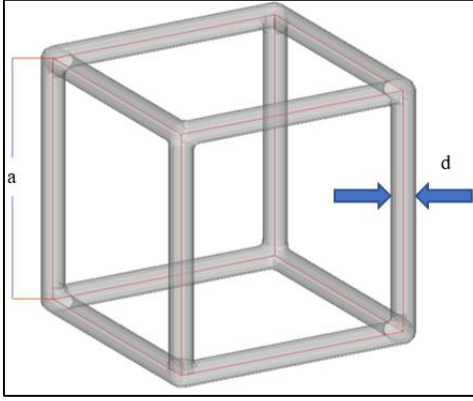


Şekil 4.3. Kübik (1,2) , octahedroid (3,4) ve diamond (5,6) birim hücre yapısının bir birim küp içinde hacimsel olarak gösterilişi

Kübik, Octahedroid ve Diamond birim hücre yapısından oluşturulan hücresel yapıların hacimsel boşluk oranı tahmini için oluşturulan matematiksel modeller;

Kübik birim hücre yapısı için

Kübik birim hücre yapısına ait birim hücre boyutu (a) ve kolon kalınlığının (d) gösterimi Şekil 4.4’de verilmiştir.



Şekil 4.4. Kübik birim hücre yapısına ait kolon kalınlığı (d) ve birim hücre boyutu (a)

$$V_{\text{küp}} = a^3 \quad (\text{Birim küpün hacmi})$$

$$V_{\text{kolon}} = \frac{3}{4} \pi d^2 a \quad (\text{Kolonların toplam hacmi})$$

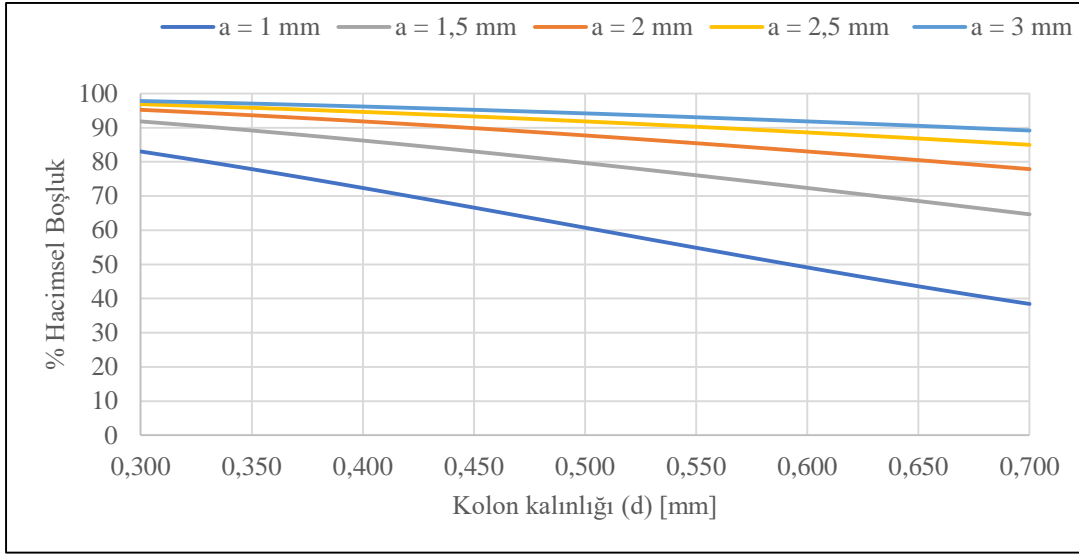
$$V_{\text{kolonNET}} = \frac{\pi d^2}{4} \frac{1}{4} [4a + 8(a-d)] \quad (\text{Birim küp içinde kalan kolonların hacmi})$$

$$V_{\text{boşluk}} = V_{\text{küp}} - V_{\text{kolonNET}} \quad (\text{Birim küp içindeki boşluk hacmi})$$

$$\% \text{H.B.} = \frac{V_{\text{boşluk}}}{V_{\text{küp}}} = \frac{V_{\text{küp}} - V_{\text{kolonNET}}}{V_{\text{küp}}} = \left(1 - \frac{V_{\text{kolonNET}}}{V_{\text{küp}}} \right) \times 100 \quad (\% \text{ Hacimsel boşluk oranı})$$

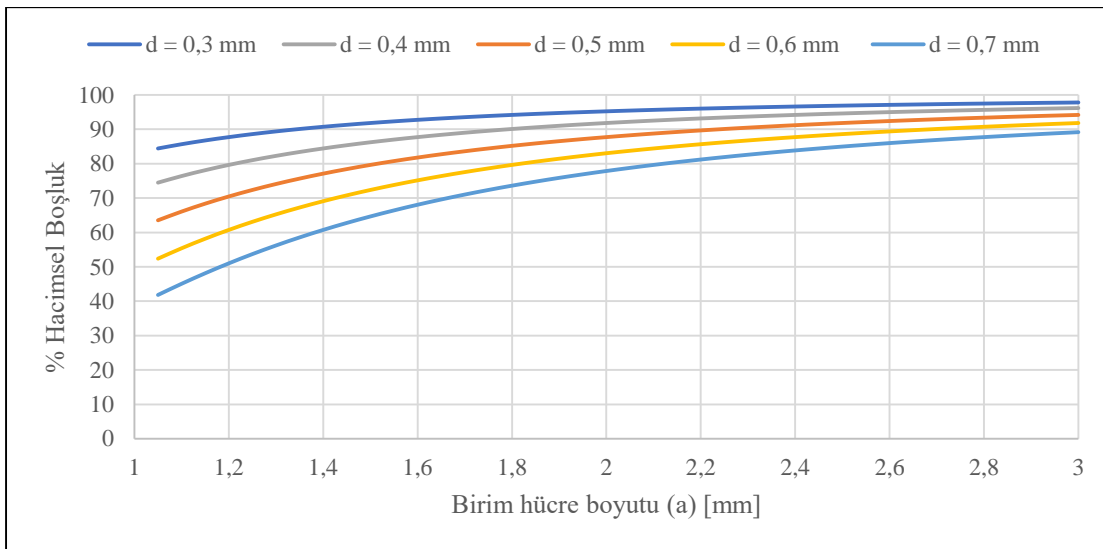
$$\% \text{H.B.} = \left[1 - \frac{\left(\frac{3}{4} \pi d^2 a - \frac{\pi d^3}{2} \right)}{a^3} \right] \cdot 100 \quad (4.1)$$

Eş. 4.1 kullanılarak bazı birim hücre boyutu değerleri için, % hacimsel boşluk- kolon kalınlığı (d) (Şekil 4.5) ve bazı kolon kalınlığı değerleri için % hacimsel boşluk- birim hücre boyutu (Şekil 4.6) grafikleri elde edilmiştir.



Şekil 4.5. Kübik birim hücre yapısı için % hacimsel boşluk- Kolon kalınlığı grafiği

Kübik birim hücre yapısından oluşan hüresel yapıların kolon kalınlıklarındaki artış, hacimsel boşluk oranında azalmalara neden olmaktadır. Ayrıca birim hücre boyutu değeri düşük olan yapıların (a=1 mm) kolon kalınlığında meydana gelen artışlar, birim hücre boyutu değeri yüksek olan (a=3 mm) yapılara göre, hacimsel boşluk oranında daha hızlı azalmalara neden olmaktadır.



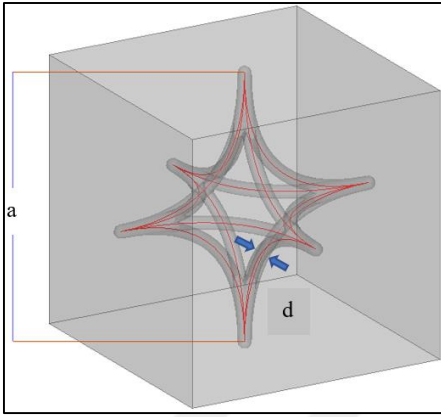
Şekil 4.6. Kübik birim hücre yapısı için % hacimsel boşluk- birim hücre boyutu grafiği

Kübik birim hücre yapısından oluşan hüresel yapıların birim hücre boyutunda meydana gelen artış, hacimsel boşluk oranının artmasına neden olmaktadır (Şekil 4.5). Eş. 4.1'e göre birim hücre boyutu ve kolon kalınlığına farklı sayısal değerler verilerek çalışıldığında

yapıdaki hacimsel boşluk oranında %0-100 aralığında herhangi bir değere ulaşmanın mümkün olduğunu göstermektedir. Ancak pratikte bu değer %100 olması mümkün değildir.

Octahedroid birim hücre yapısı için

Octahedroid birim hücre yapısına ait, birim hücre boyutu (a) ve kolon kalınlığının (d) gösterimi Şekil 4.7’de verilmiştir.



Şekil 4.7. Octahedroid birim hücre yapısına ait kolon kalınlığı (d) ve birim hücre boyutu(a)

$$V_{\text{küp}} = a^3 \quad (\text{Birim küpün hacmi})$$

$$V_{\text{kolon}} = \frac{3 \pi^2 d^2 a}{4} \quad (\text{Kolonların toplam hacmi})$$

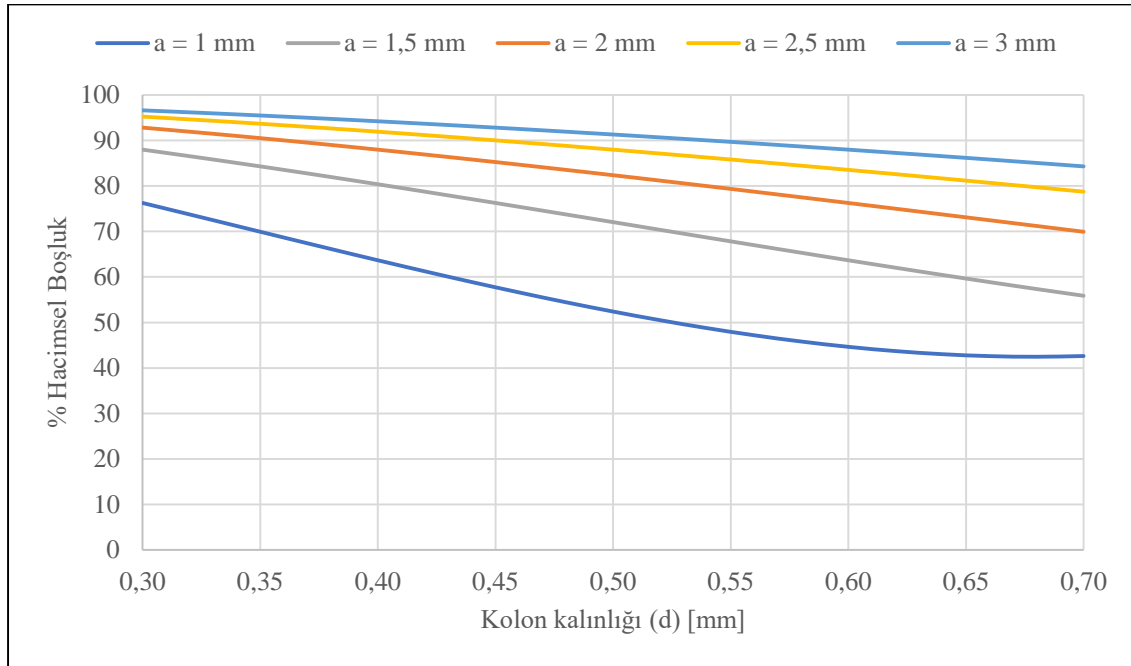
$$V_{\text{kolonNET}} = \left(\frac{3 \pi^2 d^2 a}{16} \right) - \frac{33 \pi d^2}{20 \sqrt{2}} (a + d) \quad (\text{Birim küp içinde kalan kolonların hacmi})$$

$$V_{\text{boşluk}} = V_{\text{küp}} - V_{\text{kolonNET}} \quad (\text{Birim küp içindeki boşluk hacmi})$$

$$\% \text{H.B.} = \frac{V_{\text{boşluk}}}{V_{\text{küp}}} = \frac{V_{\text{küp}} - V_{\text{kolonNET}}}{V_{\text{küp}}} = \left(1 - \frac{V_{\text{kolonNET}}}{V_{\text{küp}}} \right) \times 100 \quad (\% \text{ Hacimsel boşluk oranı})$$

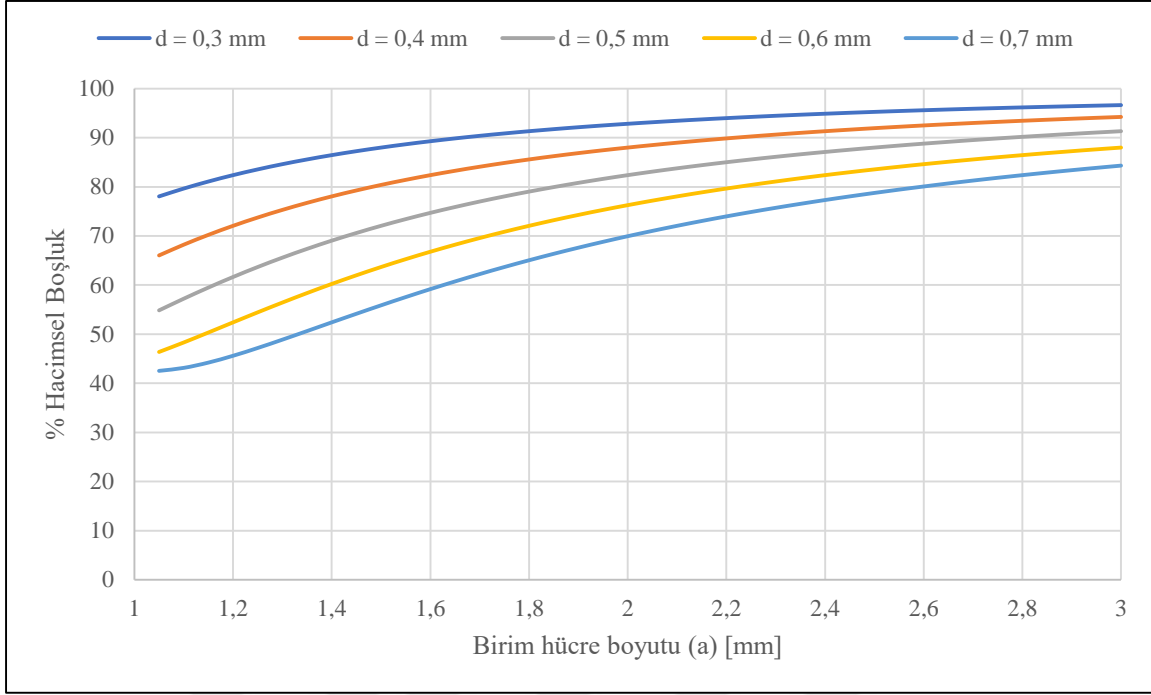
$$\%H.B. = \left[1 - \frac{\frac{3}{4} \pi^2 \left(ad^2 - \frac{11d^2(a+d)}{5\pi\sqrt{2}} \right)}{a^3} \right] \cdot 100 \quad (4.2)$$

Eş. 4.2 kullanılarak bazı birim hücre boyutu değerleri için, % hacimsel boşluk- kolon kalınlığı (d) (Şekil 4.8) ve bazı kolon kalınlığı değerleri için % hacimsel boşluk- birim hücre boyutu (Şekil 4.9) grafikleri elde edilmiştir.



Şekil 4.8. Octahedroid birim hücre yapısı için % hacimsel boşluk- Kolon kalınlığı grafiği

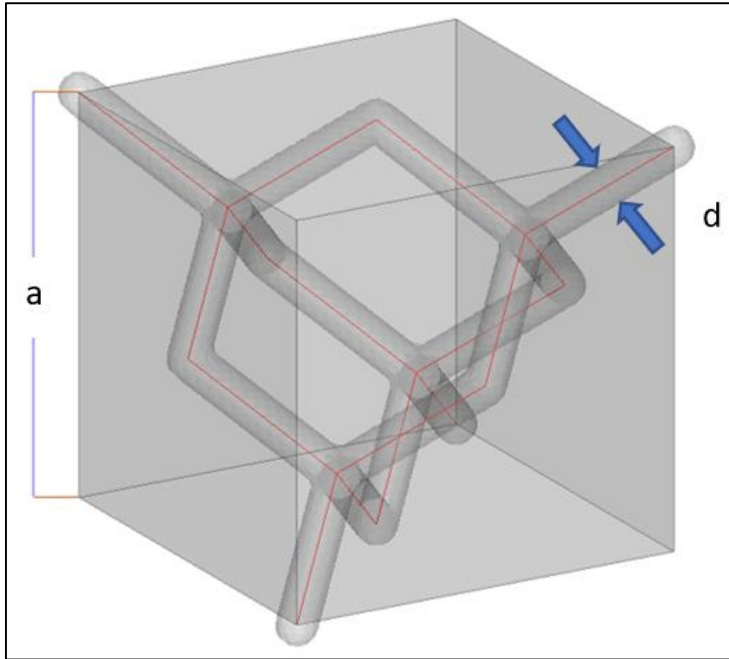
Octahedroid birim hücre yapısından oluşan hücresel yapıların kolon kalınlıklarındaki artış, hacimsel boşluk oranında azalmalara neden olmaktadır. Ayrıca birim hücre boyutu değeri düşük olan yapıların (a=1 mm) kolon kalınlığında meydana gelen artışlar, birim hücre boyutu değeri yüksek olan (a=3 mm) yapılara göre, hacimsel boşluk oranında daha hızlı azalmalara neden olmaktadır (Şekil 4.8). Octahedroid birim hücre yapısından oluşan hücresel yapıların birim hücre boyutunda meydana gelen artış, hacimsel boşluk oranının artmasına neden olmaktadır (Şekil 4.9).



Şekil 4.9. Octahedroid birim hücre yapısı için % hacimsel boşluk- birim hücre boyutu (a) grafiği

Diamond birim hücre yapısı için

Diamond birim hücre yapısına ait, birim hücre boyutu (a) ve kolon kalınlığının (d) gösterimi Şekil 4.10'da verilmiştir.



Şekil 4.10. Diamond birim hücre yapısına ait kolon kalınlığı (d) ve birim hücre boyutu (a)

$$V_{\text{küp}} = a^3 \quad (\text{Birim küpün hacmi})$$

$$V_{\text{kolonNET}} = \pi d^2 \left(a\sqrt{3} - \frac{39}{25} d \right) \quad (\text{Birim küp içinde kalan kolonların hacmi})$$

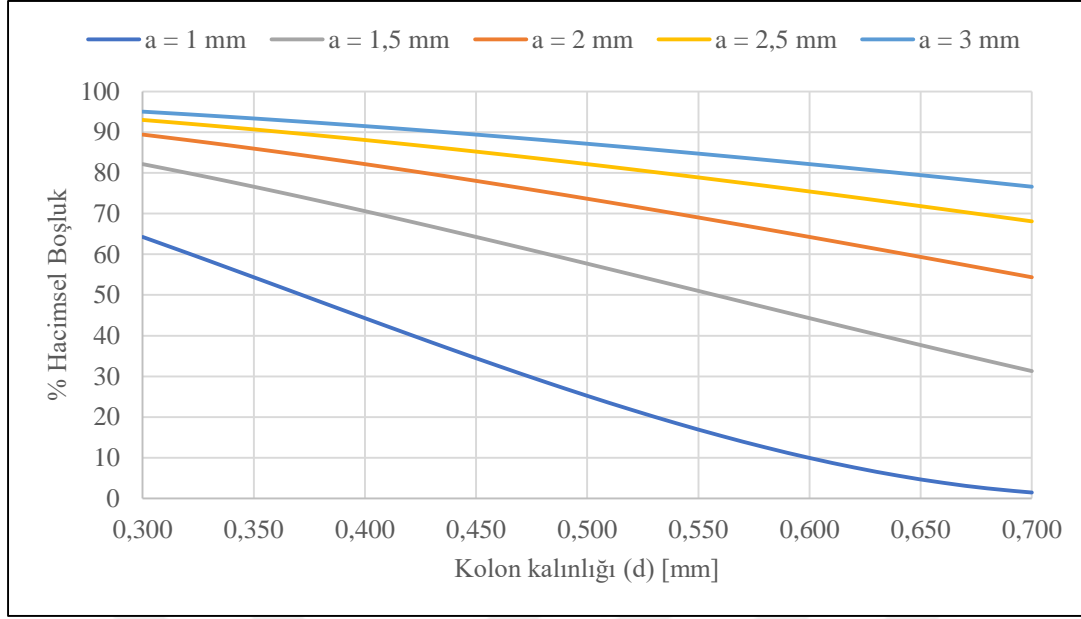
$$V_{\text{boşluk}} = V_{\text{küp}} - V_{\text{kolonNET}} \quad (\text{Birim küp içindeki boşluk hacmi})$$

$$\% \text{H.B.} = \frac{V_{\text{boşluk}}}{V_{\text{küp}}} = \frac{V_{\text{küp}} - V_{\text{kolonNET}}}{V_{\text{küp}}} = \left(1 - \frac{V_{\text{kolonNET}}}{V_{\text{küp}}} \right) \times 100 \quad (\% \text{ Hacimsel boşluk oranı})$$

$$\% \text{H.B.} = \left[1 - \frac{\pi d^2 \left(a\sqrt{3} - \frac{39}{25} d \right)}{a^3} \right] \cdot 100 \quad (4.3)$$

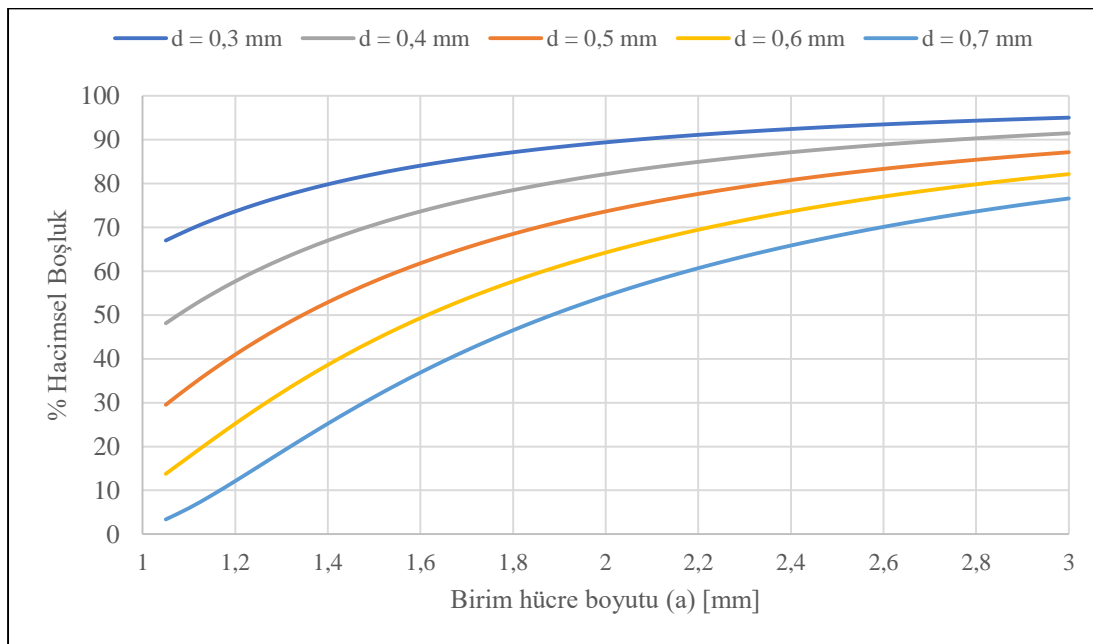
Eş. 4.3 kullanılarak bazı birim hücre boyutu değerleri için, % hacimsel boşluk- kolon kalınlığı (d) (Şekil 4.11) ve bazı kolon kalınlığı değerleri için % hacimsel boşluk- birim hücre boyutu (Şekil 4.12) grafikleri elde edilmiştir.

Diamond birim hücre yapısından oluşan hücresel yapıların kolon kalınlıklarındaki artış, hacimsel boşluk oranında azalmalara neden olmaktadır. Ayrıca birim hücre boyutu değeri düşük olan yapıların (a=1 mm) kolon kalınlığında meydana gelen artışlar, birim hücre boyutu değeri yüksek olan (a=3 mm) yapılara göre, hacimsel boşluk oranında daha hızlı azalmalara neden olmaktadır (Şekil 4.11).



Şekil 4.11. Diamond birim hücre yapısı için % hacimsel boşluk- Kolon kalınlığı grafiği

Diamond birim hücre yapısından oluşan hücresel yapıların birim hücre boyutunda meydana gelen artış, hacimsel boşluk oranının artmasına neden olmaktadır (Şekil 4.12). Eş. 4.3'e göre birim hücre boyutu ve kolon kalınlığına farklı sayısal değerler verilerek çalışıldığında yapıdaki hacimsel boşluk oranında %0-100 aralığında herhangi bir değere ulaşmanın mümkün olduğunu göstermektedir. Ancak pratikte bu değer %100 olması mümkün değildir.



Şekil 4.12. Diamond birim hücre yapısı için % hacimsel boşluk- birim hücre boyutu (a) grafiği

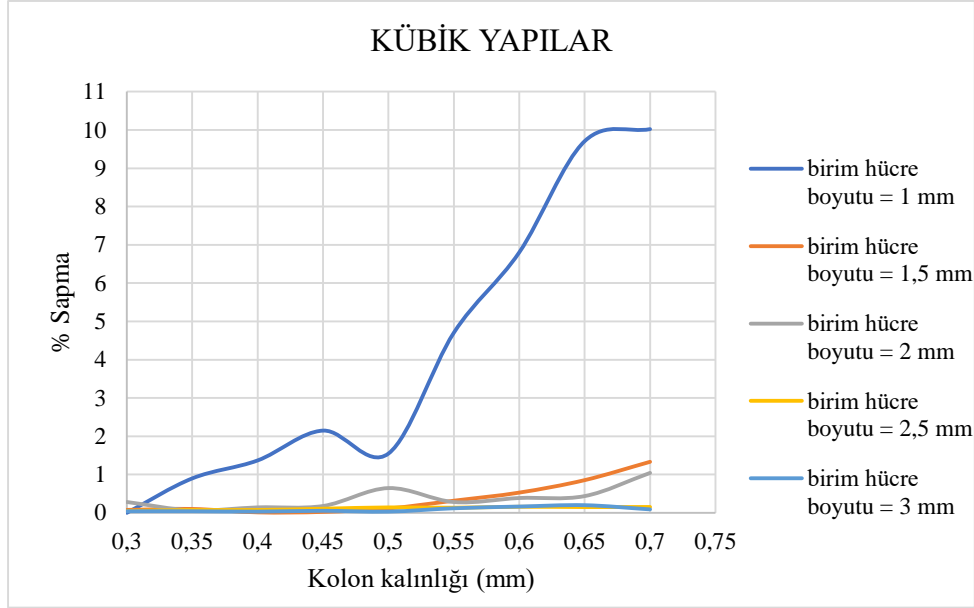
Kübik, octahedroid ve diamond birim hücre yapısı için verilen matematiksel modeller tamamıyla hücresel yapılardan oluşan yapıların hacimsel boşluk değerini tasarım öncesi belirlemek için oluşturulmuştur. Bu modellerden elde edilen hacimsel boşluk değerleri ile tasarım yazılımından elde edilen hacimsel boşluk değerleri karşılaştırılmıştır.

Çizelge 4.1’de kübik birim hücre yapısı için hesaplanan hacimsel boşluk değerleri ile 3-matic yazılımın verdiği değerlerin karşılaştırılması verilmiştir. Belirli birim hücre boyutu ve kolon kalınlığı değerleri için; hacimsel boşluk değerlerinin %90’nda %2’den daha az farklılığın olduğu tespit edilmiştir.

Çizelge 4.1. Kübik birim hücre yapısında çeşitli kolon kalınlığı (d) ve birim hücre boyutu (a) değerleri için matematiksel model ve bilgisayar destekli tasarım yazılımında elde edilen % hacimsel boşluk değerlerinin karşılaştırması

a \ d	0,3 mm		0,5 mm		0,7 mm	
	<u>Matematiksel model</u>	<u>Tasarım Yazılımı</u>	<u>Matematiksel model</u>	<u>Tasarım Yazılımı</u>	<u>Matematiksel model</u>	<u>Tasarım Yazılımı</u>
	% Hacimsel boşluk					
1 mm	83,03	83,03	60,73	59,79	38,42	34,57
2 mm	95,22	95,49	87,72	88,29	77,87	78,69
3 mm	97,80	97,84	94,18	94,21	89,16	89,24

Hacimsel boşluk oranı %50’nin altında olan yapılarda sapma oranının arttığı gözlemlenmiştir (Şekil 4.13). Bu durum, kolonlara atanan kalınlık değerlerinin yatay düzlemlerde birim hücre boyutundan büyük olması ve bu yüzden kolonların birbirleriyle çakışmasından kaynaklanmaktadır.



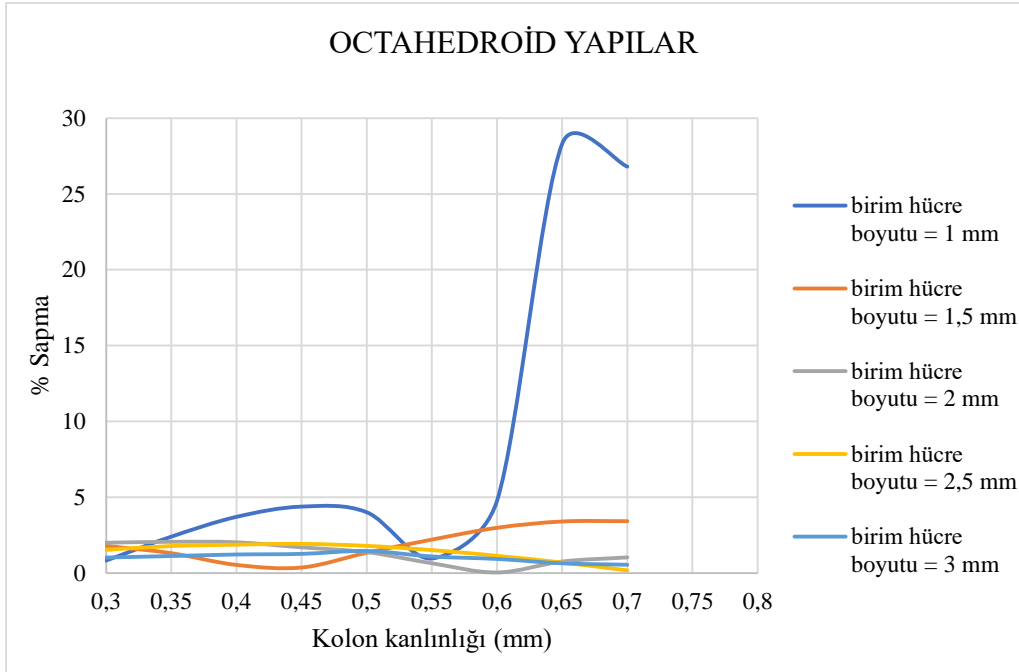
Şekil 4.13. Kübik yapılar için matematiksel model- tasarım yazılımı arasındaki hacimsel boşluk sapma değerleri

Çizelge 4.2’de octahedroid birim hücre yapısı için hesaplanan hacimsel boşluk değerleri ile 3-matic yazılımın verdiği değerlerin karşılaştırılması verilmiştir. Belirli birim hücre boyutu ve kolon kalınlığı değerleri için; hacimsel boşluk değerlerinin %90 ‘nda %2 den daha az farklılığın olduğu tespit edilmiştir.

Çizelge 4.2. Octahedroid birim hücre yapısında çeşitli kolon kalınlığı (d) ve birim hücre boyutu (a) değerleri için matematiksel model ve bilgisayar destekli tasarım yazılımında elde edilen % hacimsel boşluk değerlerinin karşılaştırması

a \ d	0,3 mm		0,5 mm		0,7 mm	
	% Hacimsel boşluk					
	<u>Matematiksel model</u>	<u>Tasarım Yazılımı</u>	<u>Matematiksel model</u>	<u>Tasarım Yazılımı</u>	<u>Matematiksel model</u>	<u>Tasarım Yazılımı</u>
1 mm	76,26	76,89	52,40	54,49	42,61	31,19
2 mm	92,82	91	82,37	81,25	69,93	70,66
3 mm	96,62	95,64	91,31	90	84,31	83,85

Kübik birim hücre yapısında olduğu gibi hacimsel boşluk oranı %50 nin altında olan yapılarda sapma oranının arttığı gözlemlenmiştir (Şekil 4.14). Bu durum, kolonlara atanan kalınlık değerlerinin yatay düzlemlerde birim hücre boyutundan büyük olması ve bu yüzden kolonların birbirleriyle çakışmasından kaynaklanmaktadır.



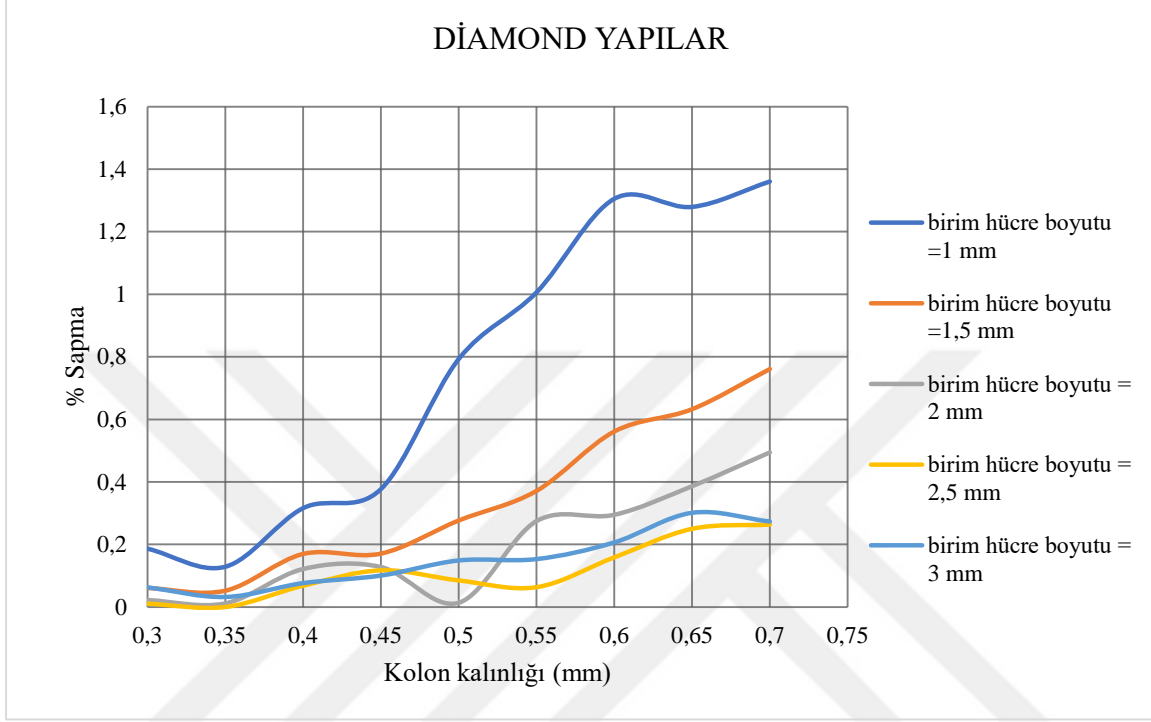
Şekil 4.14. Octahedroid yapılar için matematiksel model- tasarım yazılımı arasındaki hacimsel boşluk sapma değerleri

Çizelge 4.3’de diamond birim hücre yapısı için hesaplanan hacimsel boşluk değerleri ile 3-matic yazılımın verdiği değerlerin karşılaştırılması verilmiştir. Diamond birim hücre yapısı için belirli birim hücre boyutu ve kolon kalınlığı değerleri için; hacimsel boşluk değerlerinin tamamında % 1 civarında farklılığın olduğu tespit edilmiştir.

Çizelge 4.3. Diamond birim hücre yapısında çeşitli kolon kalınlığı (d) ve birim hücre boyutu (a) değerleri için matematiksel model ve bilgisayar destekli tasarım yazılımında elde edilen % hacimsel boşluk değerlerinin karşılaştırması

a \ d	% Hacimsel boşluk					
	0,3 mm	0,5 mm	0,7 mm			
	<u>Matematiksel model</u>	<u>Tasarım Yazılımı</u>	<u>Matematiksel model</u>	<u>Tasarım Yazılımı</u>	<u>Matematiksel model</u>	<u>Tasarım Yazılımı</u>
1 mm	64,26	64,38	25,23	25,43	1,47	1,49
2 mm	89,41	89,43	73,64	73,63	54,35	54,62
3 mm	95,04	95,10	87,15	87,28	76,60	76,81

Diamond yapılarda meydana gelen matematiksel model-tasarım yazılımı arasındaki hacimsel boşluk sapma değerleri, kübik ve octahedroid yapılara göre daha düşüktür (Şekil 4.15).



Şekil 4.15. Diamond yapılar için matematiksel model- tasarım yazılımı arasındaki hacimsel boşluk sapma değerleri

Çizelge (4.1-4.3)'deki verilere matematiksel modellerden elde edilen hacimsel boşluk değerlerinin kabul edilebilir yakınlıkta olduğu değerlendirilmekte ve 3 birim hücre yapısı için hacimsel boşluk hesaplamalarında kullanılabileceği değerlendirilmiştir.

4.2. Bilgisayarlı Mikro Tomografi Bulguları

Üretilen 9 adet değişken gözenekli hücresel yapı bilgisayarlı mikro tomografi cihazında taranmış ve sonuçları ayrı ayrı incelenmiştir.

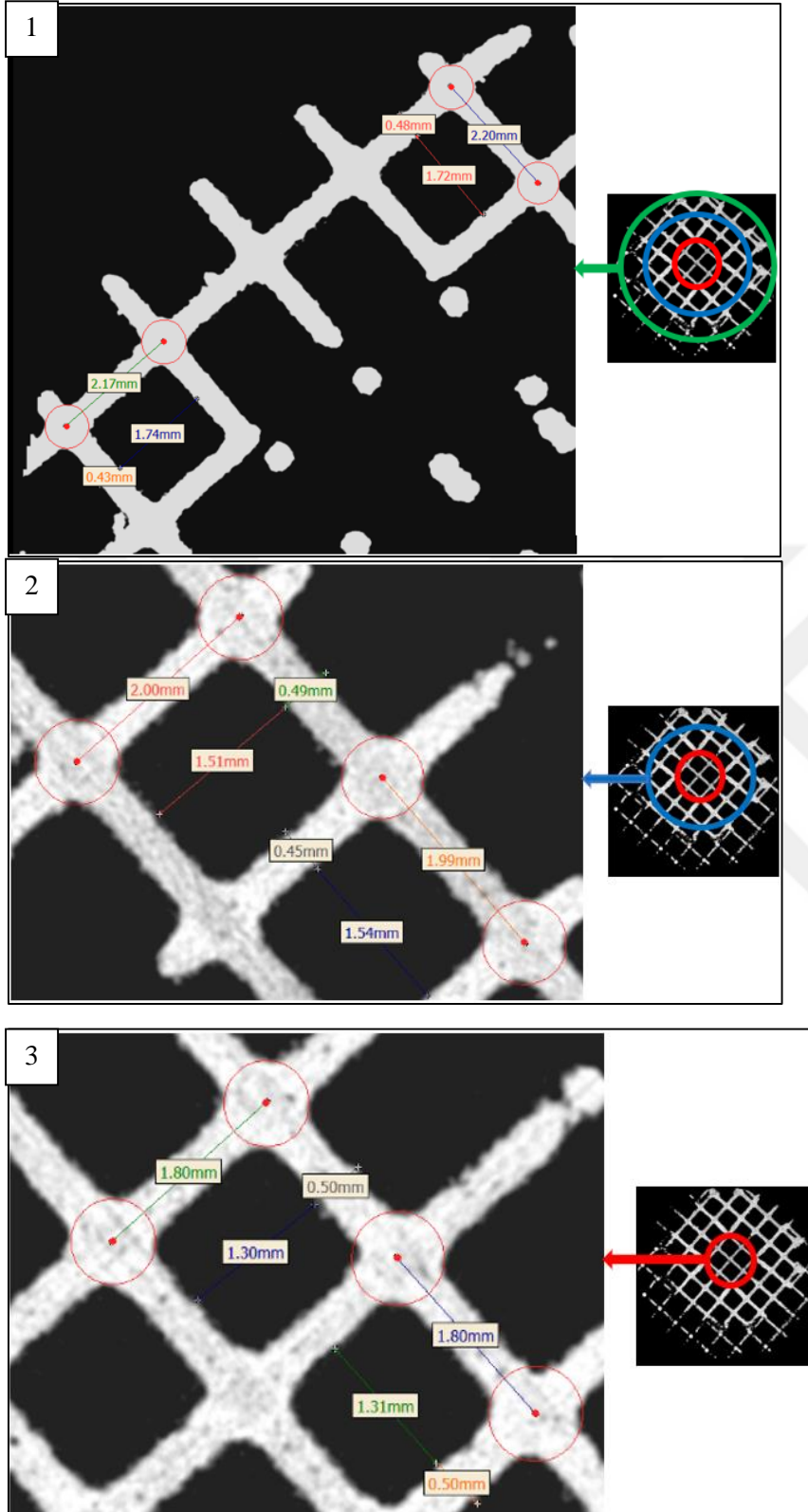
4.2.1. Kübik yapıların incelenmesi

Yeşil bölge ile mavi bölge arasında kalan alan 1. katman geçişi, mavi bölge ile kırmızı bölge arasında kalan alan 2. katman geçişi ve kırmızı bölgenin içinde kalan alan 3. katman geçişi

olarak tanımlanmıştır. Şekil 4.16'da dıştan içe sırasıyla 3 katman geçişindeki birim hücre boyutu, kolon kalınlığı ve gözenek boyutu değerleri gösterilmiştir. Tasarım ölçüleri; birim hücre boyutu = 2,2; 2; 1,8 mm (dıştan içe sırasıyla), gözenek boyutu 1,9; 1,7; 1,5 mm (dıştan içe sırasıyla) ve kolon kalınlığı $d = 0,3$ mm olan 3 katman geçişten oluşan değişken gözenekli kübik hücreli yapıların yatay eksenindeki kesit görüntüleri incelendiğinde kolon kalınlıklarının da $200 \mu\text{m}$ 'ye kadar artışlar gözlemlenmiştir (Şekil 4.16).

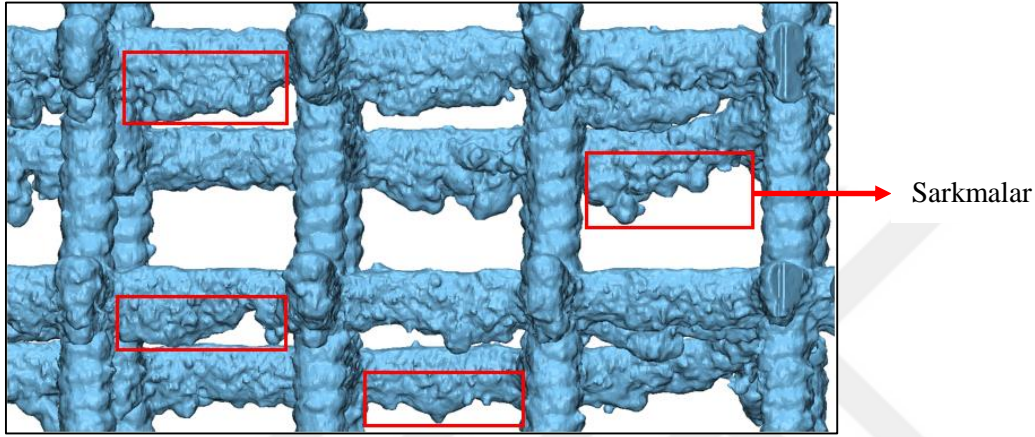
Meydana gelen bu artışlar farklı birim hücre boyutuna sahip 3 katman geçişinde de oluşmuştur. Birim hücre boyutunda yaklaşık %1'e karşılık gelen $30 \mu\text{m}$ 'lik değişim gözlemlenmiştir. Kolon kalınlığında meydana gelen artışlardan dolayı birim hücreler içinde bulunan gözenek boyutlarında kolon kalınlığındaki artış miktarı kadar ya da çok yakın değerlerde azalmalar gözlemlenmiştir (Şekil 4.16).

Mazur ve diğerleri (2017), tarafından yapılmış çalışmada SLM teknolojisi ile hücreli yapıların üretilebilirliği araştırılmıştır. Ti-6Al-4V alaşım malzemesinden bir dizi hücreli yapı üretilmiş ve minimum üretilebilir kolon kalınlığının $0,3$ mm, optimum birim hücre boyutunun ise $2-3$ mm olduğu belirtilmiştir. Üretilen hücreli yapıların hacimsel boşluk değerlerinin tasarımda elde edilen değerlere kıyasla %20-30 aralığında daha yüksek çıktığını ve bunun nedenini de numunelerde gözlenen toz parçacıklarının yapışmasıyla meydana gelen ek yapıya, geometrik sapmalara ve malzemeye dayandığını belirtmişlerdir [68].



Şekil 4.16. Değişken gözenekli kübik hücresel yapısının ($d = 0,3 \text{ mm}$, $a = 2,2; 2; 1,8 \text{ mm}$) bilgisayarlı mikro tomografi kesit görüntüleri 1.katman geçişi (1), 2. katman geçişi (2), 3. katman geçişi (3)

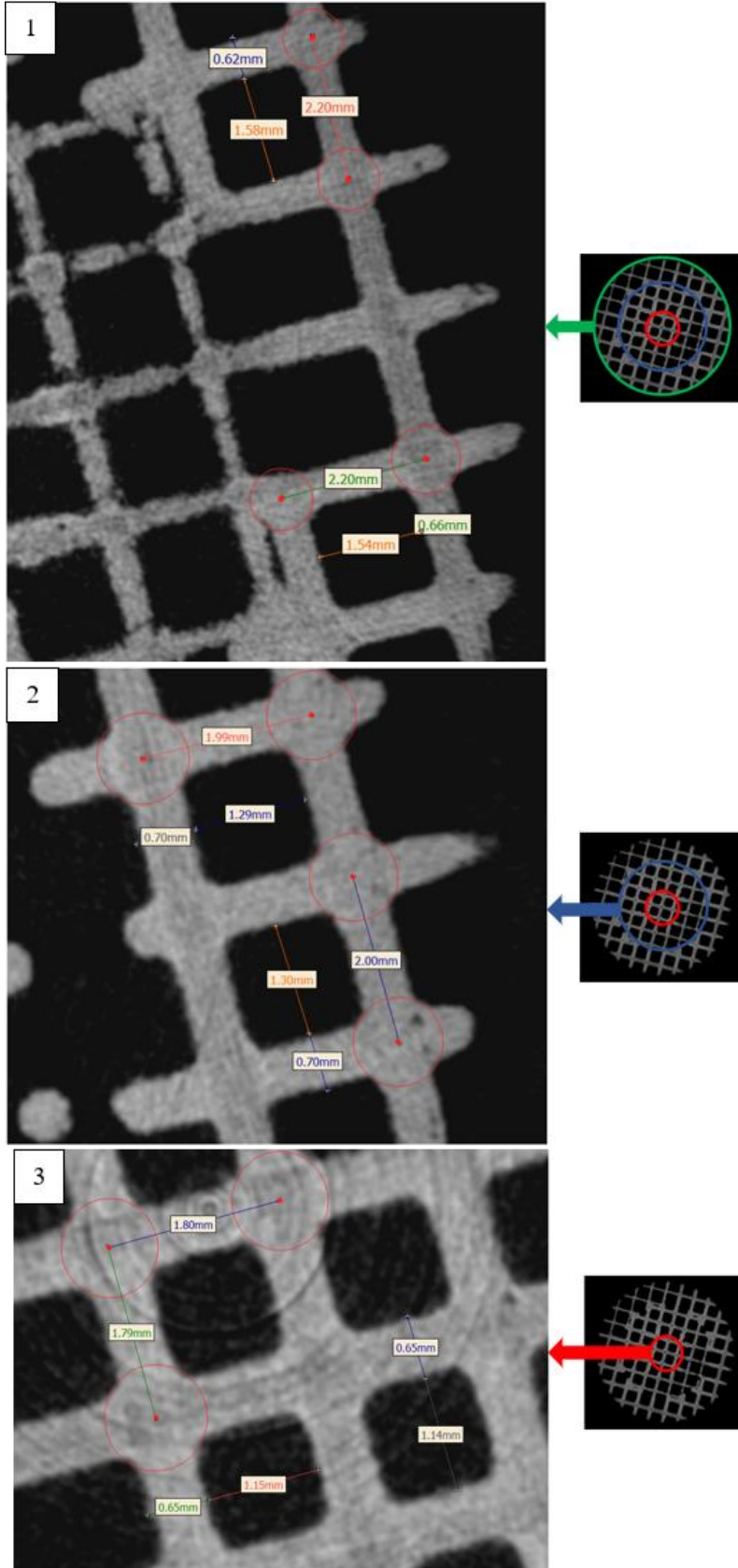
Bilgisayarlı mikro tomografiden elde edilen 2 boyutlu tarama görüntüleri 3 boyutlu hale dönüştürüldükten sonra destek malzemesi ile desteklenemeyen yapının üretim platformuna paralel kısımlarında yer yer ergiyik metalin dağılmasından kaynaklanan ergimiş malzeme sarkmalarının meydana geldiği tespit edilmiştir. Sarkmaların olduğu bu bölgelerin yatay eksenindeki kolon kalınlıklarında 650 μm ' ye varan artışlar gözlemlenmiştir. Dolayısıyla kolon kalınlığının yatay ekseninde 1 mm ye yaklaştığı bölgeler meydana gelmiştir (Şekil 4.17).



Şekil 4.17. Değişken gözenekli kübik hüresel yapısının ($d = 0,3 \text{ mm}$, $a = 2,2; 2; 1,8 \text{ mm}$) yatay ekseninde oluşan ergimiş malzeme sarkmaları

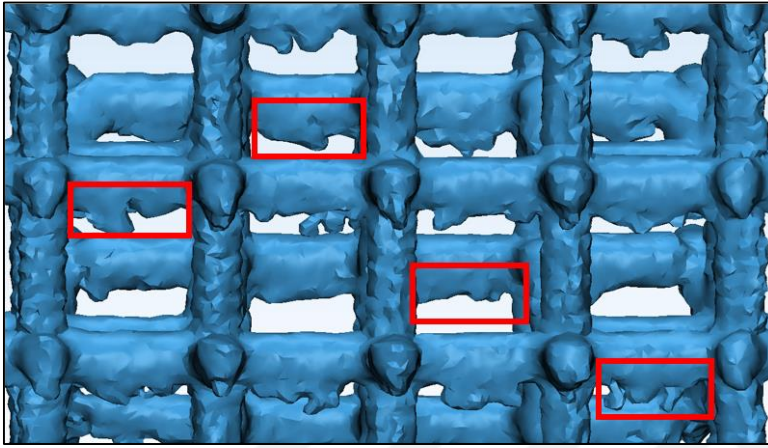
Yeşil bölge ile mavi bölge arasında kalan alan 1. katman geçişi, mavi bölge ile kırmızı bölge arasında kalan alan 2. katman geçişi ve kırmızı bölgenin içinde kalan alan 3. katman geçişi olarak tanımlanmıştır. Dıştan içe sırasıyla 3 katman geçişindeki birim hücre boyutu, kolon kalınlığı ve gözenek boyutu değerleri gösterilmiştir. Tasarım ölçüleri; B.H.B = 2,2; 2; 1,8 mm (dıştan içe sırasıyla), gözenek boyutu 1,7; 1,5; 1,3 mm (dıştan içe sırasıyla) ve kolon kalınlığı $d = 0,5 \text{ mm}$ olan 3 katman geçişten oluşan değişken gözenekli kübik hüresel yapısının yatay eksenindeki kesit görüntüleri incelendiğinde kolon kalınlıklarının da 200 μm 'ye kadar artışlar gözlemlenmiştir (Şekil 4.18).

Meydana gelen bu artışlar farklı birim hücre boyutuna sahip 3 katman geçişinde de oluşmuştur. Birim hücre boyutunda yaklaşık %1'e karşılık gelen 10 μm 'lik değişim gözlemlenmiştir. Kolon kalınlığında meydana gelen artışlardan dolayı birim hücreler içinde bulunan gözenek boyutlarında kolon kalınlığındaki artış miktarı kadar ya da çok yakın değerlerde azalmalar gözlemlenmiştir (Şekil 4.18).



Şekil 4.18. Değişken gözenekli kübik hüresel yapısının ($d = 0,5 \text{ mm}$, $a = 2,2; 2; 1,8 \text{ mm}$) bilgisayarlı mikro tomografi kesit görüntüleri 1.katman geçişi (1), 2. katman geçişi (2), 3. katman geçişi (3)

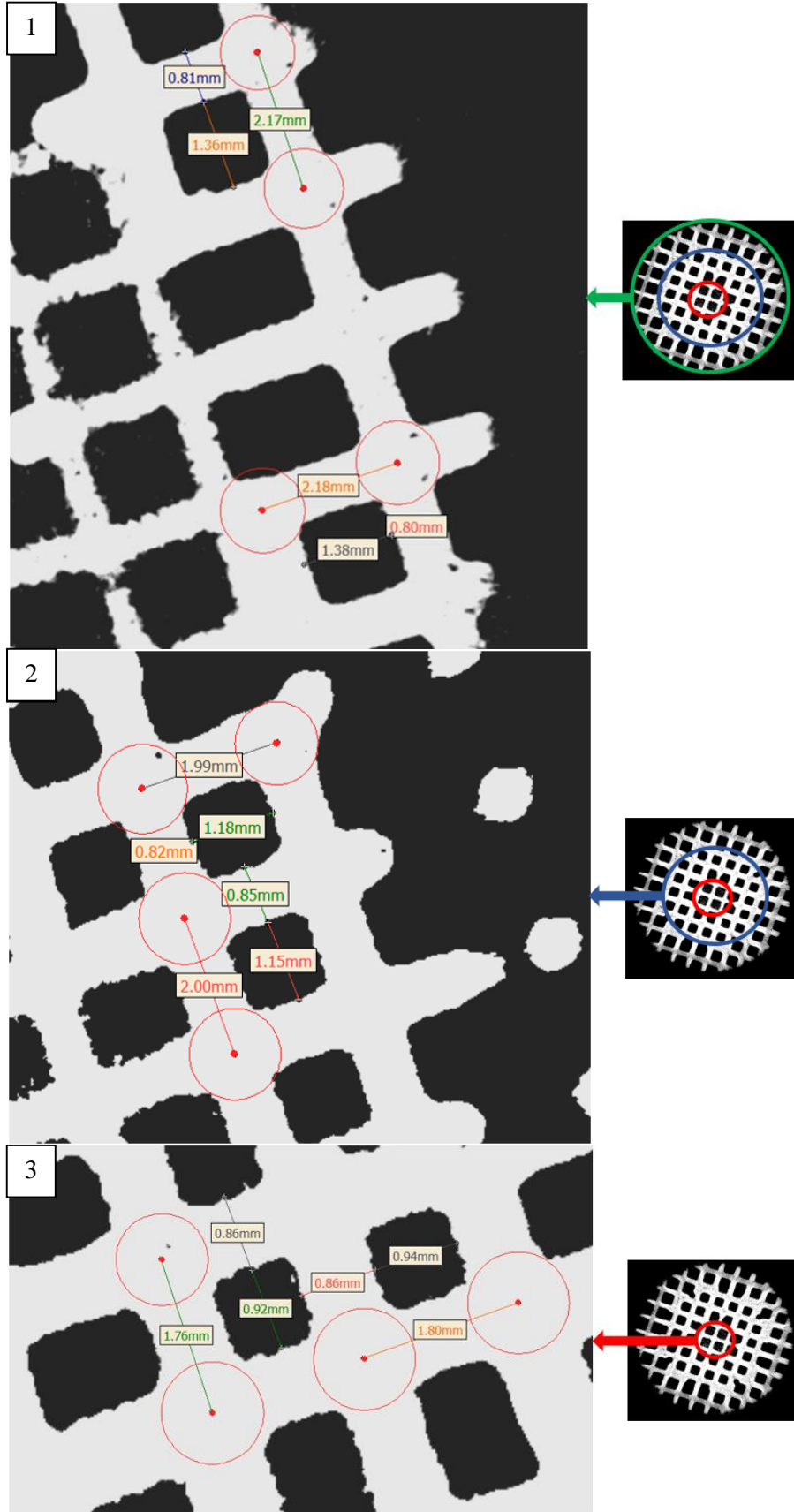
Bilgisayarlı mikro tomografiden elde edilen 2 boyutlu tarama görüntüleri 3 boyutlu hale dönüştürüldükten sonra destek malzemesi ile desteklenemeyen yapının üretim platformuna paralel kısımlarında yer yer ergiyik metalin dağılmasından kaynaklanan ergimiş malzeme sarkmalarının meydana geldiği tespit edilmiştir. Sarkmaların olduğu bu bölgelerin yatay eksenindeki kolon kalınlıklarında 500 μm 'ye varan artışlar gözlemlenmiştir. Dolayısıyla kolon kalınlığının yatay ekseninde 1 mm'ye yaklaştığı bölgeler meydana gelmiştir (Şekil 4.19).



Şekil 4.19. Değişken gözenekli kübik hücresel yapısının ($d = 0,5 \text{ mm}$, $a = 2,2; 2; 1,8 \text{ mm}$) yatay ekseninde oluşan ergimiş malzeme sarkmaları

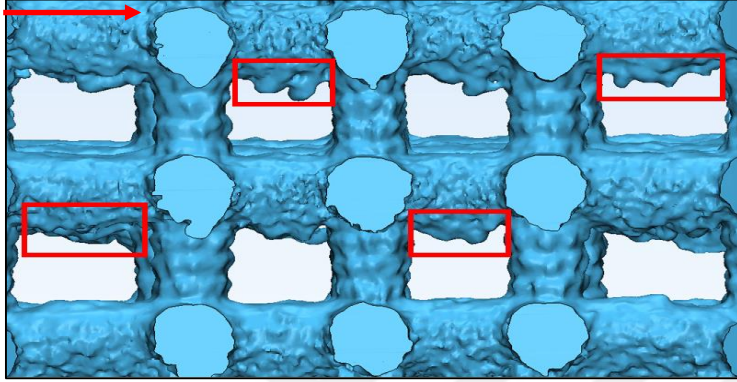
Yeşil bölge ile mavi bölge arasında kalan alan 1. katman geçişi, mavi bölge ile kırmızı bölge arasında kalan alan 2. katman geçişi ve kırmızı bölgenin içinde kalan alan 3. katman geçişi olarak tanımlanmıştır. Dıştan içe sırasıyla 3 katman geçişindeki birim hücre boyutu, kolon kalınlığı ve gözenek boyutu değerleri gösterilmiştir. Tasarım ölçüleri; birim hücre boyutu = 2,2; 2; 1,8 mm (dıştan içe sırasıyla), gözenek boyutu 1,5; 1,3; 1,1 mm (dıştan içe sırasıyla) ve kolon kalınlığı $d = 0,7 \text{ mm}$ olan 3 katman geçişten oluşan değişken gözenekli kübik hücresel yapısının yatay eksenindeki kesit görüntüleri incelendiğinde kolon kalınlıklarının da 160 μm 'ye kadar artışlar gözlemlenmiştir (Şekil 4.20).

Meydana gelen bu artışlar farklı birim hücre boyutuna sahip 3 katman geçişinde de oluşmuştur. Birim hücre boyutunda yaklaşık %3'e karşılık gelen 40 μm 'lik değişim gözlemlenmiştir. Kolon kalınlığında meydana gelen artışlardan dolayı birim hücreler içinde bulunan gözenek boyutlarında kolon kalınlığındaki artış miktarı kadar ya da çok yakın değerlerde azalmalar gözlemlenmiştir (Şekil 4.20).



Şekil 4.20. Değişken gözenekli kübik hüresel yapısının ($d = 0,7 \text{ mm}$, $a = 2,2; 2; 1,8 \text{ mm}$) bilgisayarlı mikro tomografi kesit görüntüleri 1.katman geçişi (1), 2. katman geçişi (2), 3. katman geçişi (3)

Bilgisayarlı mikro tomografiden elde edilen 2 boyutlu tarama görüntüleri 3 boyutlu hale dönüştürüldükten sonra destek malzemesi ile desteklenemeyen yapının üretim platformuna paralel kısımlarında yer yer ergiyik metalin dağılmasından kaynaklanan ergimiş malzeme sarkmalarının meydana geldiği tespit edilmiştir. Sarkmaların olduğu bu bölgelerin yatay eksenindeki kolon kalınlıklarında 500 μm 'ye varan artışlar gözlemlenmiştir. Dolayısıyla kolon kalınlığının yatay ekseninde 1,2 mm'ye yaklaştığı bölgeler meydana gelmiştir (Şekil 4.21).

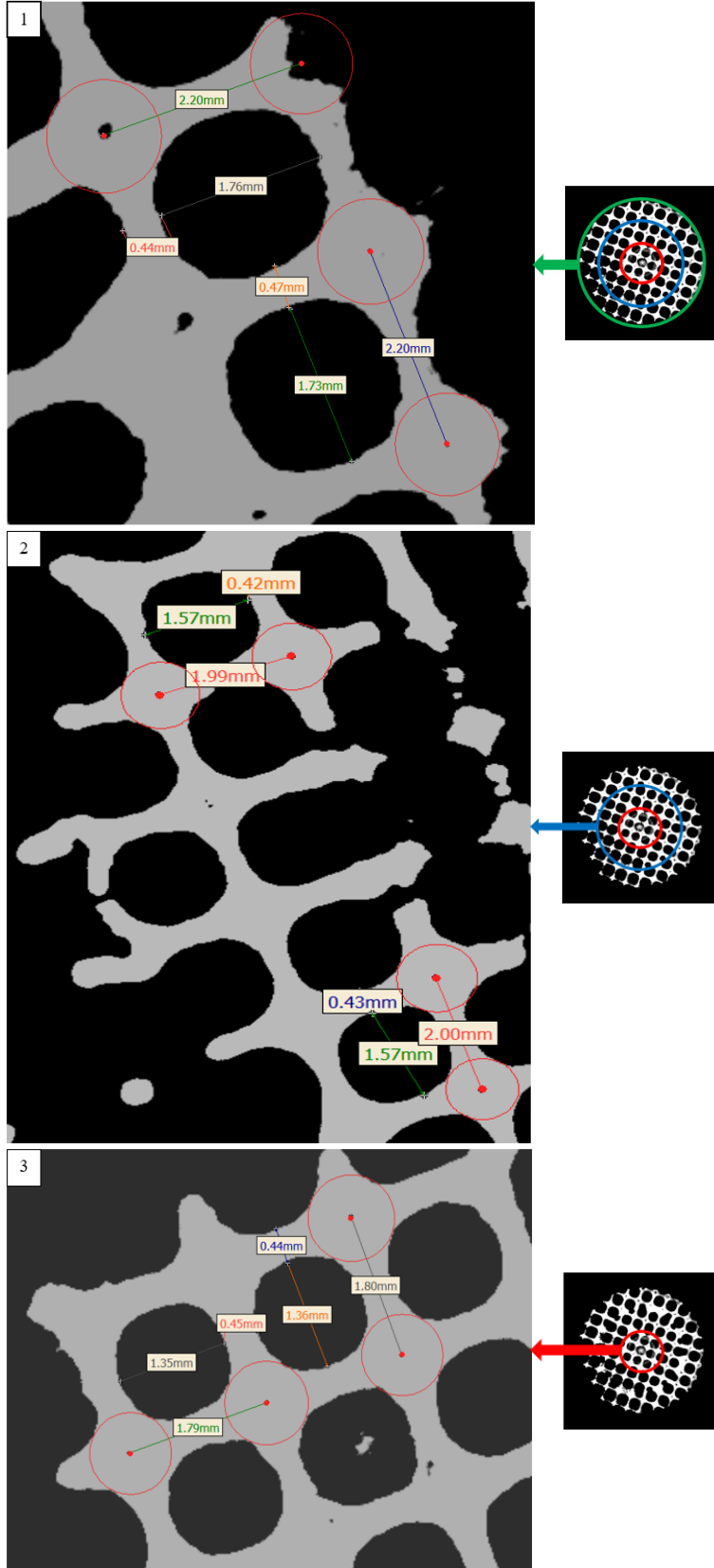


Şekil 4.21. Değişken gözenekli kübik hücreli yapısının ($d = 0,7$ mm, $a = 2,2; 2; 1,8$ mm) yatay ekseninde oluşan ergimiş malzeme sarkmaları

4.2.2. Octahedroid yapıların incelenmesi

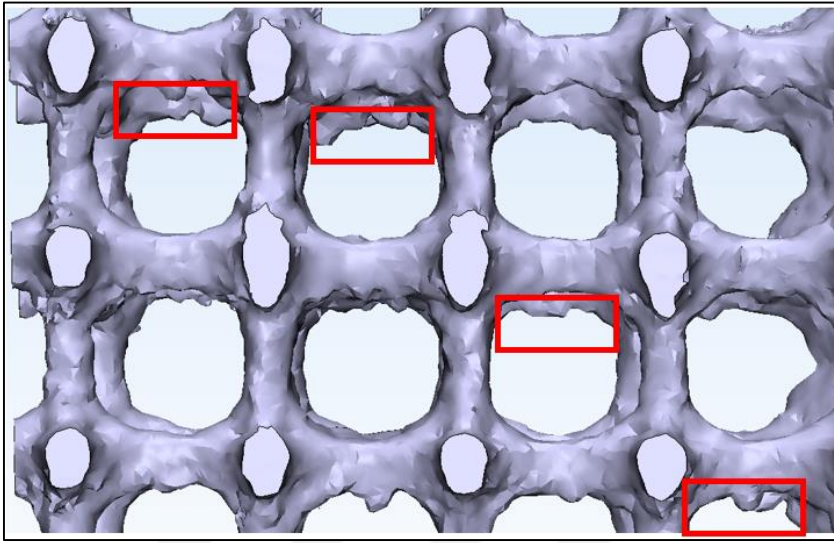
Yeşil bölge ile mavi bölge arasında kalan alan 1. katman geçişi, mavi bölge ile kırmızı bölge arasında kalan alan 2. katman geçişi ve kırmızı bölgenin içinde kalan alan 3. katman geçişi olarak tanımlanmıştır. Dıştan içe sırasıyla 3 katman geçişindeki birim hücre boyutu, kolon kalınlığı ve gözenek boyutu değerleri gösterilmiştir. Tasarım ölçüleri; birim hücre boyutu = 2,2; 2; 1,8 mm (dıştan içe sırasıyla), gözenek boyutu 1,9; 1,7; 1,5 mm (dıştan içe sırasıyla) ve kolon kalınlığı $d = 0,3$ mm olan 3 katman geçişten oluşan değişken gözenekli octahedroid hücreli yapısının yatay eksenindeki kesit görüntüleri incelendiğinde kolon kalınlıklarının da 170 μm 'ye kadar artışlar gözlemlenmiştir (Şekil 4.22).

Meydana gelen bu artışlar farklı birim hücre boyutuna sahip 3 katman geçişinde de oluşmuştur. Birim hücre boyutunda yaklaşık %1'e karşılık gelen 10 μm 'lik değişim gözlemlenmiştir. Kolon kalınlığında meydana gelen artışlardan dolayı birim hücreler içinde bulunan gözenek boyutlarında kolon kalınlığındaki artış miktarı kadar ya da çok yakın değerlerde azalmalar gözlemlenmiştir (Şekil 4.22).



Şekil 4.22. Değişken gözenekli octahedroid hücresel yapısının ($d = 0,3 \text{ mm}$, $a = 2,2; 2; 1,8 \text{ mm}$) bilgisayarlı mikro tomografi kesit görüntüleri 1.katman geçişi (1), 2. katman geçişi (2), 3. katman geçişi (3)

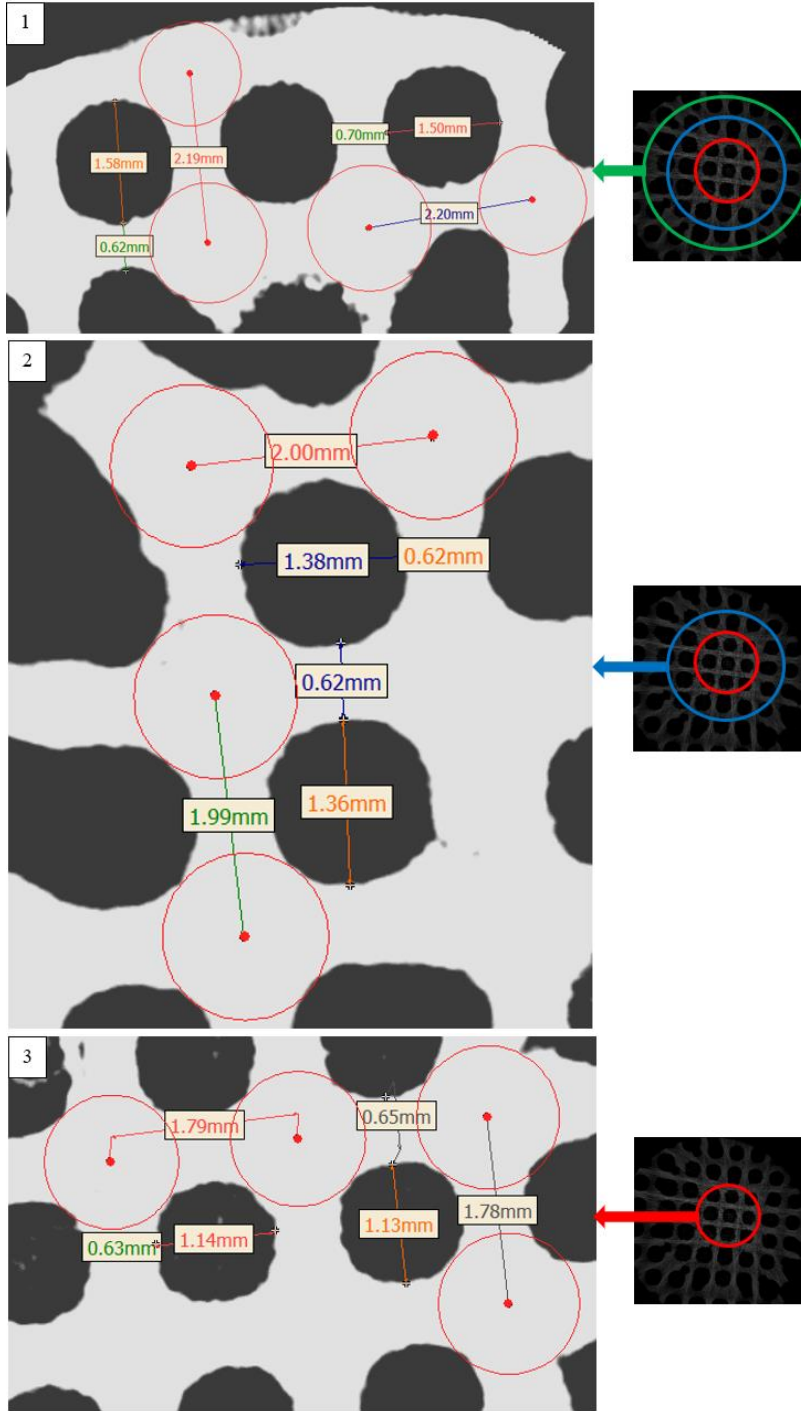
Bilgisayarlı mikro tomografiden elde edilen 2 boyutlu tarama görüntüleri 3 boyutlu hale dönüştürüldükten sonra destek malzemesi ile desteklenemeyen yapının üretim platformuna paralel kısımlarında yer yer ergiyik metalin dağılmasından kaynaklanan ergimiş malzeme sarkmalarının meydana geldiği tespit edilmiştir. Sarkmaların olduğu bu bölgelerin yatay eksenindeki kolon kalınlıklarında 450 μm 'ye varan artışlar gözlemlenmiştir. Dolayısıyla kolon kalınlığının yatay ekseninde 0,75 mm'ye yaklaştığı bölgeler meydana gelmiştir (Şekil 4.23).



Şekil 4.23. Değişken gözenekli octahedroid hücresel yapısının ($d = 0,3 \text{ mm}$, $a = 2,2; 2; 1,8 \text{ mm}$) yatay ekseninde oluşan ergimiş malzeme sarkmaları

Yeşil bölge ile mavi bölge arasında kalan alan 1. katman geçişi, mavi bölge ile kırmızı bölge arasında kalan alan 2. katman geçişi ve kırmızı bölgenin içinde kalan alan 3. katman geçişi olarak tanımlanmıştır. Dıştan içe sırasıyla 3 katman geçişindeki birim hücre boyutu, kolon kalınlığı ve gözenek boyutu değerleri gösterilmiştir. Tasarım ölçüleri; birim hücre boyutu = 2,2; 2; 1,8 mm (dıştan içe sırasıyla), gözenek boyutu 1,7; 1,5; 1,3 mm (dıştan içe sırasıyla) ve kolon kalınlığı $d = 0,5 \text{ mm}$ olan 3 katman geçişten oluşan değişken gözenekli octahedroid hücresel yapısının yatay eksenindeki kesit görüntüleri incelendiğinde kolon kalınlıklarının da 200 μm 'ye kadar artışlar gözlemlenmiştir (Şekil 4.24).

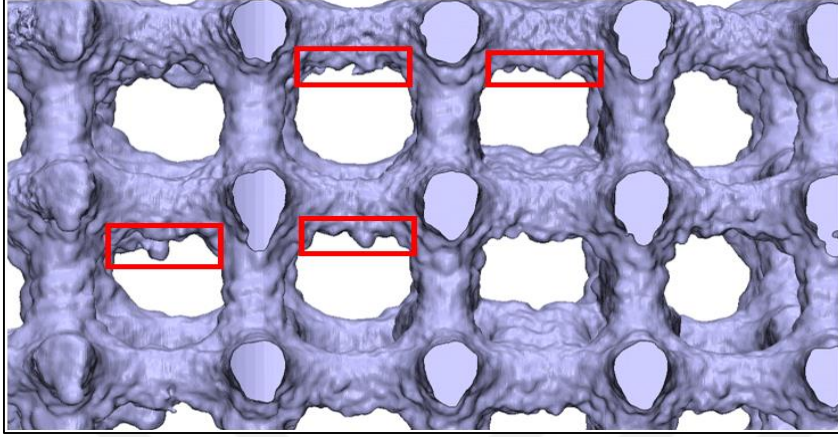
Meydana gelen bu artışlar farklı birim hücre boyutuna sahip 3 katman geçişinde de oluşmuştur. Birim hücre boyutunda yaklaşık %1'e karşılık gelen 20 μm 'lik değişim gözlemlenmiştir. Kolon kalınlığında meydana gelen artışlardan dolayı birim hücreler içinde bulunan gözenek boyutlarında kolon kalınlığındaki artış miktarı kadar ya da çok yakın değerlerde azalmalar gözlemlenmiştir (Şekil 4.24).



Şekil 4.24. Değişken gözenekli octahedroid hücresel yapısının ($d = 0,5 \text{ mm}$, $a = 2,2; 2; 1,8 \text{ mm}$) bilgisayarlı mikro tomografi kesit görüntüleri 1.katman geçişi (1), 2. katman geçişi (2), 3. katman geçişi (3)

Bilgisayarlı mikro tomografiden elde edilen 2 boyutlu tarama görüntüleri 3 boyutlu hale dönüştürüldükten sonra destek malzemesi ile desteklenemeyen yapının üretim platformuna paralel kısımlarında yer yer ergiyik metalin dağılmasından kaynaklanan ergimiş malzeme sarkmalarının meydana geldiği tespit edilmiştir. Sarkmaların olduğu bu bölgelerin yatay

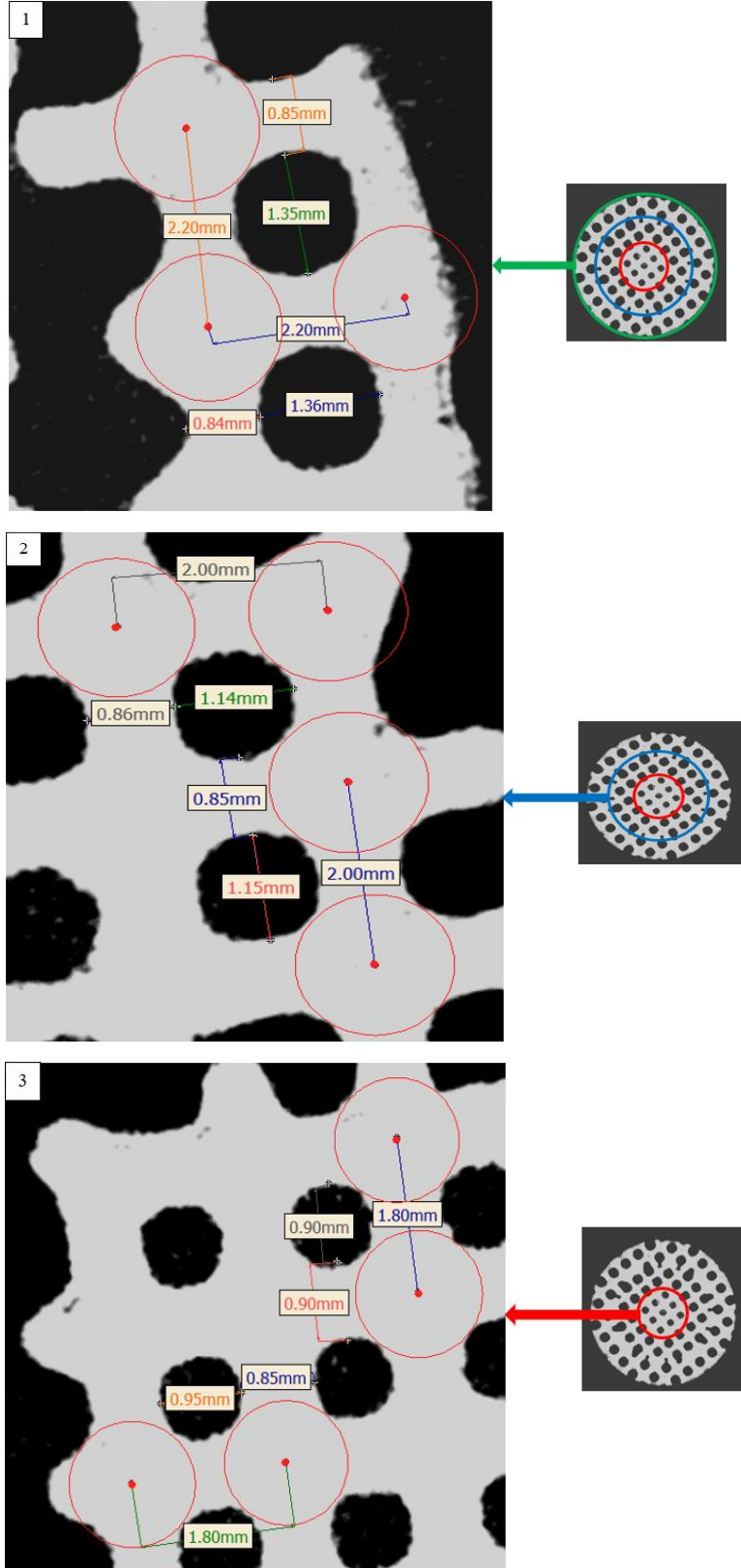
eksendeki kolon kalınlıklarında 550 μm 'ye varan artışlar gözlemlenmiştir. Dolayısıyla kolon kalınlığının yatay ekseninde 1 mm'yi aştığı bölgeler meydana gelmiştir (Şekil 4.25).



Şekil 4.25. Değişken gözenekli octahedroid hücresel yapısının ($d = 0,5 \text{ mm}$, $a = 2,2; 2; 1,8 \text{ mm}$) yatay ekseninde oluşan ergimiş malzeme sarkmaları

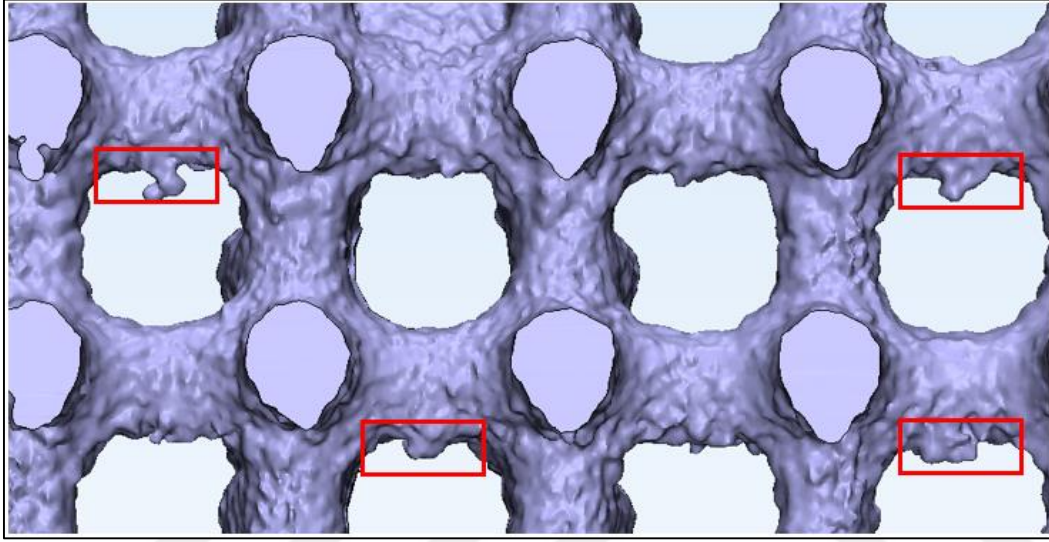
Yeşil bölge ile mavi bölge arasında kalan alan 1. katman geçişi, mavi bölge ile kırmızı bölge arasında kalan alan 2. katman geçişi ve kırmızı bölgenin içinde kalan alan 3. katman geçişi olarak tanımlanmıştır. Dıştan içe sırasıyla 3 katman geçişindeki birim hücre boyutu, kolon kalınlığı ve gözenek boyutu değerleri gösterilmiştir. Tasarım ölçüleri; birim hücre boyutu = 2,2; 2; 1,8 mm (dıştan içe sırasıyla), gözenek boyutu 1,5; 1,3; 1,1 mm (dıştan içe sırasıyla) ve kolon kalınlığı $d = 0,7 \text{ mm}$ olan 3 katman geçişten oluşan değişken gözenekli octahedroid hücresel yapısının yatay eksenindeki kesit görüntüleri incelendiğinde kolon kalınlıklarının da 200 μm 'ye kadar artışlar gözlemlenmiştir (Şekil 4.26).

Meydana gelen bu artışlar farklı birim hücre boyutuna sahip 3 katman geçişinde de oluşmuştur. Birim hücre boyutunda herhangi bir değişim gözlemlenmemiştir. Kolon kalınlığında meydana gelen artışlardan dolayı birim hücreler içinde bulunan gözenek boyutlarında kolon kalınlığındaki artış miktarı kadar ya da çok yakın değerlerde azalmalar gözlemlenmiştir (Şekil 4.26).



Şekil 4.26. Değişken gözenekli octahedroid hücresel yapısının ($d = 0,7$ mm, $a = 2,2; 2; 1,8$ mm) bilgisayarlı mikro tomografi kesit görüntüleri 1.katman geçişi (1), 2. katman geçişi (2), 3. katman geçişi (3)

Bilgisayarlı mikro tomografiden elde edilen 2 boyutlu tarama görüntüleri 3 boyutlu hale dönüştürüldükten sonra destek malzemesi ile desteklenemeyen yapının üretim platformuna paralel kısımlarında yer yer ergiyik metalin dağılmasından kaynaklanan ergimiş malzeme sarkmalarının meydana geldiği tespit edilmiştir. Sarkmaların olduğu bu bölgelerin yatay eksenindeki kolon kalınlıklarında 500 μm 'ye varan artışlar gözlemlenmiştir. Dolayısıyla kolon kalınlığının yatay ekseninde 1,2 mm'ye ulaştığı bölgeler meydana gelmiştir (Şekil 4.27).



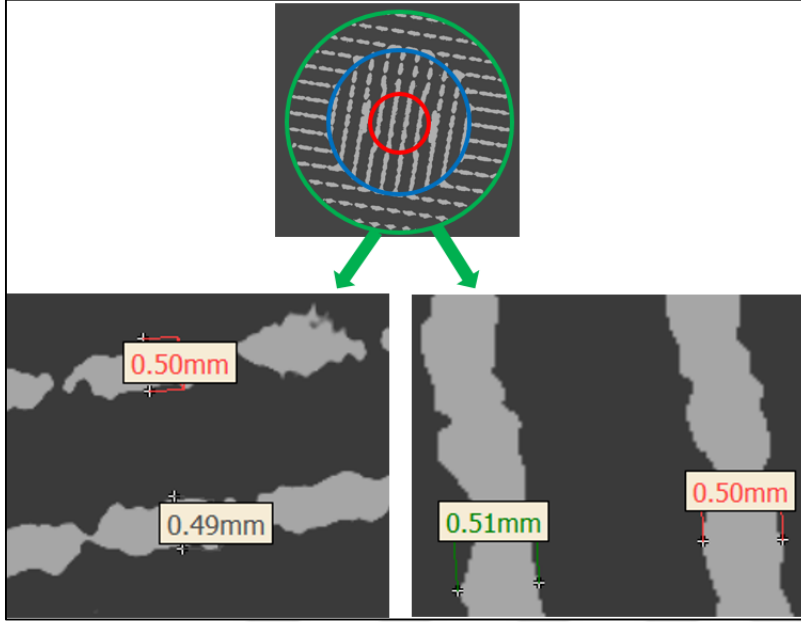
Şekil 4.27. Değişken gözenekli octahedroid hücresel yapısının ($d = 0,7 \text{ mm}$, $a = 2,2; 2; 1,8 \text{ mm}$) yatay ekseninde oluşan ergimiş malzeme sarkmaları

4.2.3. Diamond yapıların incelenmesi

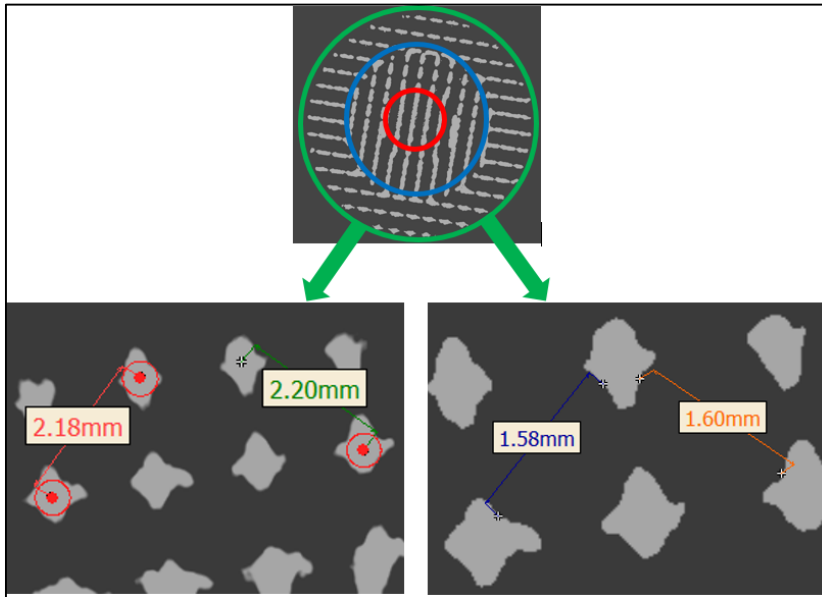
Yeşil bölge ile mavi bölge arasında kalan alan 1. katman geçişi, mavi bölge ile kırmızı bölge arasında kalan alan 2. katman geçişi ve kırmızı bölgenin içinde kalan alan 3. katman geçişi olarak tanımlanmıştır. Dıştan içe sırasıyla 3 katman geçişindeki birim hücre boyutu, kolon kalınlığı ve gözenek boyutu değerleri gösterilmiştir (Şekil 4.28-4.33). Tasarım ölçüleri; birim hücre boyutu = 2,2; 2; 1,8 mm (dıştan içe sırasıyla), gözenek boyutu 1,9; 1,7; 1,5 mm (dıştan içe sırasıyla) ve kolon kalınlığı $d = 0,3 \text{ mm}$ olan 3 katman geçişten oluşan değişken gözenekli diamond hücresel yapısının yatay eksenindeki kesit görüntüleri incelendiğinde kolon kalınlıklarının da yaklaşık 300 μm 'ye kadar artışlar gözlemlenmiştir (Şekil 4.28,4.30,4.32).

Meydana gelen bu artışlar farklı birim hücre boyutuna sahip 3 katman geçişinde de oluşmuştur. Birim hücre boyutunda yaklaşık %1'e karşılık gelen 20 μm 'lik değişim

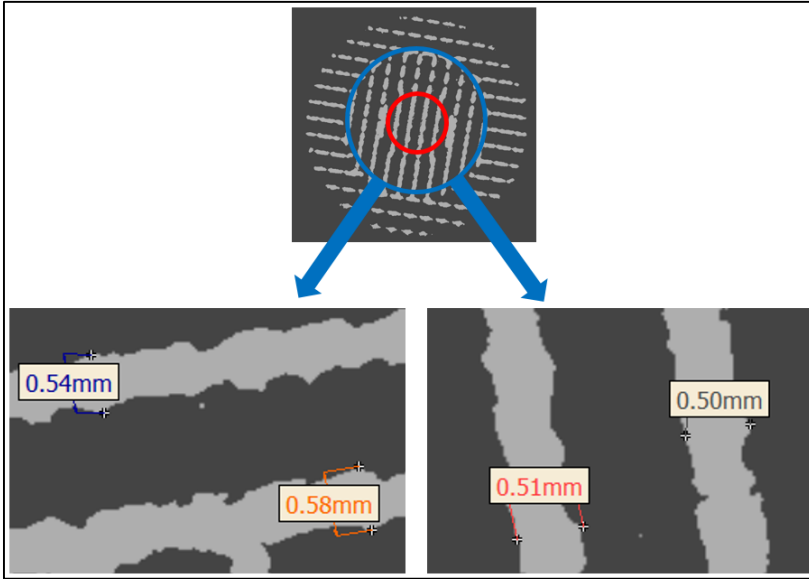
gözlemlenmiştir. Kolon kalınlığında meydana gelen artışlardan dolayı birim hücreler içinde bulunan gözenek boyutlarında kolon kalınlığındaki artış miktarı kadar ya da çok yakın değerlerde azalmalar gözlemlenmiştir (Şekil 4.29, 4.31, 4.33).



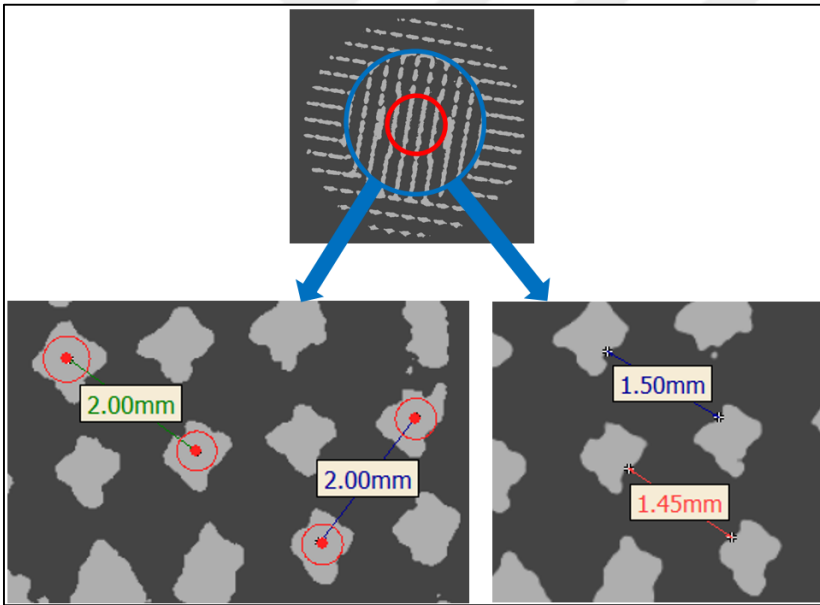
Şekil 4.28. Değişken gözenekli diamond hüresel yapısının ($d = 0,3$ mm) bilgisayarlı mikro tomografi kesit görüntülerinden elde edilen 1. katman geçişindeki kolon kalınlığı değerleri



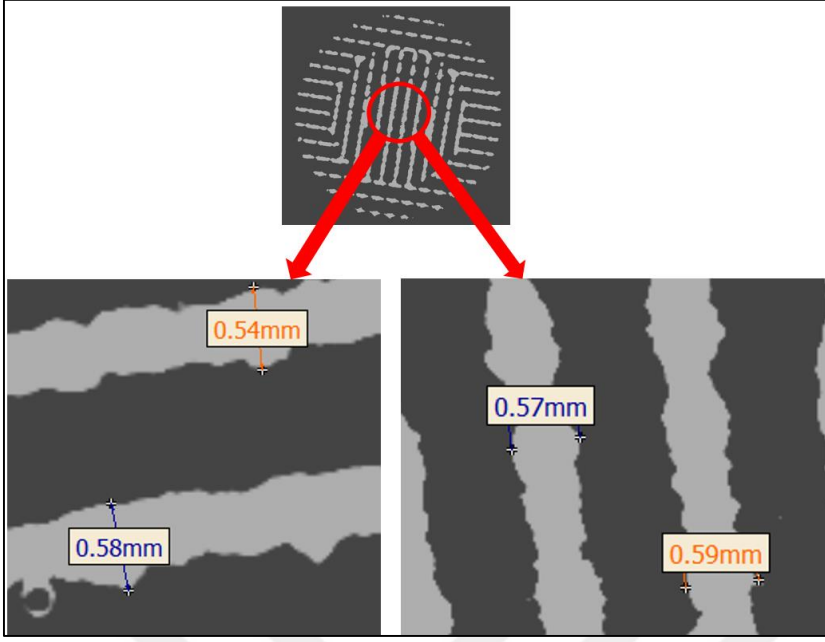
Şekil 4.29. Değişken gözenekli diamond hüresel yapısının ($d = 0,3$ mm) bilgisayarlı mikro tomografi kesit görüntülerinden elde edilen 1. katman geçişindeki birim hücre boyutu ve gözenek boyutu değerleri



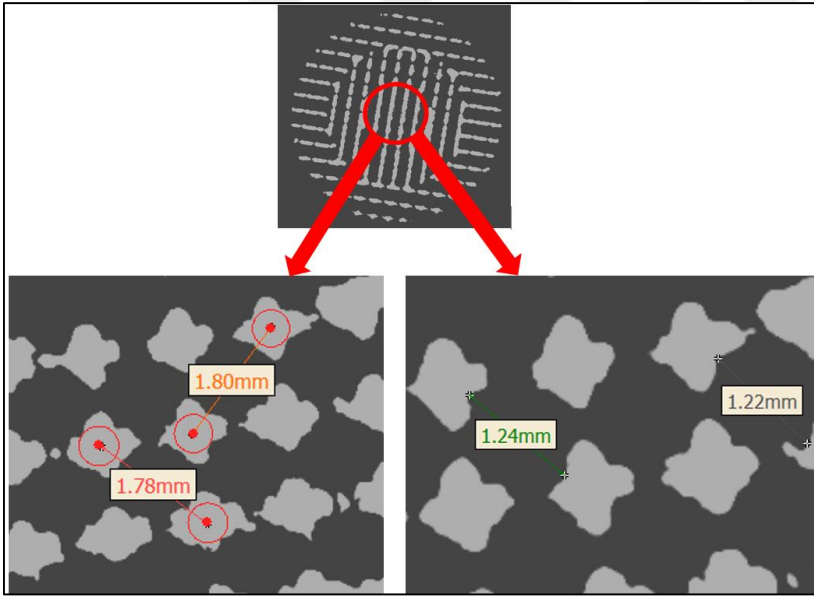
Şekil 4.30. Değişken gözenekli diamond hüresel yapısının ($d = 0,3 \text{ mm}$) bilgisayarlı mikro tomografi kesit görüntülerinden elde edilen 2. katman geçişindeki kolon kalınlığı değerleri



Şekil 4.31. Değişken gözenekli diamond hüresel yapısının ($a = 2,2; 2; 1,8 \text{ mm}$) bilgisayarlı mikro tomografi kesit görüntülerinden elde edilen 2. katman geçişindeki birim hücre boyutu ve gözenek boyutu değerleri



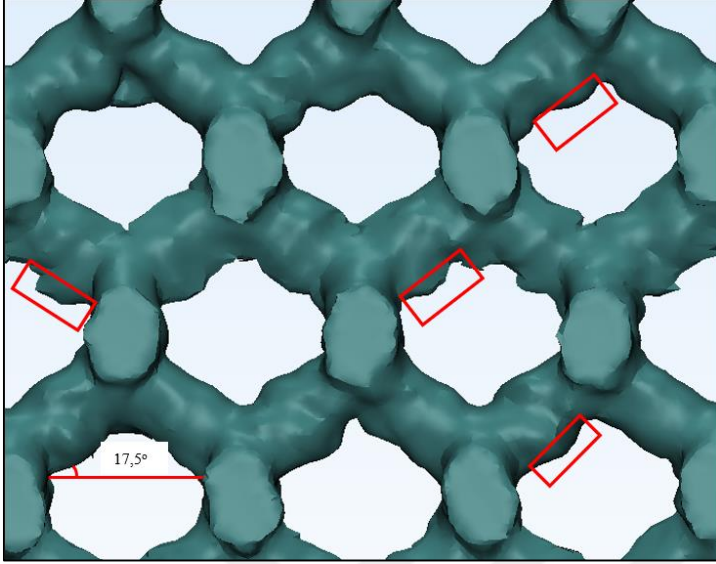
Şekil 4.32. Değişken gözenekli diamond hücresel yapısının ($d = 0,3$ mm) bilgisayarlı mikro tomografi kesit görüntülerinden elde edilen 3. katman geçişindeki kolon kalınlığı değerleri



Şekil 4.33. Değişken gözenekli diamond hücresel yapısının ($d = 0,3$ mm) bilgisayarlı mikro tomografi kesit görüntülerinden elde edilen 3. katman geçişindeki birim hücre boyutu ve gözenek boyutu değerleri

Bilgisayarlı mikro tomografiden elde edilen 2 boyutlu tarama görüntüleri 3 boyutlu hale dönüştürüldükten sonra kübik ve octahedroid yapıların aksine diamond birim hücre yapısından ($d=0,3$ mm) oluşan yapılarda; kolonlarda meydana gelen yer yer ergiyik metalin dağılmasından kaynaklanan ergimiş malzeme sarkmalarının çok daha az olduğu tespit

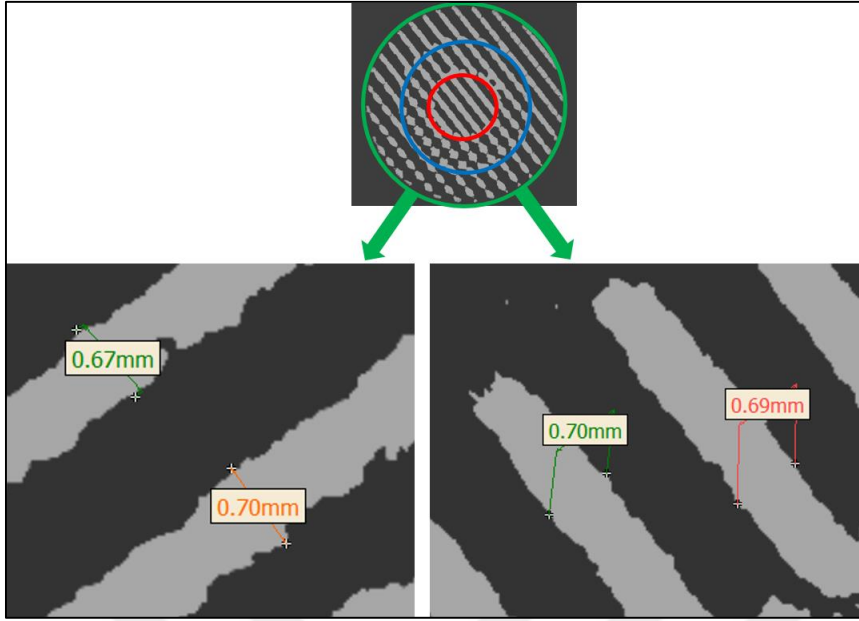
edilmiştir. Diamond birim hücre yapısının kolonları üretim platformuna belli bir açı ile ($17,5^\circ$) konumlandıklarından bu azalmaların meydana geldiği düşünülmektedir (Şekil 4.34).



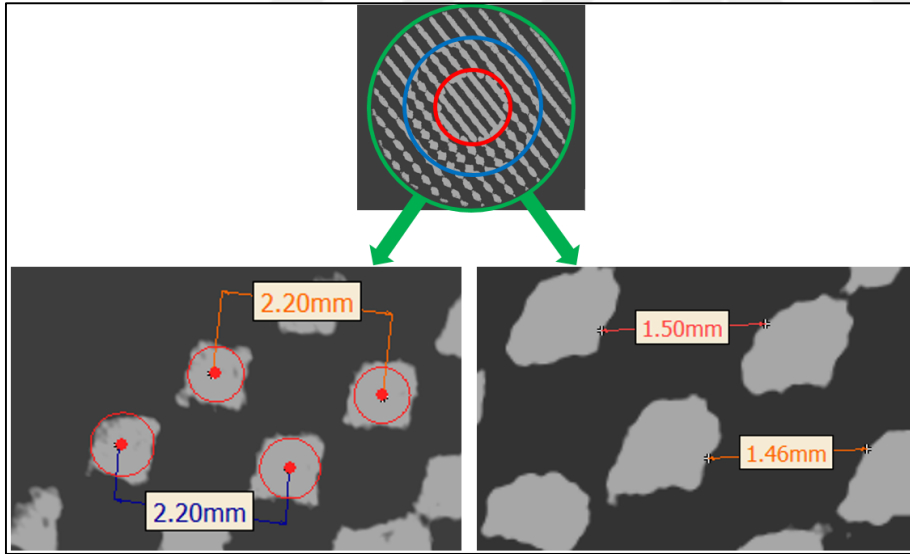
Şekil 4.34. Değişken gözenekli diamond hücresel yapısının ($d = 0,3$ mm, $a = 2,2; 2; 1,8$ mm) yatay ekseninde oluşan ergimiş malzeme sarkmaları

Yeşil bölge ile mavi bölge arasında kalan alan 1. katman geçişi, mavi bölge ile kırmızı bölge arasında kalan alan 2. katman geçişi ve kırmızı bölgenin içinde kalan alan 3. katman geçişi olarak tanımlanmıştır. Dıştan içe sırasıyla 3 katman geçişindeki birim hücre boyutu, kolon kalınlığı ve gözenek boyutu değerleri gösterilmiştir (Şekil 4.35-4.40). Tasarım ölçüleri; birim hücre boyutu = $2,2; 2; 1,8$ mm (dıştan içe sırasıyla), gözenek boyutu $1,7; 1,5; 1,3$ mm (dıştan içe sırasıyla) ve kolon kalınlığı $d = 0,5$ mm olan 3 katman geçişten oluşan değişken gözenekli diamond hücresel yapısının yatay eksenindeki kesit görüntüleri incelendiğinde kolon kalınlıklarında $200 \mu\text{m}$ 'nin üzerinde artışlar gözlemlenmiştir (Şekil 4.35, 4.37, 4.39).

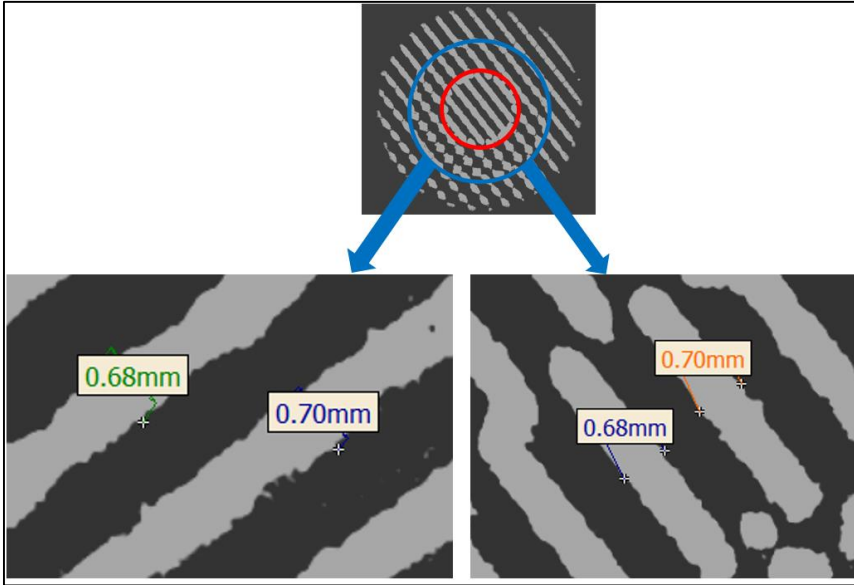
Meydana gelen bu artışlar farklı birim hücre boyutuna sahip 3 katman geçişinde de oluşmuştur. Birim hücre boyutunda yaklaşık %1'e karşılık gelen $30 \mu\text{m}$ 'lik değişim gözlemlenmiştir. Kolon kalınlığında meydana gelen artışlardan dolayı birim hücreler içinde bulunan gözenek boyutlarında kolon kalınlığındaki artış miktarı kadar ya da çok yakın değerlerde azalmalar gözlemlenmiştir (Şekil 4.36, 4.38, 4.40).



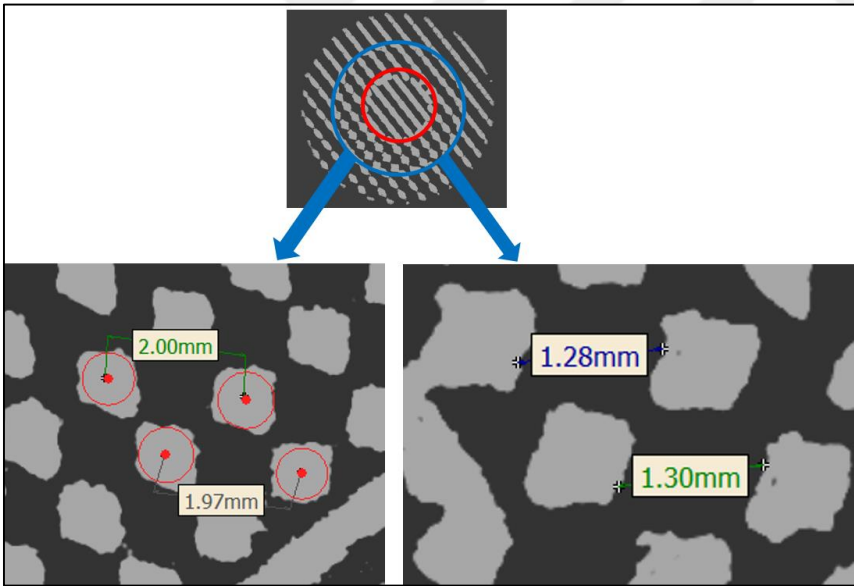
Şekil 4.35. Değişken gözenekli diamond hüresel yapısının ($d = 0,5$ mm) bilgisayarlı mikro tomografi kesit görüntülerinden elde edilen 1. katman geçişindeki kolon kalınlığı değerleri



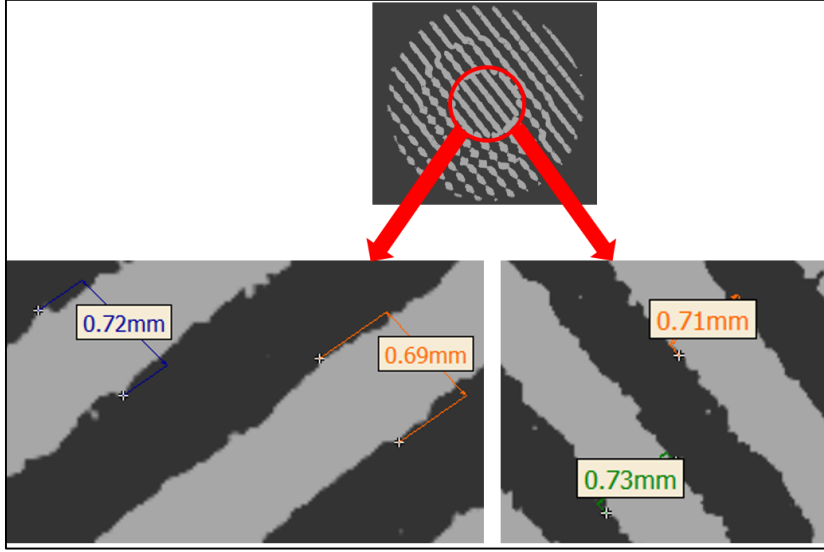
Şekil 4.36. Değişken gözenekli diamond hüresel yapısının ($d = 0,5$ mm) bilgisayarlı mikro tomografi kesit görüntülerinden elde edilen 1. katman geçişindeki birim hücre boyutu ve gözenek boyutu değerleri



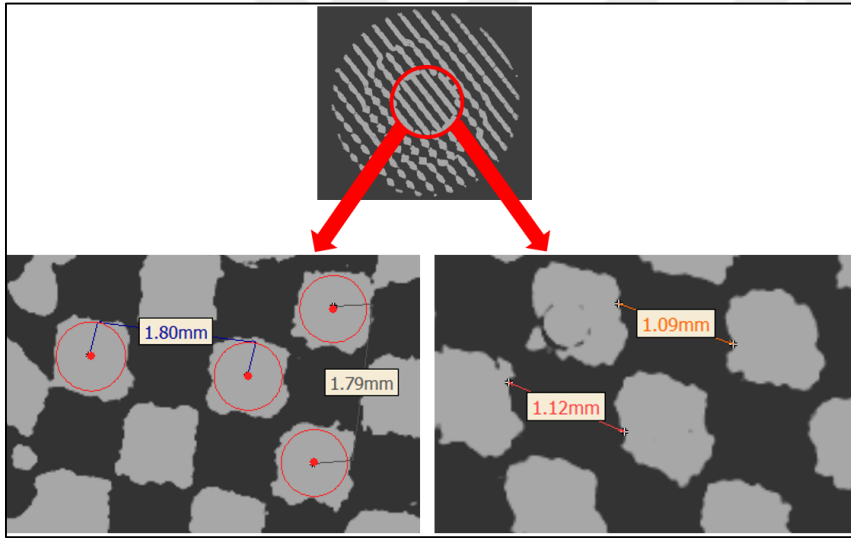
Şekil 4.37. Değişken gözenekli diamond hüresel yapısının ($d = 0,5 \text{ mm}$) bilgisayarlı mikro tomografi kesit görüntülerinden elde edilen 2. katman geçişindeki kolon kalınlığı değerleri



Şekil 4.38. Değişken gözenekli diamond hüresel yapısının ($d = 0,5 \text{ mm}$) bilgisayarlı mikro tomografi kesit görüntülerinden elde edilen 2. katman geçişindeki birim hücre boyutu ve gözenek boyutu değerleri

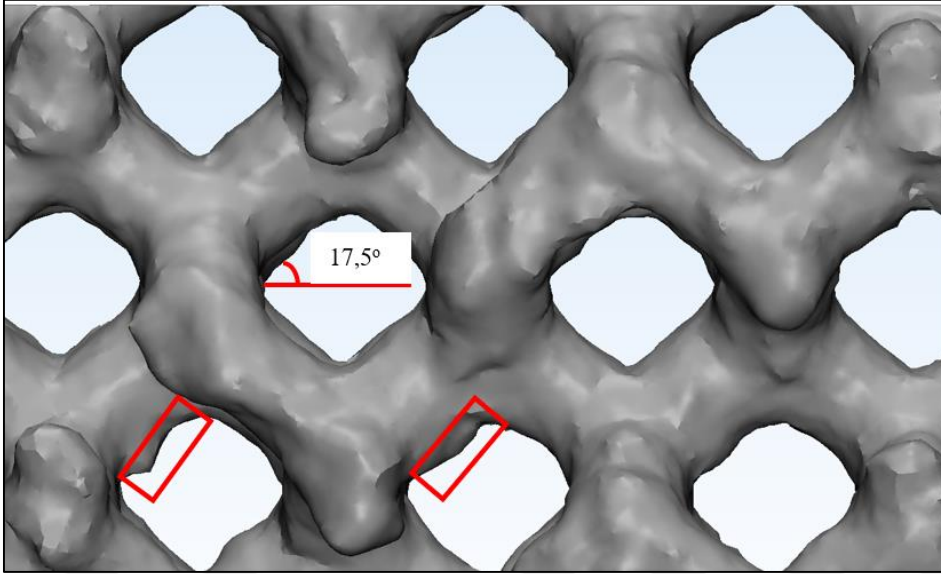


Şekil 4.39. Değişken gözenekli diamond hüresel yapısının ($d = 0,5$ mm) bilgisayarlı mikro tomografi kesit görüntülerinden elde edilen 3. katman geçişindeki kolon kalınlığı değerleri



Şekil 4.40. Değişken gözenekli diamond hüresel yapısının ($d = 0,5$ mm) bilgisayarlı mikro tomografi kesit görüntülerinden elde edilen 3. katman geçişindeki birim hücre boyutu ve gözenek boyutu değerleri

Bilgisayarlı mikro tomografiden elde edilen 2 boyutlu tarama görüntüleri 3 boyutlu hale dönüştürüldükten sonra kübik ve octahedroid yapıların aksine diamond birim hücre yapısından ($d=0,5$ mm) oluşan yapılarda; kolonlarda meydana gelen yer yer ergiyik metalin dağılmasından kaynaklanan ergimiş malzeme sarkmalarının çok daha az olduğu tespit edilmiştir. Diamond birim hücre yapısının kolonları üretim platformuna belli bir açı ile ($17,5^\circ$) konumlandıklarından bu azalmaların meydana geldiği düşünülmektedir (Şekil 4.41).



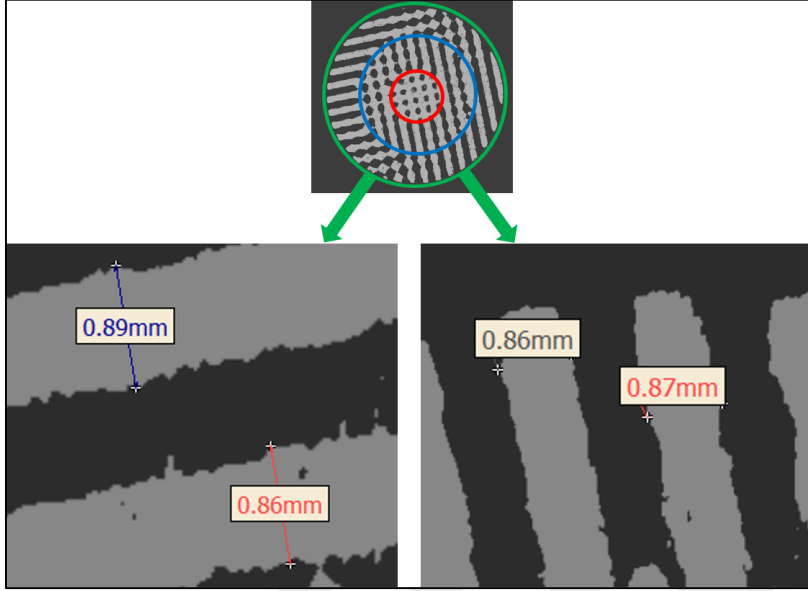
Şekil 4.41. Değişken gözenekli diamond hücresel yapısının ($d = 0,5$ mm, $a = 2,2; 2; 1,8$ mm) yatay ekseninde oluşan ergimiş malzeme sarkmaları

Bagheri, Melancon, Liu, Johnston ve Pasini, (2017) yaptıkları çalışmada SLM teknolojisi ile Ti-6Al-4V alaşım malzemesinden üretilen hücresel yapıların tasarımı ve üretimi arasındaki boyutsal uyumsuzlukları azalmak için kolonların yönlendirme açılarına odaklanmışlardır. Çalışmaya göre üretim platformuna yatay kolonlarda tasarım değerlerine göre yüksek erimeden kaynaklanan %60 oranında sapma meydana gelmiştir. Söz konusu kolonların açısı yataylıktan (0°) dikeyliğe (90°) doğru gidildikçe boyutsal sapmaların azaldığını belirtmişlerdir. Üretilbilir kolon kalınlığı değerinin ise $200 \mu\text{m}$ 'nin üzerinde olduğunu vurgulamışlardır [90].

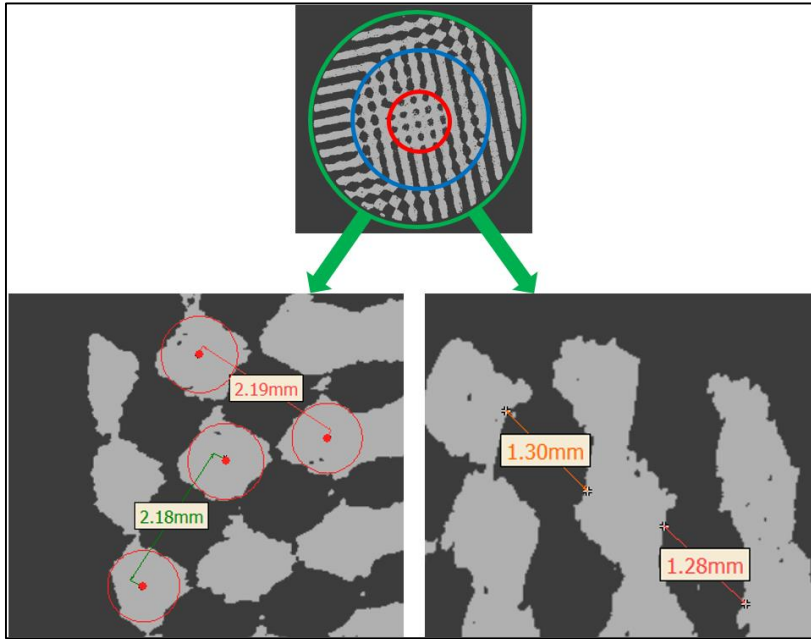
Yeşil bölge ile mavi bölge arasında kalan alan 1. katman geçişi, mavi bölge ile kırmızı bölge arasında kalan alan 2. katman geçişi ve kırmızı bölgenin içinde kalan alan 3. katman geçişi olarak tanımlanmıştır. Dıştan içe sırasıyla 3 katman geçişindeki birim hücre boyutu, kolon kalınlığı ve gözenek boyutu değerleri gösterilmiştir (Şekil 4.42-4.47). Tasarım ölçüleri; birim hücre boyutu = $2,2; 2; 1,8$ mm (dıştan içe sırasıyla), gözenek boyutu $1,5; 1,3; 1,1$ mm (dıştan içe sırasıyla) ve kolon kalınlığı $d = 0,7$ mm olan 3 katman geçişten oluşan değişken gözenekli diamond hücresel yapısının yatay eksenindeki kesit görüntüleri incelendiğinde kolon kalınlıklarının da $200 \mu\text{m}$ 'nin üzerinde artışlar gözlemlenmiştir (Şekil 4.42, 4.44, 4.46).

Meydana gelen bu artışlar farklı birim hücre boyutuna sahip 3 katman geçişinde de oluşmuştur. Birim hücre boyutunda yaklaşık %1'e karşılık gelen $30 \mu\text{m}$ 'lik değişim

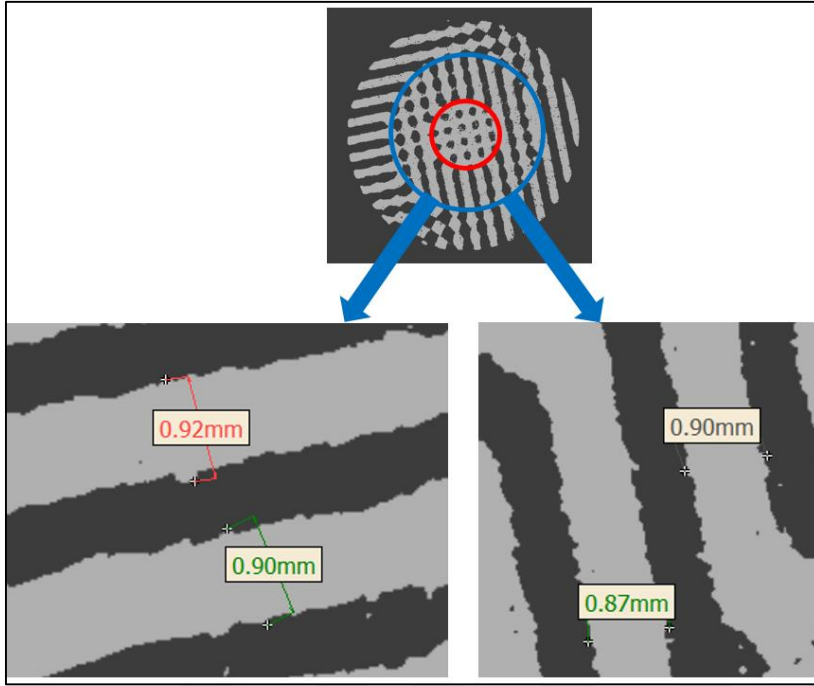
gözlemlenmiştir. Kolon kalınlığında meydana gelen artışlardan dolayı birim hücreler içinde bulunan gözenek boyutlarında kolon kalınlığındaki artış miktarı kadar ya da çok yakın değerlerde azalmalar gözlemlenmiştir (Şekil 4.43, 4.45, 4.47).



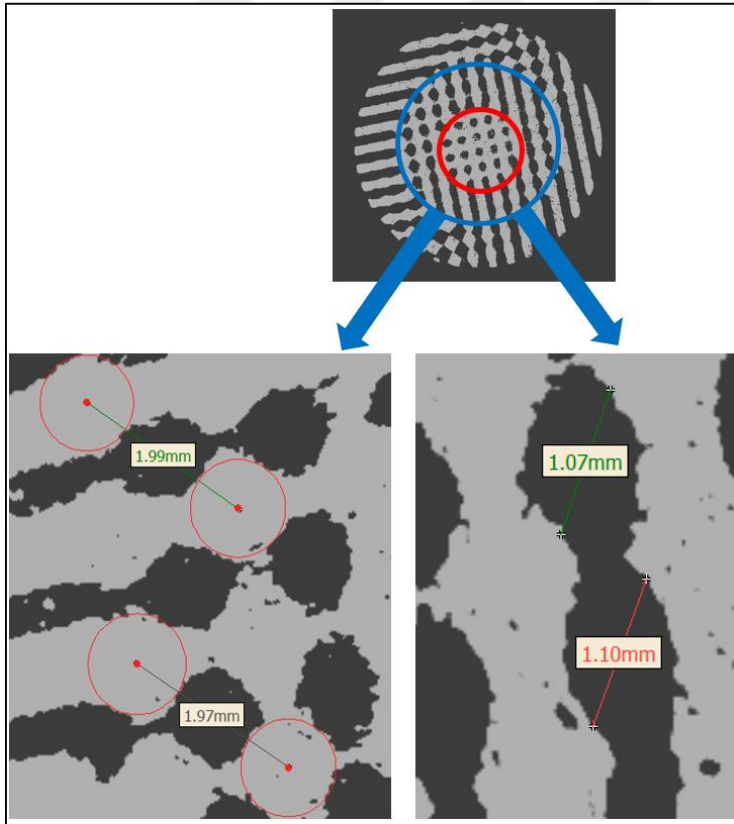
Şekil 4.42. Değişken gözenekli diamond hüresel yapısının ($d = 0,7$ mm) bilgisayarlı mikro tomografi kesit görüntülerinden elde edilen 1. katman geçişindeki kolon kalınlığı değerleri



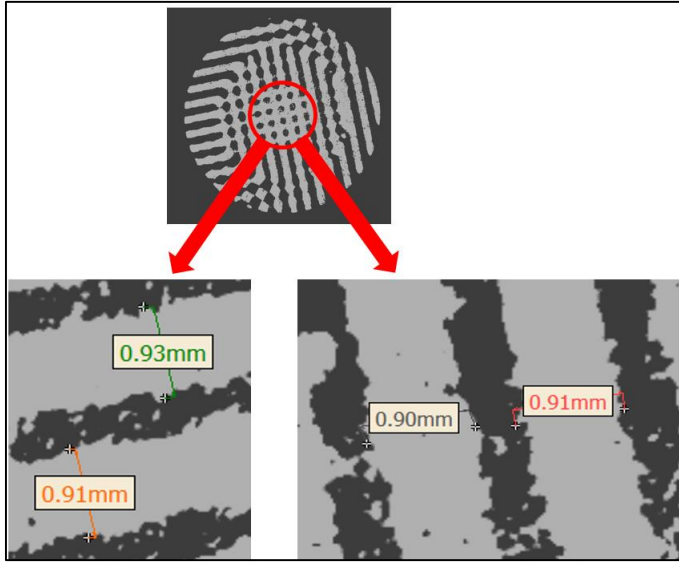
Şekil 4.43. Değişken gözenekli diamond hüresel yapısının ($d = 0,7$ mm) bilgisayarlı mikro tomografi kesit görüntülerinden elde edilen 1. katman geçişindeki birim hücre boyutu ve gözenek boyutu değerleri



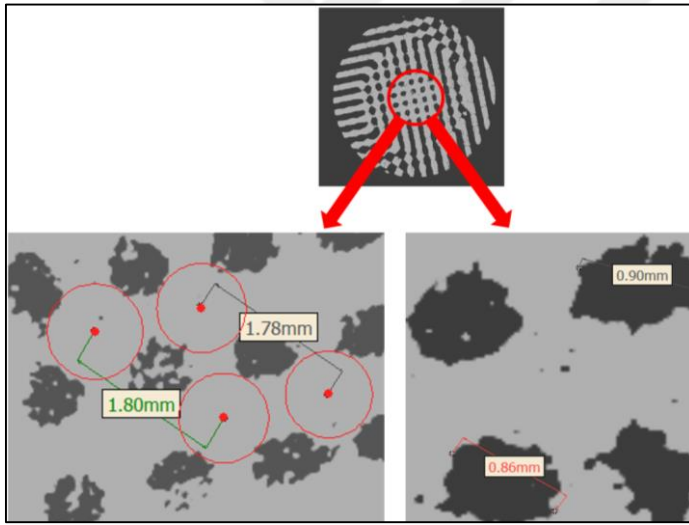
Şekil 4.44. Değişken gözenekli diamond hüresel yapısının ($d = 0,7$ mm) bilgisayarlı mikro tomografi kesit görüntülerinden elde edilen 2. katman geçişindeki kolon kalınlığı değerleri



Şekil 4.45. Değişken gözenekli diamond hüresel yapısının ($d = 0,7$ mm) bilgisayarlı mikro tomografi kesit görüntülerinden elde edilen 2. katman geçişindeki birim hücre boyutu ve gözenek boyutu değerleri

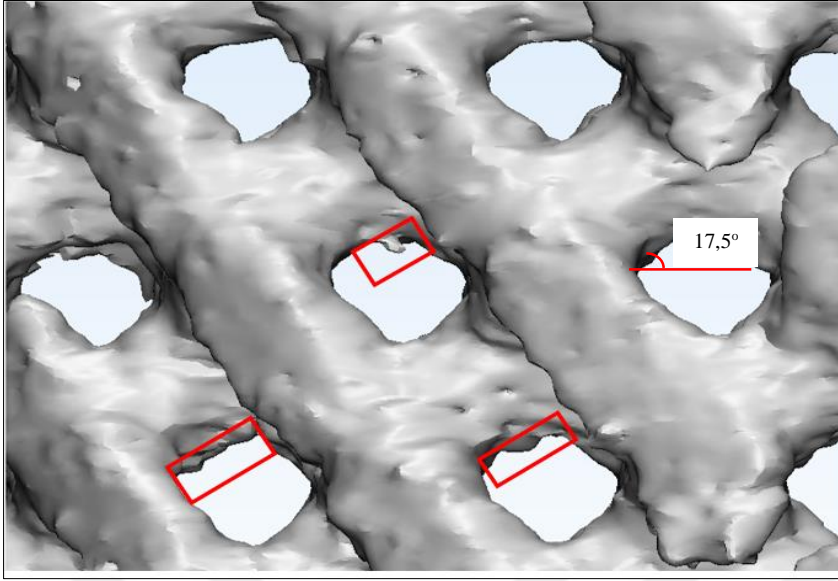


Şekil 4.46. Değişken gözenekli diamond hüresel yapısının ($d = 0,7$ mm) bilgisayarlı mikro tomografi kesit görüntülerinden elde edilen 3. katman geçişindeki kolon kalınlığı değerleri



Şekil 4.47. Değişken gözenekli diamond hüresel yapısının ($d = 0,7$ mm) bilgisayarlı mikro tomografi kesit görüntülerinden elde edilen 3. katman geçişindeki birim hücre boyutu ve gözenek boyutu değerleri

Bilgisayarlı mikro tomografiden elde edilen 2 boyutlu tarama görüntüleri 3 boyutlu hale dönüştürüldükten sonra kübik ve octahedroid yapıların aksine diamond birim hücre yapısından ($d=0,7$ mm) oluşan yapılarda; kolonlarda meydana gelen yer yer ergiyik metalin dağılmasından kaynaklanan ergimiş malzeme sarkmalarının çok daha az olduğu tespit edilmiştir. Diamond birim hücre yapısının kolonları üretim platformuna belli bir açı ile ($17,5^\circ$) konumlandıklarından bu azalmaların meydana geldiği düşünülmektedir (Şekil 4.48).



Şekil 4.48. Değişken gözenekli diamond hücresel yapısının ($d = 0,7$ mm, $a = 2,2; 2; 1,8$ mm) yatay ekseninde oluşan ergimiş malzeme sarkmaları

Bilgisayarlı mikro tomografi sonuçlarına göre üretimde elde edilen boyutsal değerler, tasarımdaki boyutsal değerlere göre her zaman daha büyük çıkmıştır. Bu yüzden $150 \mu\text{m}$ 'den daha küçük boyuttaki kolonların metal eklemeli imalat ile üretime uygun değildir. Yüksek hassasiyet istenilen parçalarda kontrol edilebilirliği artırmak için üretim değişkenlerinde değişiklikler yapmak gerekmektedir.

Kolon kalınlıklarının tasarımı ve üretimi arasında oluşan bu farklılıkların nedeni olarak 3 boyutlu metal yazıcının üretim değişkenleri (Lazer gücü, tarama hızı, tarama stratejisi v.b.) işaret edilmektedir. Bu değişkenlerin neden olduğu toz yapışması, sıçrama gibi etkenler boyutsal doğruluğu azaltmaktadır [21,44,46,85,86]. Bu problemlerin ortadan kaldırılması, üretim değişkenlerinin optimum değerlere ayarlanarak kontrol edilebilirliğin artırılması ile sağlanabilir.

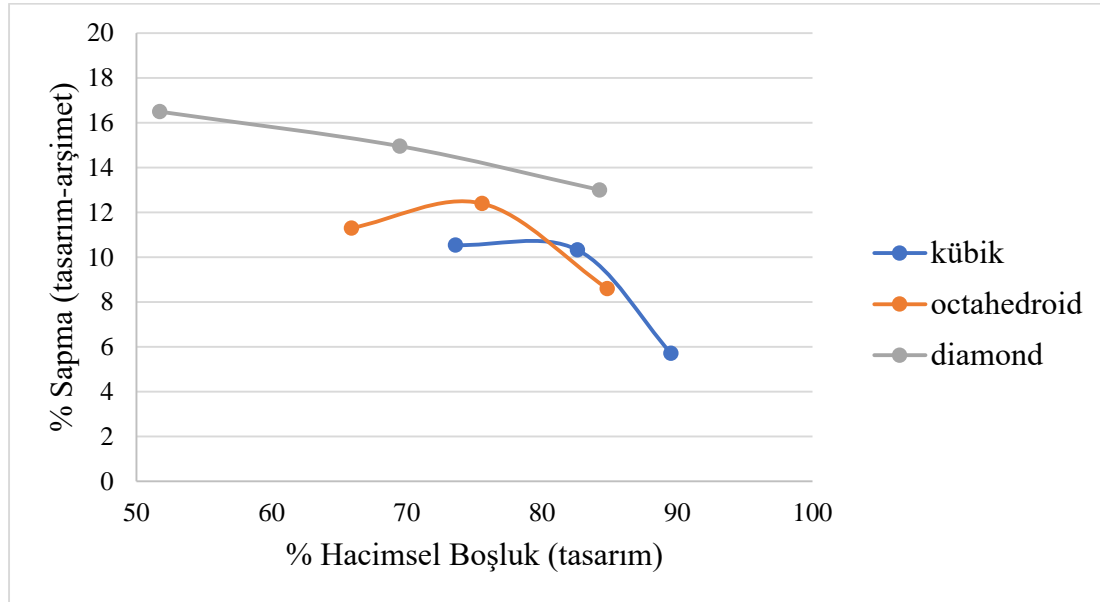
4.3. Arşimet Yöntemi Sonuçları

Üretilen, farklı birim hücre yapısına sahip 9 adet değişken gözenekli hücresel yapının arşimet yöntemi ile hacimsel boşluk değerleri hesaplanmıştır. Ayrıca numuneler yoğunluk kiti üzerinde kuru olarak tartılarak hacimsel boşluk değerleri hesaplanmış ve tüm veriler numunelerin tasarımlarından elde edilen hacimsel boşluk değerleri ile karşılaştırılmıştır (Çizelge 4.4).

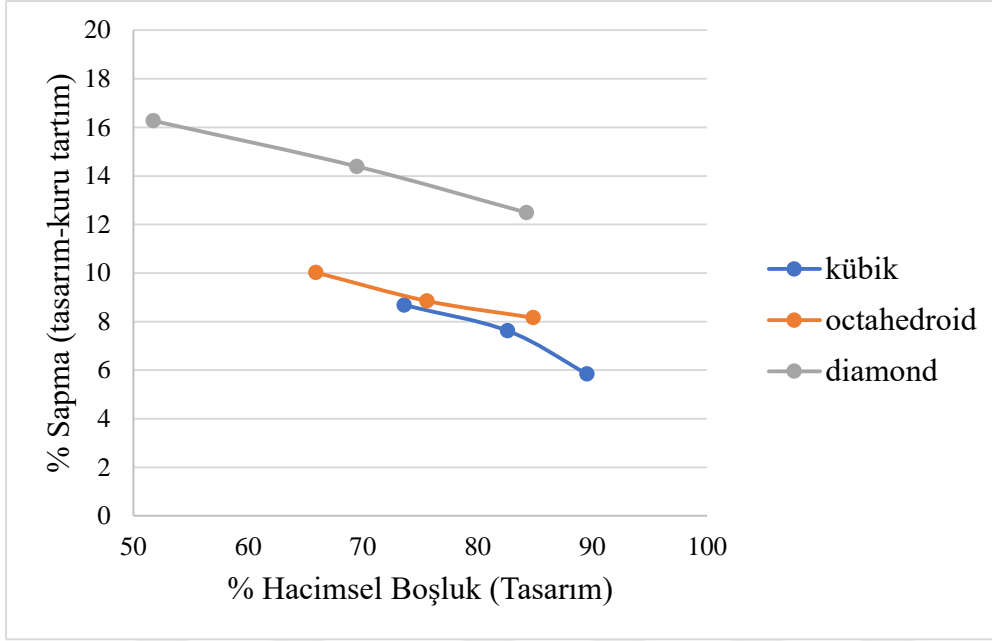
Çizelge 4.4. Değişken gözenekli hücreli yapılara ait hacimsel boşluk değerleri ve % sapmaların karşılaştırılması

Numune	% Hacimsel boşluk			% Sapma	
	Tasarım	Arşimet	Kuru tartım	Tasarım-Arşimet	Tasarım-Kuru tartım
Kübik (d = 0,3 mm)	89,54	84,42	84,31	5,71	5,84
Kübik (d = 0,5 mm)	82,62	74,09	76,32	10,32	7,62
Kübik (d = 0,7 mm)	73,60	65,84	67,21	10,54	8,68
Octahedroid (d = 0,3 mm)	84,84	77,55	77,91	8,59	8,16
Octahedroid (d = 0,5 mm)	75,58	66,21	68,89	12,39	8,85
Octahedroid (d = 0,7 mm)	65,91	58,46	59,30	11,30	10,02
Diamond (d = 0,3 mm)	84,26	73,30	73,73	13	12,49
Diamond (d = 0,5 mm)	69,48	59,09	59,48	14,95	14,39
Diamond (d = 0,7 mm)	51,72	43,19	43,30	16,49	16,27

Şekil 4.49 ve 4.50’de değişken gözenekli yapıların tasarımı ve üretimi arasındaki hacimsel boşluk değerlerinde meydana gelen % sapmaların grafikleri verilmiştir.



Şekil 4.49. Değişken gözenekli yapıların hacimsel boşluk değerlerinde meydana gelen sapmaların karşılaştırılması (tasarım-arşimet)



Şekil 4.50. Değişken gözenekli yapıların hacimsel boşluk değerlerinde meydana gelen sapmaların karşılaştırılması (tasarım- kuru tartım)

Ayrıca değişken gözenekli hücreli yapıların tasarımında kullanılan 1 mm'lik kabukların hacimsel boşluk değerlerine olan etkisini gösteren karşılaştırmalar çizelge 4.5'de verilmiştir.

Çizelge 4.5. Değişken gözenekli hücreli yapıların tasarımında kullanılan kabukların hacimsel boşluk üzerindeki etkisi

Değişken gözenekli hücreli yapılar	% Hacimsel boşluk			% Sapma	
	Kabuksuz Tasarım	Tek Kabuklu Tasarım	Çift Kabuklu Tasarım	Kabuksuz-Tek Kabuklu Tasarım	Kabuksuz-Çift Kabuklu Tasarım
Kübik (d = 0,3 mm)	95,51	92,43	89,54	3,22	6,25
Kübik (d = 0,5 mm)	88,13	85,29	82,62	3,22	6,25
Kübik (d = 0,7 mm)	78,51	75,98	73,60	3,22	6,25
Octahedroid (d = 0,3 mm)	90,50	87,58	84,84	3,22	6,25
Octahedroid (d = 0,5 mm)	80,69	78,02	75,58	3,30	6,33
Octahedroid (d = 0,7 mm)	70,31	68,04	65,91	3,22	6,25
Diamond (d = 0,3 mm)	89,89	87	84,27	3,21	6,25
Diamond (d = 0,5 mm)	74,12	71,73	69,49	3,22	6,24
Diamond (d = 0,7 mm)	55,17	53,40	51,72	3,20	6,25

Elde edilen sonuçlara göre, arşimet yöntemi ve kuru tartım yöntemi ile elde edilen hacimsel boşluk değerlerinde birbirlerine yakın sayısal değerler gözlemlenmiştir. Tasarım verilerinden elde edilen hacimsel boşluk değerlerine göre ise arşimet yöntemi ve kuru tartım yönteminde hacimsel boşluk değerlerinin düşük çıkması, bilgisayarlı mikro tomografi sonuçlarında görülen kolon kalınlığı artışlarından ve ergimiş malzeme sarkmalarının neden olduğu hacim artışından kaynaklanmaktadır. Tasarım yazılımı üzerinden elde edilen sonuçlara göre; değişken gözenekli hücresel yapıların üretime uygunluğu için yapının altında ve üstünde oluşturulan kabukların, yapıların hacimsel boşluk değerlerinin düşmesine neden olduğu gözlemlenmiştir (Çizelge 4.4-4.5).

4.4. Genel Değerlendirme

Bu tez kapsamında yapılan tasarım, üretim ve deneysel çalışmalarda elde edilen sonuçlara göre hücresel yapıların kolon kalınlığı değerlerinde meydana gelen artışların % hacimsel boşluk değerini azalttığı, birim hücre boyutundaki artışların ise % hacimsel boşluk değerini artırdığı gözlemlenmiştir. % hacimsel boşluk tahmini için oluşturulan matematiksel modellerden elde edilen % hacimsel boşluk değerlerinin, tasarım yazılımından elde edilen % hacimsel boşluk değerlerine kabul edilebilir yakınlıkta olduğu gözlemlenmiştir. Üretilen değişken gözenekli hücresel yapıların kolon kalınlığı değerlerinde 150-300 µm aralığında artışlar gözlemlenmiştir. Dolayısıyla artan kolon kalınlığı ile beraber hücresel yapıların gözenek boyutlarında, kolon kalınlığındaki artış miktarı kadar azalmalar gözlemlenmiştir. Kolon kalınlığında meydana gelen artışlar ile beraber ergimiş malzeme sarkmalarının, gözenekli yapılarda oluşturduğu hacim artışıyla gözenekli yapıların % hacimsel boşluk değerlerinde azalmalar, yapılan arşimet yöntemi uygulaması ve kuru tartım yöntemi ile tespit edilmiştir. Ayrıca bu sarkmaların boyutlarının, üretim platformuna paralel olan kolonlarda yer yer 500 µm'yi aştığı gözlemlenmiş ve paralelliğin azalmasıyla bu sarkmaların boyutlarında da azalmalar gözlemlenmiştir. Kolon kalınlıklarında meydana gelen artışlar, numune boyunda ve çapında yaklaşık 200 µm'lik artışlara neden olarak, %2'den daha az bir sapma gerçekleşmiştir. Birim hücre boyutlarında ise diamond ve octahedroid yapılarda yaklaşık %1, kübik yapılarda ise yaklaşık %3 azalma gözlemlenmiştir.

5. SONUÇLAR VE ÖNERİLER

5.1. Sonuçlar

Bu tez kapsamında değişken gözenekli hücreli yapıların tasarımı, eklemeli imalat teknolojisi ile üretilebilirliği ve üretilen hücreli yapıların tasarım ile uyumluluğu araştırılmış ve aşağıdaki sonuçlar elde edilmiştir.

- Kübik, octahedroid ve diamond değişken gözenekli hücreli yapıların oluşturulmasında kullanılan 0,3;0,5 ve 0,7 mm 'lik kolon kalınlığı değerlerinin, tasarım yazılımı üzerinde standartlara belirtilen en az %50 hacimsel boşluk değerini sağladığı gözlemlenmiştir.
- Kübik, octahedroid ve diamond birim hücre yapısı için oluşturulan matematiksel modellerden elde edilen % hacimsel boşluk değerlerinin tasarım yazılımında elde edilen değerlere göre %2'den daha az sapma gösterdiği belirlenmiştir.
- Üretim sonrası tüm birim hücre yapılarının kolon kalınlıklarında artışların meydana gelmesi, bu artışlarda birim hücre yapısının etkisinin önemli olmadığı düşüncesini güçlendirmiştir.
- Kübik ve octahedroid birim hücre yapısı için oluşturulan matematiksel modellerin, hacimsel boşluk oranının %50'den küçük olması durumunda sapma miktarının arttığı gözlemlenmiştir.
- Bilgisayarlı mikro tomografiden elde edilen sonuçlara göre tüm değişken gözenekli hücreli yapıların kolon kalınlığı değerlerinde 150-300 μm 'lik artışlar gözlemlenmiştir.
- Kübik ve octahedroid değişken gözenekli hücreli yapılarının, üretim platformuna paralel olan kolonların kalınlıklarında yer yer 550 μm 'ye varan ergimiş malzeme sarkmaları gözlemlenmiştir. Diamond değişken gözenekli hücreli yapısında ise kolonlar üretim platformuna dik konumlandıklarından dolayı oluşan ergimiş malzeme sarkmalarının boyutlarında önemli bir artış gözlemlenmemiştir.
- Arşimet yöntemi uygulaması sonuçlarına göre değişken gözenekli hücreli yapıların hacimsel boşluk değerlerinde; kübik için %6-10,5 octahedroid için %8,5-12,5 ve diamond için %13- 16,5 aralığında tasarım değerlerine göre azalmalar gözlemlenmiştir.
- Değişken gözenekli hücreli yapıların tasarımında destek malzemesinin tutunmasını sağlamak ve temizlenmesi zor olduğundan yapıların içine destek malzemelerinin

girmesini engellemek için kullanılan 1 mm'lik kabukların, yapıların hacimsel boşluk değerlerinde %6'dan fazla azalmaya neden olduğu gözlemlenmiştir.

- Değişken gözenekli hücresel yapıların katman geçişlerinde birbirlerine tutunmasını sağlamak için oluşturulan ek kolon bağlantılarının hacimsel boşluk değerinin düşmesinde etkili olduğu gözlemlenmiştir.

5.2. Öneriler

- Her değişken gözenekli hücresel yapının kolon kalınlığı değerinde ortalama 200 μm 'lik artışlar görülmüştür. 3 boyutlu metal yazıcının işlem değişkenleri olan lazer odak çapı, lazer gücü, tarama stratejisi gibi değerler değiştirilerek bu değer düşürülebilir.
- Hücresel yapıların oluşturulmasında birçok farklı birim hücre yapısı kullanılabilir. Bu çalışmada 3 farklı birim hücre yapısı için tasarım yazılımı kullanmaksızın kolon kalınlığı ve birim hücre boyutu değişkenlerine bağlı olarak hücresel yapıların hacimsel boşluk oranını bulabilmek için matematiksel modeller geliştirilmiş ve tasarım yazılımında elde edilen değerlere kabul edilebilir yakınlıklarda sonuçlar elde edilmiştir. Aynı şekilde diğer birim hücre yapıları için matematiksel modeller geliştirilip hücresel yapıların hacimsel boşluk değerleri tasarım öncesi elde edilebilir.
- Değişken gözenekli hücresel yapıların kolon kalınlıklarında meydana gelen ortalama 200 μm 'lik artışlar ince et kalınlığına sahip hücresel yapılarda % olarak büyük sapma değerlerine neden olabilmektedir. Bu % sapma değerlerini azaltabilmek için et kalınlığı daha yüksek hücresel yapılar ile çalışılabilir.

KAYNAKLAR

1. Herderick, E. (2011). Additive manufacturing of metals: A review. *Materials Science and Technology*, (2), 1413.
2. Delikanlı, K., Sofu, M.M. ve Bekçi, U. (2005). Üretim sektöründe hızlı direkt imalat sistemlerinin yeri ve önemi. *Makine Teknolojileri Elektronik Dergisi*, (4), 33-39.
3. Cozmei, C. ve Caloian. F. (2012). Additive manufacturing flickering at the beginning of existence. *Procedia Economics and Finance*, (3), 457-462.
4. İnternet: URL: <http://www.webcitation.org/query?url=http%3A%2F%2Fwww.endustri40.com&date=2019-02-27>, Son Erişim Tarihi: 28.06.2018.
5. Yılmaz, F., Arar, M. E. ve Koç, E. (2013). 3D baskı ile hızlı prototip ve son ürün üretimi. *Türk Mühendis ve Mimar Odaları Birliği Metalurji Mühendisleri Odası* (168), 35-40.
6. Yalçın, B. ve Ergene, B. (2017). Endüstride yeni eğilim olan 3-d eklemeli imalat yöntemi ve metalurjisi. *Süleyman Demirel Üniversitesi Uluslararası Teknolojik Bilimler Dergisi*, 9(3), 65-88.
7. İnternet: URL: <http://www.webcitation.org/query?url=http%3A%2F%2Fwww.metal-am.com&date=2019-02-27>, Son Erişim Tarihi: 28.06.2018.
8. İnternet: Wohler, T. (2016). *3D printing and additive manufacturing state of the industry annual worldwide progress report*. Wohlers Associates, Inc. URL: <http://www.webcitation.org/query?url=https%3A%2F%2Fwohlersassociates.com%2F2016report.htm&date=2019-05-22>, Son Erişim Tarihi: 28.06.2018.
9. Karaarslan, M.H. (2015). 3 boyutlu yazdırma teknolojisi: Sosyo-ekonomik etkileri için yeni ufuklar. *Girişimcilik ve Kalkınma Dergisi*, 10(1), 193-208.
10. Gibson, I. ve Shi, D. (1997). Material properties and fabrication parameters in selective laser sintering process. *Rapid Prototyping Journal*, 3(4), 129-136.
11. Zhou, Y., Wen, S. F., Song, B., Zhou, X., Teng, Q., Wei, Q. S. and Shi, Y. S. (2016). A novel titanium alloy manufactured by selective laser melting: Microstructure, high temperature oxidation resistance. *Materials & Design*, (89), 1199-1204.
12. Srivatsan, T. S. ve Sudarshan, T. S. (2015). *Additive manufacturing: Innovations, advances, and applications*. 1 Baskı. Boca Raton: CRC Press, 16-19.
13. Gu, D.D. (2015). *Laser additive manufacturing of high-performance materials springer*. Berlin: Springer.
14. Sun, J.F., Yang, Y.Q. ve Wang, D. (2013). Parametric optimization of selective laser melting for forming Ti6Al4V samples by Taguchi method. *Optics & Laser Technology*, (49), 118-124.

15. İnternet: URL:
<http://www.webcitation.org/query?url=https%3A%2F%2Fwww.additively.com%2Fen%2Flearn-about%2Flaser-melting%23show+all&date=2019-02-27>, Son Erişim Tarihi: 28.06.2018.
16. Çelik, İ., Karakoç, F., Çakır, M.C. ve Duysak A. (2013). Hızlı prototipleme teknolojileri ve uygulama alanları. *Fen Bilimleri Enstitüsü Dergisi*, (31), 53-70.
17. İnternet: URL:
<http://www.webcitation.org/query?url=http%3A%2F%2Fwww.custompart.net&date=2019-02-27>, Son Erişim Tarihi: 28.06.2018.
18. İnternet: URL:
<http://www.webcitation.org/query?url=http%3A%2F%2Fwww.rapidreadytech.com&date=2019-02-27>, Son Erişim Tarihi: 28.06.2018.
19. İnternet: URL:
<http://www.webcitation.org/query?url=http%3A%2F%2Fwww.sciencedaily.com&date=2019-02-27>, Son Erişim Tarihi: 28.06.2018.
20. İnternet: URL: <http://www.webcitation.org/query?url=https%3A%2F%2Fdmrc.uni-paderborn.de&date=2019-02-27>, Son Erişim Tarihi: 28.06.2018.
21. Sing, S. L., Yeong, W. Y., Wiria, F. E. ve Tay, B. Y. (2016). Characterization of titanium lattice structures fabricated by selective laser melting using an adapted compressive test method. *Experimental Mechanics*, 56(5), 735-748.
22. Yan, C., Hao, L., Hussein, A. ve Raymont, D. (2012). Evaluations of cellular lattice structures manufactured using selective laser melting. *International Journal of Machine Tools and Manufacture*, 62, 32-38.
23. İnternet: Castle Island. (2013). Direct additive fabrication of metal parts and injection molds, URL:
http://www.webcitation.org/query?url=http%3A%2F%2Fwww.additive3d.com%2Ftl_221a.htm&date=2019-02-27, Son Erişim Tarihi: 28.06.2018.
24. İnternet: Castle Island. (2013). Laser Powder Forming, URL:
<http://www.webcitation.org/query?url=http%3A%2F%2Fwww.additive3d.com%2Fflens.htm.&date=2019-02-27>, Son Erişim Tarihi: 28.06.2018.
25. Taminger, K.M. ve Hafley, R.A. (2006). *Electron beam freeform fabrication for cost effective near-net shape manufacturing*. Paper presented at NATO AVT-139 specialists meeting on cost effective manufacture via net shape processing, Amsterdam, 15-19.
26. Zhai, Y. ve Lados, D.A. (2012). *WPI Bi-annual progress report*. Integrative Materials Design Center (iMdc), Worcester, MA.
27. Forrest, E. ve Cao, Y. (2013). Digital additive manufacturing: a paradigm shift in the production process and its socio-economic impacts. *Engineering Management Research*, 2(2), 66-70.

28. Dobrzański, L. A., Achteлик-Franczak, A. ve Król. M. (2013). Computer aided design in Selective Laser Sintering (SLS)-application in medicine. *Journal of Achievements in Materials and Manufacturing Engineering*, 60(2), 66-75.
29. İnternet: *Roland Berger Strategy Consultants "Additivemanufacturing" Munich, November* 2013.URL: <http://www.webcitation.org/query?url=https%3A%2F%2Fwww.rolandberger.com%2Fen%2FPublications%2FAdditive-manufacturing-2013.html&date=2019-05-22>, Son Erişim Tarihi: 28.06.2018.
30. İnternet: Gausemeier, J., Ecterhoff, N. ve Wall, M. (2013). *Thinking a head the future of additive manufacturing*. Heinz NixdorfInstitute, University of Paderborn, Paderborn. URL: http://www.webcitation.org/query?url=https%3A%2F%2Fdmrc.uni-paderborn.de%2Ffileadmin%2Fdmrc%2F06_Downloads%2F01_Studies%2FDMRC_Study_Part_1.pdf&date=2019-05-22 , Son Erişim Tarihi: 28.06.2018.
31. Chojnowska, K. (2008). *The virtual model supported by 3D printing*. Design News Poland, 3.
32. Yılmaz, D. (2015). *Katmanlı imalat teknolojileri ve havacılık uygulamaları*. Sektör Değerlendirme Raporu, Ankara, STM.
33. Harun, W. S. W., Kamariah, M. S. I. N., Muhamad, N., Ghani, S. A. C., Ahmad, F. ve Mohamed, Z. (2017). A review of powder additive manufacturing processes for metallic biomaterials. *Powder Technology*, (327), 128-151.
34. İnternet: URL: <http://www.webcitation.org/query?url=http%3A%2F%2Fwww.turkcadcaml.net&date=2019-02-27>, Son Erişim Tarihi: 28.06.2018.
35. Zhou, B., Zhou, J., Li, H. ve Lin, F. (2018). A study of the microstructures and mechanical properties of Ti6Al4V fabricated by SLM under vacuum. *Materials Science and Engineering*, A(724), 1-10.
36. Zhao, D., Huang, Y., Ao, Y., Han, C., Wang, Q., Li, Y. ve Zhang, Z. (2018). Effect of pore geometry on the fatigue properties and cell affinity of porous titanium scaffolds fabricated by selective laser melting. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 88, 478-487.
37. Dallago, M., Fontanari, V., Winiarski, B., Zanini, F., Carmignato, S. ve Benedetti, M. (2017). Fatigue properties of Ti6Al4V cellular specimens fabricated via SLM: CAD vs real geometry. *Procedia Structural Integrity*, (7), 116-123.
38. Ali, H., Ghadbeigi, H. ve Mumtaz, K. (2018). Effect of scanning strategies on residual stress and mechanical properties of Selective Laser Melted Ti6Al4V. *Materials Science and Engineering*, A(712), 175-187.
39. Bandyopadhyay, A. ve Bose, S. (Eds.). (2015). *Additive manufacturing*. Boca Raton London New York: CRC Press.

40. İnternet: ASTM F136-02a.URL: <http://www.webcitation.org/query?url=https%3A%2F%2Fwww.astm.org%2FDATA%2FBASE%2FCART%2FHISTORICAL%2FF136-02A.htm&date=2019-02-27>, Son Erişim Tarihi: 28.06.2018.
41. Surmeneva, M. A., Surmenev, R. A., Chudinova, E. A., Koptioug, A., Tkachev, M. S., Gorodzha, S. N. ve Rännar, L. E. (2017). Fabrication of multiple-layered gradient cellular metal scaffold via electron beam melting for segmental bone reconstruction. *Materials & Design*, 133, 195-204.
42. Bayırlı, A. (2016). *Seçmeli lazer ergitme yöntemiyle üretilen metal alaşım implantların x-ışını saçılma yöntemleriyle incelenmesi ve üretim parametrelerinin geliştirilmesi*. Doktora Tezi, Hacettepe Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü, Ankara.
43. Li, S. J., Xu, Q. S., Wang, Z., Hou, W. T., Hao, Y. L., Yang, R. ve Murr, L. E. (2014). Influence of cell shape on mechanical properties of Ti-6Al-4V meshes fabricated by electron beam melting method. *Acta Biomaterialia*, 10(10), 4537-4547.
44. Xu, Y., Zhang, D., Zhou, Y., Wang, W. ve Cao, X. (2017). Study on topology optimization design, manufacturability, and performance evaluation of Ti-6Al-4V porous structures fabricated by selective laser melting (SLM). *Materials*, 10(9), 1048.
45. Challis, V. J., Xu, X., Zhang, L. C., Roberts, A. P., Grotowski, J. F. ve Sercombe, T. B. (2014). High specific strength and stiffness structures produced using selective laser melting. *Materials & Design*, 63, 783-788.
46. Wang, X., Xu, S., Zhou, S., Xu, W., Leary, M., Choong, P. ve Xie, Y. M. (2016). Topological design and additive manufacturing of porous metals for bone scaffolds and orthopaedic implants: A review. *Biomaterials*, 83, 127-141.
47. Singh, R., Lee, P. D., Dashwood, R. J. ve Lindley, T. C. (2010). Titanium foams for biomedical applications: a review. *Materials Technology*, 25(3-4), 127-136.
48. Gibson, L. J. ve Ashby, M. F. (1997). *Cellular solids: Structure and properties*. 2. Baskı. UKA: Cambridge University Press, 536.
49. Azman, A. H. (2017). *Method for integration of lattice structures in design for additive manufacturing*. Doctoral Dissertation, Université Grenoble Alpes, Fransa.
50. Cachinho, S. C. ve Correia, R. N. (2008). Titanium scaffolds for osteointegration: mechanical, in vitro and corrosion behaviour. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*, 19(1), 451-457.
51. Yan, W., Berthe, J. ve Wen, C. (2011). Numerical investigation of the effect of porous titanium femoral prosthesis on bone remodeling. *Materials & Design*, 32(4), 1776-1782.
52. Nune, K. C., Li, S. ve Misra, R. D. K. (2018). Advancements in three-dimensional titanium alloy mesh scaffolds fabricated by electron beam melting for biomedical devices: mechanical and biological aspects. *Science China Materials*, 61(4), 455-474.

53. Niinomi, M. ve Nakai, M. (2011). Titanium-based biomaterials for preventing stress shielding between implant devices and bone. *International Journal of Biomaterials*, (2011), 10.
54. Weißmann, V., Bader, R., Hansmann, H. ve Laufer, N. (2016). Influence of the structural orientation on the mechanical properties of selective laser melted Ti6Al4V open-porous scaffolds. *Materials & Design*, (95), 188-197.
55. Shi, J., Yang, J., Li, Z., Zhu, L., Li, L. ve Wang, X. (2017). Design and fabrication of graduated porous Ti-based alloy implants for biomedical applications. *Journal of Alloys and Compounds*, (728), 1043-1048.
56. Nune, K. C., Kumar, A., Misra, R. D. K., Li, S. J., Hao, Y. L. ve Yang, R. (2016). Osteoblast functions in functionally graded Ti-6Al-4 V mesh structures. *Journal of Biomaterials Applications*, 30(8), 1182-1204.
57. Kadkhodapour, J., Montazerian, H., Darabi, A. C., Anaraki, A. P., Ahmadi, S. M., Zadpoor, A. A. ve Schmauder, S. (2015). Failure mechanisms of additively manufactured porous biomaterials: Effects of porosity and type of unit cell. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, (50), 180-191.
58. Nune, K. C., Kumar, A., Misra, R. D. K., Li, S. J., Hao, Y. L. ve Yang, R. (2017). Functional response of osteoblasts in functionally gradient titanium alloy mesh arrays processed by 3D additive manufacturing. *Colloids and Surfaces B: Biointerfaces*, (150), 78-88.
59. Ran, Q., Yang, W., Hu, Y., Shen, X., Yu, Y., Xiang, Y. ve Cai, K. (2018). Osteogenesis of 3D printed porous Ti6Al4V implants with different pore sizes. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, (84), 1-11.
60. Hedayati, R., Sadighi, M., Mohammadi-Aghdam, M. ve Zadpoor, A. A. (2016). Effect of mass multiple counting on the elastic properties of open-cell regular porous biomaterials. *Materials & Design*, (89), 9-20.
61. Weißmann, V., Wieding, J., Hansmann, H., Laufer, N., Wolf, A. ve Bader, R. (2016). Specific yielding of selective laser-melted Ti6Al4V open-porous scaffolds as a function of unit cell design and dimensions. *Metals*, 6(7), 166.
62. Mullen, L., Stamp, R. C., Brooks, W. K., Jones, E. ve 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.
63. Zhang, M., Yang, Y., Wang, D., Xiao, Z., Song, C. ve Weng, C. (2018). Effect of heat treatment on the microstructure and mechanical properties of Ti6Al4V gradient structures manufactured by selective laser melting. *Materials Science and Engineering*, A(736), 288-297.

64. Cuadrado, A., Yáñez, A., Martel, O., Deviaene, S. ve Monopoli, D. (2017). Influence of load orientation and of types of loads on the mechanical properties of porous Ti6Al4V biomaterials. *Materials & Design*, (135), 309-318.
65. Yavari, S. A., Ahmadi, S. M., Wauthle, R., Pouran, B., Schrooten, J., Weinans, H. ve Zadpoor, A. A. (2015). Relationship between unit cell type and porosity and the fatigue behavior of selective laser melted meta-biomaterials. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, (43), 91-100.
66. Van Bael, S., Kerckhofs, G., Moesen, M., Pyka, G., Schrooten, J. ve Kruth, J. P. (2011). Micro-CT-based improvement of geometrical and mechanical controllability of selective laser melted Ti6Al4V porous structures. *Materials Science and Engineering*, 528(24), 7423-7431.
67. Parthasarathy, J., Starly, B. ve Raman, S. (2011). A design for the additive manufacture of functionally graded porous structures with tailored mechanical properties for biomedical applications. *Journal of Manufacturing Processes*, 13(2), 160-170.
68. Mazur, M., Leary, M., McMillan, M., Sun, S., Shidid, D. ve Brandt, M. (2017). *Mechanical properties of Ti6Al4V and AlSi12Mg lattice structures manufactured by Selective Laser Melting (SLM)*. In Laser Additive Manufacturing Woodhead Publishing, 119-161.
69. Wang, D., Yang, Y., Liu, R., Xiao, D. ve Sun, J. (2013). Study on the designing rules and processability of porous structure based on selective laser melting (SLM). *Journal of Materials Processing Technology*, 213(10), 1734-1742.
70. Murr, L. E., Gaytan, S. M., Medina, F., Lopez, H., Martinez, E., Machado, B. I. ve Bracke, J. (2010). Next-generation biomedical implants using additive manufacturing of complex, cellular and functional mesh arrays. *Philosophical Transactions of the Royal Society A: Mathematical, Physical and Engineering Sciences*, 368(1917), 1999-2032.
71. Wang, H., Su, K., Su, L., Liang, P., Ji, P. ve Wang, C. (2018). The effect of 3D-printed Ti6Al4V scaffolds with various macropore structures on osteointegration and osteogenesis: A biomechanical evaluation. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 88, 488-496.
72. Wauthle, R., Vrancken, B., Beynaerts, B., Jorissen, K., Schrooten, J., Kruth, J. P. ve Van Humbeeck, J. (2015). Effects of build orientation and heat treatment on the microstructure and mechanical properties of selective laser melted Ti6Al4V lattice structures. *Additive Manufacturing*, (5), 77-84.
73. Wauthle, R., Ahmadi, S. M., Yavari, S. A., Mulier, M., Zadpoor, A. A., Weinans, H. ve Schrooten, J. (2015). Revival of pure titanium for dynamically loaded porous implants using additive manufacturing. *Materials Science and Engineering*, C(54), 94-100.
74. Sun, J., Yang, Y. ve Wang, D. (2013). Mechanical properties of a Ti6Al4V porous structure produced by selective laser melting. *Materials & Design*, (49), 545-552.

75. Tsai, P. I., Hsu, C. C., Chen, S. Y., Wu, T. H. ve Huang, C. C. (2016). Biomechanical investigation into the structural design of porous additive manufactured cages using numerical and experimental approaches. *Computers in Biology and Medicine*, (76), 14-23.
76. Han, C., Li, Y., Wang, Q., Wen, S., Wei, Q., Yan, C. ve Shi, Y. (2018). Continuous functionally graded porous titanium scaffolds manufactured by selective laser melting for bone implants. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, (80), 119-127.
77. Arabnejad, S., Johnston, R. B., Pura, J. A., Singh, B., Tanzer, M. ve Pasini, D. (2016). High-strength porous biomaterials for bone replacement: A strategy to assess the interplay between cell morphology, mechanical properties, bone ingrowth and manufacturing constraints. *Acta Biomaterialia*, (30), 345-356.
78. Zhang, S., Wei, Q., Cheng, L., Li, S. ve Shi, Y. (2014). Effects of scan line spacing on pore characteristics and mechanical properties of porous Ti6Al4V implants fabricated by selective laser melting. *Materials & Design*, 63, 185-193.
79. İnternet: ISO 13314:2011(E) URL:
<http://www.webcitation.org/query?url=https%3A%2F%2Fwww.iso.org%2Fstandard%2F53669.html&date=2019-02-27>, Son Erişim Tarihi: 28.06.2018.
80. Taniguchi, N., Fujibayashi, S., Takemoto, M., Sasaki, K., Otsuki, B., Nakamura, T. ve Matsuda, S. (2016). Effect of pore size on bone ingrowth into porous titanium implants fabricated by additive manufacturing: An in vivo experiment. *Materials Science and Engineering, C* (59), 690-701.
81. Choren, J. A., Heinrich, S. M. ve Silver-Thorn, M. B. (2013). Young's modulus and volume porosity relationships for additive manufacturing applications. *Journal of Materials Science*, 48(15), 5103-5112.
82. Barui, S., Chatterjee, S., Mandal, S., Kumar, A. ve Basu, B. (2017). Microstructure and compression properties of 3D powder printed Ti-6Al-4V scaffolds with designed porosity: Experimental and computational analysis. *Materials Science and Engineering, C*(70), 812-823.
83. Van Bael, S., Chai, Y. C., Truscello, S., Moesen, M., Kerckhofs, G., Van Oosterwyck, H. ve Schrooten, J. (2012). The effect of pore geometry on the in vitro biological behavior of human periosteum-derived cells seeded on selective laser-melted Ti6Al4V bone scaffolds. *Acta Biomaterialia*, 8(7), 2824-2834.
84. Calignano, F. (2014). Design optimization of supports for overhanging structures in aluminum and titanium alloys by selective laser melting. *Materials & Design*, (64), 203-213.
85. Emmelmann, C., Scheinmann, P., Munsch, M. ve Seyda, V. (2011). Laser additive manufacturing of modified implant surfaces with osseointegrative characteristics. *Physics Procedia*, (12), 375-384.

86. Wang, D., Wu, S., Fu, F., Mai, S., Yang, Y., Liu, Y. ve Song, C. (2017). Mechanisms and characteristics of spatter generation in SLM processing and its effect on the properties. *Materials & Design*, (117), 121-130.
87. Warnke, P. H., Douglas, T., Wollny, P., Sherry, E., Steiner, M., Galonska, S. ve Sivananthan, S. (2008). Rapid prototyping: porous titanium alloy scaffolds produced by selective laser melting for bone tissue engineering. *Tissue Engineering Part C: Methods*, 15(2), 115-124.
88. Parthasarathy, J., Starly, B., Raman, S. ve Christensen, A. (2010). Mechanical evaluation of porous titanium (Ti6Al4V) structures with electron beam melting (EBM). *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 3(3), 249-259.
89. İnternet: URL:
http://www.webcitation.org/query?url=http%3A%2F%2Fwww.hunitek.hacettepe.edu.tr%2F%3Fpage_id%3D13356&date=2019-02-27, Son Erişim Tarihi: 28.06.2018.
90. Bagheri, Z. S., Melancon, D., Liu, L., Johnston, R. B. ve Pasini, D. (2017). Compensation strategy to reduce geometry and mechanics mismatches in porous biomaterials built with selective laser melting. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, (70), 17-27.

ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler

Soyadı, adı : DURSUN, Ahmet Murat
 Uyuğu : T.C.
 Doğum tarihi ve yeri : 19.11.1985, Edirne
 Medeni hali : Bekar
 Telefon : +90 (555) 487 99 49
 e-mail : muratdursun22@gmail.com



Eğitim

Derece	Eğitim Birimi	Mezuniyet Tarihi
Yüksek lisans	Gazi Üniversitesi / Makine Mühendisliği	Devam ediyor
Lisans	Sakarya Üniversitesi / Makine Mühendisliği	2009
Lise	Edirne Lisesi	2003

İş Deneyimi

Yıl	Yer	Görev
2011- Devam ediyor	S.B.Ü. Gülhane METÜM	Makine Mühendisi

Yabancı Dil

İngilizce

Yayınlar

- Dursun, A.M., Ünal, R., Yılmaz, O. ve Salamcı E. (2018). *Hücreli yapılar tasarımı ve hacimsel boşluk değerinin belirlenmesine yönelik matematiksel yaklaşım*. 3rd International Congress on 3D Printing, Additive Manufacturing, Technologies and Digital Industry 2018 bildiriler kitabı içinde, Antalya, 364.
- Tehli, O., Dursun, A. M., Temiz, C., Solmaz, I., Kural, C., Kutlay, M. ve Izci, Y. (2015). Computer-based surgical planning and custom-made titanium implants for cranial fibrous dysplasia. *Operative Neurosurgery*, 11(2), 213-219.
- Aykan, A., Eski, M., Bayram, Y., Yapıcı, A.K., Dursun A.M. ve Öztürk, S. (2014). *S32 kranial bölge defekt onarımlarında 3 boyutlu teknolojiler kullanılarak implant hazırlama teknikleri ve bu implantlar ile yapılan geç dönem rekonstrüksiyonlar*. Plastik Cerrahi Kongresi Serbest Bildiri Kategorisi. Türk Plastik Rekonstrüktif ve Estetik Cerrahi Derneği 36. Ulusal Kurultayı 3, İstanbul.

4. Bayırlı, A., Orujalıpoor, I., Demir, O., Dursun, A.M. ve İde, S. (2014). *SWAXS examination of metallic alloy implants produced by selective laser melting*. 4. International Conference on Superconductivity and Magnetism, Antalya.

Hobiler

Klarnet, Yüzme, Sermaye Piyasaları, Bilgisayar Oyunları





GAZİ GELECEKTİR..



Gazi gelecektür

