



**TİTANYUM ALAŞIMI GÖZENEKLİ
BİYOMEDİKAL PARÇANIN EKLEMELİ İMALAT
İÇİN TASARIMI VE ÜRETİM
PARAMETRELERİNİN OPTİMİZASYONU**

**2024
DOKTORA TEZİ
MAKİNE MÜHENDİSLİĞİ**

Tolga MERAL

**Tez Danışmanı
Prof. Dr. Mustafa GÜNAY**

**TİTANYUM ALAŞIMI GÖZENEKLİ BİYOMEDİKAL PARÇANIN
EKLEMELİ İMALAT İÇİN TASARIMI VE ÜRETİM
PARAMETRELERİNİN OPTİMİZASYONU**

Tolga MERAL

**Tez Danışmanı
Prof. Dr. Mustafa GÜNAY**

**T.C.
Karabük Üniversitesi
Lisansüstü Eğitim Enstitüsü
Makine Mühendisliği Anabilim Dalında
Doktora Tezi
Olarak Hazırlanmıştır**

**KARABÜK
Haziran 2024**

Tolga MERAL tarafından hazırlanan “TİTANYUM ALAŞIMI GÖZENEKLİ BİYOMEDİKAL PARÇANIN EKLEMELİ İMALAT İÇİN TASARIMI VE ÜRETİM PARAMETRELERİNİN OPTİMİZASYONU” başlıklı bu tezin Doktora Tezi olarak uygun olduğunu onaylarım.

Prof. Dr. Mustafa GÜNAY

.....

Tez Danışmanı, Makine Mühendisliği Anabilim Dalı

Bu çalışma, jürimiz tarafından Oy Birliği ile Makine Mühendisliği Anabilim Dalında Doktora tezi olarak kabul edilmiştir. 07/06/2024

Ünvanı, Adı SOYADI (Kurumu)

İmzası

Başkan : Doç. Dr. Recep M. GÖRGÜLÜARSLAN (TOBB ETÜ)

.....

Üye : Prof. Dr. Mustafa GÜNAY (KBÜ)

.....

Üye : Doç. Dr. Nafiz YAŞAR (DPÜ)

.....

Üye : Doç. Dr. Mehmet Erdi KORKMAZ (KBÜ)

.....

Üye : Doç. Dr. Ramazan ÖZMEN (KBÜ)

.....

KBÜ Lisansüstü Eğitim Enstitüsü Yönetim Kurulu, bu tez ile, Doktora derecesini onamıştır.

Doç. Dr. Zeynep ÖZCAN

.....

Lisansüstü Eğitim Enstitüsü Müdürü

“Bu tezdeki tüm bilgilerin akademik kurallara ve etik ilkelere uygun olarak elde edildiğini ve sunulduğunu; ayrıca bu kuralların ve ilkelerin gerektirdiği şekilde, bu çalışmadan kaynaklanmayan bütün atıfları yaptığımı beyan ederim.”

Tolga MERAL

ÖZET

Doktora Tezi

TİTANYUM ALAŞIMI GÖZENEKLI BİYOMEDİKAL PARÇANIN EKLEMELİ İMALAT İÇİN TASARIMI VE ÜRETİM PARAMETRELERİNİN OPTİMİZASYONU

Tolga MERAL

Karabük Üniversitesi

Lisansüstü Eğitim Enstitüsü

Makine Mühendisliği Anabilim Dalı

Tez Danışmanı:

Prof. Dr. Mustafa GÜNAY

Haziran 2024, 99 sayfa

Bu çalışmada, bir biyomedikal parçanın sonlu elemanlar yöntemi esaslı tasarımı ve eklemeli imalatı için seçici lazer ergitme (SLM) yöntemi üretim parametrelerinin (lazer gücü, yana kayma mesafesi, tarama hızı) optimizasyonu amaçlanmıştır. Üretim için modellenen kama tipi bir implant iki farklı üçlü periyodik minimum yüzey (TPMS) tabanlı birim hücre yapısından oluşmaktadır. Çalışma kapsamında, %55-%75 gözenek oranlarında schwarz ve gyroid TPMS birim hücre yapılarıyla seçici lazer ergitme tekniğindeki üretim sınırlılıkları dikkate alınarak implant modelleri tasarlanmış ve modeller üzerinde sonlu elemanlar yöntemi (FEA) esaslı nümerik analizler gerçekleştirilmiştir. FEA modellerine basma testleri uygulanarak, Ti6Al4V alaşımlı TPMS yapılarının Young modülü ve akma dayanımı gibi tahmini mekanik özellikleri ortaya çıkarılmıştır. FEA neticesinde, üretim noktasında en uygun gözenek oranının her iki birim hücre yapısı için %75 olduğu saptanmıştır. Üretim aşamasında,

Taguchi L₂₇ dikey dizin deney tasarımı olarak kullanılmış, gyroid ve schwarz birim hücre yapılarına bağlı olarak toplamda 54 adet numune üretim parametrelerinin değişkenliğine bağlı olarak üretilmiştir. Üretilen biyomedikal parça numunelerinin statik testler neticesinde mekanik özellikleri (Young modülü ve akma dayanımı) araştırılmış ve üretim parametreleri istatistiksel olarak değerlendirilerek en uygun seviyeleri belirlenmiştir. Ayrıca, varyans analizi ile (ANOVA) üretim parametrelerinin etki oranları Young modülü için hesaplanmıştır.

Anahtar Sözcükler : Eklemeli imalat, Biyomedikal, Ti6Al4V, Sonlu elemanlar analizi, Optimizasyon.

Bilim Kodu : 91439

ABSTRACT

Ph. D. Thesis

OPTIMIZATION OF DESIGN AND MANUFACTURING PARAMETERS OF TITANIUM ALLOY POROUS BIOMEDICAL PART FOR ADDITIVE MANUFACTURING

Tolga MERAL

Karabük University

Institute of Graduate Programs

Department of Mechanical Engineering

Thesis Advisor:

Prof. Dr. Mustafa GÜNAY

June 2024, 99 pages

In this study, it was aimed to optimize the production parameters (laser power, hatch distance, scanning speed) of the selective laser melting (SLM) method for finite element method (FEA) based design and additive manufacturing of a biomedical part. A wedge-type implant modelled for the manufacturing consists of two different triple periodic minimum surface (TPMS)-based unit cell structures. Within the scope of the study, implant models were designed with schwarz and gyroid TPMS unit cell structures with 55%-75% porosity ratios, taking into account the production limitations in the selective laser melting technique, and finite element method (FEA) based numerical analyzes were carried out on the models. By applying compression tests to FEA models, estimated mechanical properties such as Young's modulus and yield strength of Ti6Al4V alloy TPMS structures were revealed. As a result of FEA,

it was determined that the optimal porosity ratio at the production point was 75% for both unit cell structures. During the production phase, Taguchi L_{27} vertical array was used as the experimental design, and a total of 54 samples were produced depending on the gyroid and Schwarz unit cell structures, depending on the variability of production parameters. As a result of static tests, the mechanical properties (Young's modulus and yield strength) of the produced biomedical part samples were investigated and the production parameters were evaluated statistically and the most suitable levels were determined. Additionally, the effect ratios of production parameters were calculated for Young's modulus by analysis of variance (ANOVA).

Key Word : Additive manufacturing, Biomedical, Ti6Al4V, Finite element analysis, Optimization.

Science Code : 91439

TEŞEKKÜR

Bu tez çalıŐmasının planlanmasında, araŐtırılmasında, yürütülmesinde ve oluşumunda ilgi ve desteğini esirgemeyen, değerli bilgi ve desteğiyle her an yanımda olan kıymetli hocam Prof. Dr. Mustafa GÜNAY'a çok teşekkür ederim.

ÇalıŐmalarım kapsamında yardımını esirgemeyen Doç Dr. Recep M. GÖRGÜLÜARSLAN, Doç Dr. Ramazan ÖZMEN, Doç Dr. Mehmet Erdi KORKMAZ'a ve manevi noktada bana destek veren çalışma arkadaşlarıma teŐekkürlerimi sunuyorum.

Son olarak beni büyüten ve yetiŐtiren hiçbir yardımını benden esirgemeyen sevgili aileme tüm kalbimle teŐekkürü bir borç bilirim.

İÇİNDEKİLER

	<u>Sayfa</u>
KABUL	ii
ÖZET.....	iv
ABSTRACT.....	vi
TEŞEKKÜR	viii
İÇİNDEKİLER	ix
ŞEKİLLER DİZİNİ.....	xi
ÇİZELGELER DİZİNİ	xiii
SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ	xiv
BÖLÜM 1	1
GİRİŞ	1
BÖLÜM 2	5
LİTERATÜR ARAŞTIRMASI	5
2.1. BİYOMEDİKAL ALANDA Ti6Al4V ALAŞIMI İLE İLGİLİ YAPILAN ÇALIŞMALAR.....	5
2.2. KİŞİYE ÖZGÜ TASARLANAN İMPLANTLARLA İLGİLİ YAPILAN ÇALIŞMALAR.....	12
2.3. NÜMERİK ANALİZ ÇALIŞMALARI	14
2.4. SLM YÖNTEMİNDE ÜRETİM PARAMETRELERİNİN ETKİLERİ ÜZERİNE YAPILAN ÇALIŞMALAR	17
BÖLÜM 3	23
KURAMSAL TEMELLER	23
3.1. EKLEMELİ İMALAT	23
3.1.1. Stereolitografi (SLA).....	25
3.1.2. Ergiyik Yığıma Modeli (FDM).....	26
3.1.3. Seçici Lazer Sinterleme (SLS).....	27

	<u>Sayfa</u>
3.1.4. Seçici Lazer Ergitme (SLM).....	28
3.1.4.1. SLM Üretim Parametreleri	29
3.2. KAFES YAPILAR	32
3.3. TİTANYUM VE ALAŞIMLARI.....	36
BÖLÜM 4	39
MALZEME VE YÖNTEM	39
4.1. DENEY MALZEMESİ	39
4.2. GÖZENEKLİ YAPILARIN TASARIMI	40
4.3. SONLU ELEMANLAR ANALİZİ.....	44
4.4. DENEY TASARIMI	48
4.5. NUMUNELERİN SLM TEKNİĞİ İLE ÜRETİMİ	49
4.6. NUMUNELERE BASMA TESTİNİN GERÇEKLEŞTİRİLMESİ	50
BÖLÜM 5	52
DENEYSEL SONUÇLAR VE DEĞERLENDİRME	52
5.1. SONLU ELEMANLAR ANALİZ SONUÇLARI	52
5.2. BASMA TESTLERİNİN DEĞERLENDİRİLMESİ.....	56
5.2.1. Lazer Gücünün Etkisi	56
5.2.2. Tarama Hızının Etkisi.....	60
5.2.3. Yana Kayma Mesafesinin Etkisi	64
5.3. İSTATİSTİKSEL ANALİZ	68
5.3.1. Parametre Optimizasyonu.....	69
BÖLÜM 6	76
SONUÇLAR VE ÖNERİLER	76
6.1. SONUÇLAR	76
6.2. ÖNERİLER	79
KAYNAKLAR	80
ÖZGEÇMİŞ	99

ŞEKİLLER DİZİNİ

Sayfa

Şekil 3.1. Eklemeli imalat malzemelerinin sınıflandırılması.....	24
Şekil 3.2. a) Kafatası, b) Alt çene, c) Diş, d) Glenoid, e) El bileği, f) Kalça eklemi, g) Asetebular çukur, h) Omurga füzyonu, i) Göğüs kemiği, j) Diz, k) Kaval kemiği, l) Ayak bileği.....	25
Şekil 3.3. FDM yönteminin şematik gösterimi	27
Şekil 3.4. SLM üretim prosedürü ve parametreleri	28
Şekil 3.5. Farklı lazer enerjilerinde meydana gelen yüzeyler	30
Şekil 3.6. Eklemeli imalatta oluşan iç yapıdaki gözenekler.....	31
Şekil 3.7. a) Açık hücre yapısı, b) Kapalı hücre yapısı.....	32
Şekil 3.8. a) Hacim merkezli kübik (BCC), b) BCCZ, c) Yüzey merkezli kübik (FCC), d) FCCZ, e) Kübik, f) Octet-truss, g) Elmas.....	33
Şekil 3.9. TPMS birim hücreleri a) Gyroid, b) Schwarz P, c) Neovious.....	34
Şekil 3.10. Uzama ve büküm baskın kafes yapıların basma davranışları	34
Şekil 3.11. a) BCC b) FCC c) Octet-truss.....	35
Şekil 3.12. Vanadyum oranına bağlı Ti6Al4V alaşımının faz yapıları.....	37
Şekil 3.13. Alaşım elementlerinin Ti alaşımındaki faz diyagramları.....	38
Şekil 4.1. Ti6Al4V Grade 5 partikül çapları (SEM).	40
Şekil 4.2. Birim hücre yapıları a) Gyroid, b) Schwarz P	41
Şekil 4.3. Kama tipi implantın ölçüleri.	41
Şekil 4.4. %55 gözenek oranında Schwarz birim hücre yapısıyla tasarlanan model. .	43
Şekil 4.5. Schwarz yapısıyla tasarlanan modeller a) %60, b) %65, c) %70, d) %75. 43	
Şekil 4.6. %55 gözenek oranında Gyroid birim hücre yapısıyla tasarlanan model. ..	44
Şekil 4.7. Gyroid yapısıyla tasarlanan modeller a) %60, b) %65, c) %70, d) %75. ..	44
Şekil 4.8. %55 gözenek oranında gyroid birim hücre yapısında oluşturulan ağ.....	45
Şekil 4.9. %55 gözenek oranında schwarz birim hücre yapısında oluşturulan ağ.	45
Şekil 4.10. Gyroid birim hücre yapılarında oluşturulan ağ a) %60, b)%65, c)%70, d)%75.	46
Şekil 4.11. Schwarz birim hücre yapılarında oluşturulan ağ a) %60, b)%65, c)%70, d)%75.	46
Şekil 4.12. a) Basma testi prosedürü, b) Eleman boyutlarına göre <i>E</i> değerleri, c) Sınır şartları tanımlanmış örnek model.....	47

Şekil 4.13. Farklı parametre seviyelerinde üretilen örnek numuneler.	50
Şekil 4.14. Instron marka basma testi cihazı.....	50
Şekil 4.15. Kama tipi numuneler için üretilen aparatlar.	51
Şekil 5.1. Numune geometrik ölçüleri.	52
Şekil 5.2. Gyroid modeli için gerilme-gerinim sonuçları (FEA).	53
Şekil 5.3. Schwarz modeli için gerilme-gerinim sonuçları (FEA).....	53
Şekil 5.4. Gyroid geometrisindeki modellerin young modülü ve akma dayanımı.....	54
Şekil 5.5. Schwarz geometrisindeki modellerin young modülü ve akma dayanımı. .	55
Şekil 5.6. Sabit tarama hızı (700 mm/s) ve yana kayma mesafelerinde artan lazer gücünün Young modüle etkisi.	57
Şekil 5.7. Sabit tarama hızı (900 mm/s) ve yana kayma mesafelerinde artan lazer gücünün Young modül etkisi.	57
Şekil 5.8. Sabit tarama hızı (1100 mm/s) ve yana kayma mesafelerinde artan lazer gücünün Young modül etkisi.	58
Şekil 5.9. Kısmi ergime hatası (170 W); a) Gyroid, b) Schwarz.	59
Şekil 5.10. Bütünleşme hataları (170 W); a) Gyroid, b) Schwarz.	60
Şekil 5.11. Sabit lazer gücünde (170 W) ve yana kayma mesafelerinde artan tarama hızının Young modüle etkisi.	61
Şekil 5.12. Sabit lazer gücünde (190 W) ve yana kayma mesafelerinde artan tarama hızının Young modüle etkisi.	61
Şekil 5.13. Sabit lazer gücünde (210 W) ve yana kayma mesafelerinde artan tarama hızının Young modüle etkisi.	62
Şekil 5.14. Topaklanma etkisi (1100 mm/s); a) Gyroid, b) Schwarz.....	63
Şekil 5.15. Gözenek hataları (1100 mm/s); a) Gyroid, b) Schwarz.	64
Şekil 5.16. Sabit tarama hızında (700 mm/s) ve lazer gücünde artan yana kayma mesafesinin Young modüle etkisi.	65
Şekil 5.17. Sabit tarama hızında (900 mm/s) ve lazer gücünde artan yana kayma mesafesinin Young modüle etkisi.	65
Şekil 5.18. Sabit tarama hızında (1100 mm/s) ve lazer gücünde artan yana kayma mesafesinin Young modüle etkisi.	66
Şekil 5.19. Gözenek hataları (0,12 mm); a) Gyroid, b) Schwarz.....	68
Şekil 5.20. Young modülün S/N oranları için ana etki grafiği (gyroid).	71
Şekil 5.21. Young modül S/N oranları için ana etki grafiği (schwarz).....	72

ÇİZELGELER DİZİNİ

	<u>Sayfa</u>
Çizelge 3.1. Gibson-Ashby modeli	35
Çizelge 3.2. Biyomedikal implant ve insan kemiğinin young modülleri.....	36
Çizelge 4.1. Ti6Al4V Grade 5 kimyasal bileşimi	39
Çizelge 4.2. Birim hücre yapılarının geometrik ölçüleri.....	42
Çizelge 4.3. Ti6Al4V Johson-Cook malzeme modeli	47
Çizelge 4.4. Faktörler ve seviyeleri.....	48
Çizelge 4.5. Deney tasarımı.	48
Çizelge 4.6. ENVASION 250 üretim cihazının teknik özellikleri.....	49
Çizelge 5.1. L ₂₇ dikey dizine göre S/N oranları ve yüzdesel farklar.....	69
Çizelge 5.2. Young modülün için ortalama S/N oranları (gyroid).....	71
Çizelge 5.3. Young modül için ortalama S/N oranları(schwarz).	72
Çizelge 5.4. Young modülün S/N oranı için ANOVA sonuçları (gyroid).....	73
Çizelge 5.5. Young modülün S/N oranı için ANOVA sonuçları (schwarz).	73

SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ

SİMGELER

Co	: Kobalt
Cr	: Krom
C	: Karbon
Ti	: Titanyum
Al	: Alüminyum
Cu	: Bakır
O	: Oksijen
Sn	: Kalay
Zr	: Zirkonyum
H	: Hidrojen
Si	: Silisyum
Ni	: Nikel
Nb	: Niyobyum
Mo	: Molibden
Ta	: Tantal
V	: Vanadyum
W	: Tungsten
Co ₂	: Karbondioksit
Fe	: Demir
P	: Lazer gücü
v	: Tarama hızı
h	: Yana kayma miktarı
t	: Katman kalınlığı
M	: Maxvell sayısı
b	: Çubuk sayısı
j	: Düğüm nokta sayısı

- E : Young Modülü
 σ : Dayanım
 E_s : Kafes yapının ana malzemesinin Young modülü
 E^* : Kafes yapının Young modülü
 σ^* : Kafes yapının dayanımı
 σ_s : Kafes yapının ana malzemesinin akma dayanımı
 C : Sabit bir sayı
 ρ^* : Kafes yapının yoğunluğu
 ρ_s : Kafes yapının ana malzemesinin yoğunluğu
 V_p : Gözenekli kafes yapısının hacmi
 V_s : Tam yoğunluktaki yapının hacmi
 α : Alfa
 A : Akma gerilmesi
 B : Gerinim sertleşmesi
 C : Gerinim hız sabiti
 n : Gerinim sertleşme sabiti
 m : Isıl yumuşama sabiti
 T_m : Erime sıcaklığı
 T_0 : Oda sıcaklığı
 F : Basma kuvveti
 A_0 : Gözenekli yapının kesit alanı
 Δl : Yer değiştirme miktarı
 l_0 : Gözenekli parçanın uzunluğu
 β : Beta

KISALTMALAR

3B : Üç Boyut

SLM : Selective Laser Melting (Seçici Lazer Ergitme)

SLS : Selective Laser Sintering (Seçici Lazer Sinterleme)

BT : Bilgisayarlı Tomografi

CAD : Computer Aided Design (Bilgisayar Destekli Tasarım)

ASTM: American Society for Testing and Materials (Amerikan Test ve Malzeme Topluluğu)

PEEK : Polietereterketon (Polyetheretherketone)

RSM : Response Surface Methodology (Cevap Yüzey Metodu)

FEA : Finite Element Analysis (Sonlu Elemanlar Analizi)

SEM : Scanning Electron Microscope (Taramalı Elektron Mikroskobu)

TMJ : Temporomandibular Joint (Temporomandibular Eklem)

AM : Additive Manufacturing (Eklemeli İmalat)

SLA : Stereolithography (Stereolitografi)

ABS : Acrylonitrile Butadiene Styrene (Akrilonitril Bütadien Stiren)

PLA : Polyactic Acid (Poliaktik Asit)

BCC : Body Center Cubic (Hacim Merkezli Kübik)

FCC : Face Center Cubic (Yüzey Merkezli Kübik)

TPMS : Triply Periodic Minimum Surface (Üçlü Periyodik Minimum Yüzeyler)

HCP : Hexagonal Close Packed (Hegzagonal Sıkı Dizilimli)

BÖLÜM 1

GİRİŞ

Mühendislik malzemeleri, farklı fiziksel, kimyasal ve mekanik özelliklere sahip olup işlevlerine göre sınıflandırılmaktadır. Otomotiv, inşaat, uzay sanayi ve sağlık gibi birçok endüstriyel alanda farklı amaçlar için farklı tasarımlarda kullanılmaktadır. Bu noktada, kullanım yerine göre belirlenen kalite özelliklerinden ödün vermeden bir malzemenin istenilen geometrik forma getirilmesinde uygulanacak imalat teknolojileri çok önemlidir. Günümüz teknolojisiyle gelişen üretim teknikleri sayesinde arzu edilebilir boyutlarda ve şekillerde malzemelerin nihai ürün olarak üretimi sağlanabilmektedir. Bu üretim tekniklerinden olan eklemeli imalat teknolojisiyle karmaşık yapıdaki parçaların üretimi de farklı alanlar için kullanılabilir. Son zamanlarda etkinliğini sıklıkla hissettiren alanlardan bir tanesi de sağlık sektörüdür. Zarar görmüş insan vücudundaki herhangi bir uzvun veya eksik bir bölgenin bu imalat tekniği kullanılarak tamamlayıcı bir görev alması, insanın sağlıklı bir şekilde hayatını sürdürmesi için kritik bir rol oynamaktadır. Bu noktada, insan vücudunda hasarlı bir bölgeyi tamir etmek veya eksik bir yeri tamamlamak amaçlı üretilen bu parçalar, implant adını almaktadır. İmplantların, insan vücuduna uyum sağlaması ve yerleştirildiği bölgede başka hasarlara yol açmaması ise ayrı bir önem arz etmektedir. İmplantlar, metal alaşımlı biyomalzemeler olarak adlandırılmakta ve biyoyumlu özellikleriyle ön plana çıkmaktadırlar. Cerrahi alanda biyomalzeme olarak kullanılan ilk implant paslanmaz çelik malzemesi olarak bilinmektedir [1]. Biyomedikal alan için sıklıkla tercih edilen Co-Cr alaşımları [2], titanyum alaşımları [3,4] ve tantalum [5,6] alaşımları gibi malzeme türlerinden biyoyumlu implantlar cerrahi operasyonlarda kullanılmaktadır. Bu noktada, sergilediği yüksek dayanım ve iyi korozyon direnci sayesinde, titanyum alaşımları medikal alanda yüksek oranda kullanılan malzeme çeşidi haline gelmiştir [7,8]. 3B (üç boyut) yazıcı teknolojisiyle dayanımı yüksek ve ağırlık azalmasıyla hafif yapıda arzu edilebilir parça üretimleri mümkündür. Sağlık sektörü içinse, insan vücudu için tasarlanabilir bir geometrideki nihai ürünün

üretimi sağlanabilmektedir [9]. Geleneksel yöntemlerle üretilmesi mümkün olmayan karmaşık unsurlu implantların, bu teknolojiyle kişiye özel tasarımlarla üretilmesi de ayrı bir üretim teknolojisinin kapısını aralamıştır. Bilgisayar destekli tasarım ve üretim sistemlerinin gelişmesiyle arzu edilebilir bir implant tasarımı gerçekleştirilebilmekte ve 3B yazıcı teknolojisiyle bir nihai ürün olarak üretilmektedir. Eklemeli imalat teknolojisinde, mikro boyuttaki tozların katman katman ergime ve katılaşması aşamasından geçerek istenilen formdaki parçanın üretimi için seçici lazer ergitme (SLM), seçici lazer sinterleme (SLS) ve elektron ışınıyla ergitme (EBM) gibi farklı tekniklerde bulunmaktadır [10]. Bu teknikler arasında var olan SLM, kompleks geometrideki metal parçaları neredeyse tam bir yoğunlukta ve iyi bir mekanik özellikte üretme yeteneğine sahiptir [11,12]. Bu bağlamda SLM ile biyomedikal parça üretimi sıklıkla kullanılmaktadır.

Dünyadaki yaşlı nüfus sayısının 2050 yılına kadar iki kat artacağı düşünüldüğünde [13], yaş ilerlemesine bağlı olarak kemik kırılması ve işlevselliğinin azalması gibi olasılıkların artması beklenebilir ve bir implanta duyulan ihtiyaçta aynı oranda artabilir. Fakat üretimi yapılacak olan implantların, insan vücuduna yerleştirildiği bölgede ikincil veya daha fazla bir hasara yol açmaması da önemlidir. Bu durum, implantların rijitlikleriyle doğrudan ilişkili olabilmektedir. Bu hasarların başında gerilme kalkını etkisi ve kemiğin içe büyümemesi gelmektedir. Gerilme kalkını etkisi (*stress shielding*), üretilen implantın Young modülünün kemiğin Young modülünden yüksek olmasıyla ortaya çıkmaktadır [14,15]. Bir diğer hasar olarak adlandırılan kemiğin içe büyümemesi ise, gereken besin maddelerinin taşınmaması ve hücre gelişiminin sağlanamamasından kaynaklanmaktadır [16]. Bu noktada, geleneksel yöntemlerle üretilen implantların tam dolu olması bu durumu tetikleyebilmektedir. Bu sebeple, ortaya çıkan hasarları indirmek için eklemeli imalat teknolojisinde var olan SLM tekniği ile gözenekli yapıda bir implant üretimi gerçekleştirilebilir. Bu duruma bağlı olarak, implantın ağırlık azalması sağlanarak kemiğe yakın bir Young modülüne ulaşılabilir [17]. Metal implantların sahip olduğu gözenekler sayesinde kemik bütünleşmesi de iyi bir şekilde sağlanabilmektedir [18]. Hücre malzemeler, açık ve kapalı hücre, stokastik olmayan (düzenli) ve stokastik (düzensiz) birim hücre özellikleriyle sınıflandırılmaktadır. Hücre malzemelerin bir tipi olan ve birim hücrelerin düzenli bir şekilde tekrarlanmasıyla oluşan yapılar ise kafes yapılar olarak

adlandırılmaktadır [19,20]. Farklı birim hücrelerde tasarlanabilen ve geometrik değişkenliklerle arzu edilebilen bir mekanik özelliğe ulaşılabildiğini sağlanabilen kafes yapılar, biyomedikal alan için biyoyoumlu bir parça olarak üretilebilmektedir [21,22]. Bu parçaların üretimi, SLM tekniğinin geometrik sınırları ortadan kaldırarak tasarım esnekliğin sağlanmasıyla gerçekleştirilebilmektedir [23].

Yukarıda belirtilen hususlarda konunun önemi ele alındığında, literatür ışığında sağlık alanı için biyomedikal metal parçaların araştırılmaya ve geliştirilmeye açık bir konu olduğu saptanmıştır. Biyoyoumlu metal parçaların birim hücre yapısının tasarlanabilir olduğu ve tasarlanan kafes yapısına göre eklemeli imalat teknolojisiyle üretildiği görülmektedir. Literatür araştırmaları neticesinde, seçici lazer ergitme tekniğiyle farklı birim hücre yapısıyla üretilen silindirik veya dörtgen şeklindeki numunelere mekanik testlerin gerçekleştirildiği saptanmıştır. Basma testleri neticesinde, numunelerin mekanik özellikleri hakkında bulgular incelenerek biyomalzeme olarak kullanılabilirliği araştırılmıştır. Fakat, üretilen numunelerin mekanik özelliklerinin (dayanım, Young modülü) değerlendirilmesinde üretim parametrelerinin (lazer gücü, lazer tarama hızı, yana kayma mesafesi) etkisinde önemlidir. Farklı üretim parametrelerinin ve birim hücre yapılarının mekanik özellik üzerindeki etkilerinin istatistiksel olarak değerlendirildiği ve en uygun üretim parametrelerinin belirlendiği çalışmalarda sınırlı sayıdadır. Bu bağlamda, insan vücudu için tasarlanabilir bir implantın üretim parametrelerinin optimize edilmesi gerekmektedir. Ayrıca, genelde silindirik ve dörtgen şeklinde üretilen numunelerin dayanımıyla alakalı çalışmaların yanı sıra, SLM tekniğiyle nihai ürün olarak üretilen bir biyomedikal parçanın dayanımı hakkında çalışmalarda sınırlı sayıdadır. Bu sebeple, belirlenen SLM üretim parametrelerinin ve birim hücre yapılarının değişkenliğiyle üretilen nihai biyomedikal parça numunelerinin mekanik özelliklerinin araştırılması ve üretim parametrelerinin istatistiksel olarak değerlendirilmesi büyük önem taşımaktadır.

Bu bağlamda, kama tipi bir implantın tasarlanabilir farklı birim hücre yapılarında ve üretim parametreleriyle üretilmesi ve üretilen numunelere statik testlerinin gerçekleştirilmesi hedeflenmiştir. Öncelikle, SLM yöntemi üretim sınırlılıkları dikkate alınarak %55, %60, %65, %70 ve %75 gözenek oranlarında gyroid ve schwarz birim hücre yapısında modeller tasarlanmıştır. Sonrasında, sonlu elemanlar yöntemiyle

(FEA) farklı gözenek oranlarında tasarlanan numunelerin mekanik özellikleri belirlenmiş ve üretim için en uygun gözenek oranı tespit edilmiştir. Seçilen en uygun gözenek oranına göre, birim hücre yapılarına bağlı olarak üretim parametrelerinin (lazer gücü, yana kayma mesafesi ve tarama hızı) değişkenliğiyle numuneler üretilmiştir. Akabinde, numunelere basma testleri gerçekleştirilerek Young modülü ve akma dayanımı verilerine ulaşılmıştır. Son olarak elde edilen sonuçlara göre, üretim parametrelerinin Young modülü ve akma dayanımı üzerindeki etkisi araştırılmış ve istatistiksel olarak değerlendirilmiştir.

BÖLÜM 2

LİTERATÜR ARAŞTIRMASI

2.1. BİYOMEDİKAL ALANDA Ti6Al4V ALAŞIMI İLE İLGİLİ YAPILAN ÇALIŞMALAR

Ahmadi vd.'nin göze çarpan çalışmasında, 6 farklı birim hücre (diamond, cubic, truncated cube, truncated cuboctahedron, rhombic dodecahedron, rhombicuboctahedron) tipinde SLM tekniği kullanılarak Ti alaşımından üretilen numunelerin mekanik özellikleri basma testleriyle incelenmiştir. Malzemenin maksimum gerilmesi, akma gerilmesi ve elastikiyetliği gibi özellikleri her bir birim hücre yapısı için basma özellikleri altında araştırılmıştır. Diamond birim hücre yapısında üretilen numunenin diğer birim hücre yapısından üretilen numunelere göre daha düşük basma özelliklerine sahip olduğu belirtilmiştir. Truncated cube birim hücre yapısındaki numunenin en yüksek sertliğe sahip olduğu, en düşük sertliğin ise diamond birim hücre yapısında olduğu belirtilmiştir [24].

Tran vd., tibiyal kırık (dizle ilgili) için bir implant tasarımı gerçekleştirerek SLM tekniği ile üretimini gerçekleştirmişlerdir. Bu çalışmada, bilgisayarlı tomografi (BT) tarama ile hasarlı kemik yapısı çıkarılmış ve bilgisayar destekli tasarım (CAD) formatına dönüştürülerek implant tasarımı oluşturulmuştur. İmplantın yerleştirileceği hastaya ait kemik yapısı plastik malzeme ile üretilmiş ve Ti6Al4V tozlarıyla üretilen yeni implant ile uyumu gözlemlenmiştir. Mevcut kaval kemik hasarları için kullanılan implantların ikincil bir hasara yol açabileceği belirtilmiş ve hastaya özgü tasarımı yapılan implantın %80 oranında uyumlu olduğu saptanmıştır [25].

Xiong vd., dört farklı birim hücre yapısından (diamond, honeycomb, diamondS, honeycombS) numuneler tasarlamış ve SLM yöntemi ile üretimi yapılan numuneler morfolojik açıdan araştırılmıştır. Basma testleriyle mekanik performans sonuçları

incelenmiş ve honeycombS yapıdaki tasarlanmış numunenin yüksek akma dayanımı ve uygun Young modülüne sahip olduğu gözlemlenerek yük taşıma açısından ortopedik implantlarda kullanılabilir olduğu ortaya çıkarılmıştır [26].

Wang vd., omurga operasyonu için özel tasarımı bir implantın SLM yöntemi kullanılarak üretilebilirliğini incelemişlerdir. Arzu edilen implant üretimi için 316L paslanmaz çelik malzeme kullanılmış ve üretilen parça cerrahi operasyonla hastaya yerleştirilmiştir. Omurga operasyonu için üretilen implant, hastaya rahat bir şekilde yerleştirilebilmesi için vida delikleriyle beraber üretilmiştir. SLM tekniğiyle üretilen implantın, sertlik ve çekme dayanımı gibi mekanik özellikleri incelenerek gerekli dayanıma sahip olduğu belirtilmiştir. Çekme dayanımının, Amerikan Test ve Malzeme Topluluğu (ASTM) standartlarına göre 515 MPa olduğu belirtilmiştir. Ölçülen çekme dayanımının ise 450-560 MPa arasında bulunmasıyla karşılaştırılabilir bir sonuç olduğu ifade edilmiştir. Cerrahi operasyon sonrasında implantın, tam olarak istenilen yere yerleştirildiği de saptanmıştır [27].

Pan vd., L4-L5 omurları arasında bulunan diskin farklı geometrilerde (single gözenek, gradient gözenek) SLM yöntemi ile üretilmesini planlamış ve sonlu elemanlar analizi ile (FEA) disk üzerinde stres dağılımlarını incelemişlerdir. Gradient porozite olarak adlandırılan numune diski, dıştan katı olarak başlayıp diskin merkezine doğru sırasıyla %60, %70 ve %80 gözenek oranlarında modellenmiştir. Single gözenekte ise, %40, %50, %60, %70 ve %80 gözenek oranlarında disk modellemeleri gerçekleştirilmiştir. Gradient gözenekli modelin, %80 oranındaki single gözenekli modele göre benzer bir stres dağılımı gösterdiği bulunmuştur. Fakat, gradient gözenekli modelin %80 single gözenekli modele göre daha düşük şekil değişimi sağladığı belirtilerek, kemiğin kırılma riskini düşürdüğü saptanmıştır. Çalışmada, küçük gözenekli tasarımların SLM tekniğiyle üretildiğinde minör seviyede geometrik sapmalara yol açabileceği belirtilmiştir. Gözenekler etrafında kısmi erimiş tozların bu duruma sebep olabileceği ifade edilmiştir [28].

Ataee vd., gyroid hücre yapısında ve farklı birim hücre boyutlarında (2, 2,5, 3 mm) ticari saflıkta (CP) titanyum kullanarak SLM tekniğiyle üç farklı numune üretimi yapmış ve üretilen numunelerin basma testleriyle mekanik özelliklerini

araştırmışlardır. %68-%73 gözenek oranlarında değişkenlik göstererek elde edilen numunelerin Young modülleri, 1465-2676 MPa aralığında ortaya çıktığı tespit edilmiştir. Akma dayanımlarının ise, 44,9-56,5 MPa arasında değişkenlik gösterdiği belirtilerek trabeküler kemiğe yakın bir sonuç ortaya çıktığı saptanmıştır. Çubuk yüzey pürüzlülüklerinin tüm birim hücreleri için homojen bir dağılım gösterdiği ve kemik implant uygulamaları için uygun olduğu ifade edilmiştir. Bilgisayar destekli ortamda gerçekleştirilen tasarımların, üretilen numunelerin boyutlarıyla iyi bir uyum sağladığı saptanmıştır [29].

Liang vd., Voroni tabanlı metot kullanarak farklı gözenek oranlarında SLM tekniğiyle Ti6Al4V alaşımından trabeküler kemik yapısına yakın gözenekli metal numuneler üretmişlerdir. Farklı gözenek dağılımı ve geometrilerin mekanik davranış üzerinde etkin bir rol oynadığı belirtilmiştir. SLM ile üretilen %48,83 ve %74,28 gözenek oranlarındaki numunelerin, kemiğe yakın mekanik özellik sergiledikleri ifade edilmiştir [30].

Wang vd., hasar görmüş bir leğen kemiği tedavisi için hastaya özgü implant tasarımını SLM tekniğiyle üretmeyi hedeflemişlerdir. Çalışmada, BT yardımı ile implantın modellenmesi, SLM ile üretilmesi, üretilen implantın ısı işleme tabi tutulması, mekanik testlerin gerçekleştirilmesi, cerrahi operasyon provasının uygulanması ve implantın hastaya yerleştirilmesi işlem basamakları olarak belirlenmiştir. Tasarımı gerçekleştirilip üretilen implant, 840 °C sıcaklıkta ısıtılmış ve 450 °C sıcaklığındaki fırın içerisinde soğutulmuştur. Araştırmacılar bu işlemi, Ti6Al4V alaşımı kullanılarak üretilen implanttaki kalıntı gerilmelerin giderilmesi için yapıldığını belirtmişlerdir. Elde edilen implantın sertlik değerinin (HV1 360-390), geleneksel imalat teknikleriyle üretilen parçaya göre (HV1 320) daha yüksek olduğu saptanmıştır. Çekme dayanımı ve akma dayanımı açısından sırasıyla 1000-1100 MPa, 900-950 MPa aralıklarında olduğu belirlenmiştir. Hastaya özgü implant, cerrahi operasyonla hastaya nakledilmiş ve operasyon süresinin de kısaldığı vurgulanmıştır [31].

Sing vd., farklı birim hücre geometrisi (kare piramit ve kübik & oktahedron), lazer gücü, tarama hızı ve çubuk çapı kullanarak SLM tekniği ile üretilen numunelerin boyutsal hassasiyet ve mekanik özellik açısından araştırmasını yapmışlardır. Silindirik

olarak üretilen numunelerin ortalama yükseklik ve çap değerlerinde küçük sapmalar olduğu belirtilmiştir. Tasarlanan çubuk çaplarının üretilen numunelerdeki çubuk çaplarından büyük olduğu bulunmuştur. Ayrıca, ölçüsel hassasiyette, çubuk üzerinde kısmi bir şekilde eriyen toz partiküllerinin kalınlığının önemi vurgulanmıştır. Sabit lazer gücünde, tarama hızının artmasıyla çubuk üzerindeki yapışan toz kalınlığının tarama hızının artmasıyla azaldığı saptanmıştır. Aynı durum sabit tarama hızında değerlendirildiğinde, yapışan toz kalınlığı lazer gücünün artmasıyla azalmıştır. Basma testleri neticesinde, kafes yapılarındaki geometrik değişkenlerin mekanik özellik üzerinde önemli bir etkiye sahip olduğu belirtilmiştir. Kare piramid kafes yapısının sünek bir davranış gösterdiği ifade edilirken, kübik yapılarının ise gevrek bir özellik sergilediği belirtilmiştir [32]. Aynı araştırmacıların farklı bir çalışmasında ise, lazer gücünün boyutsal hassasiyet, gözeneklilik ve Young modül üzerinde en etkili parametre olduğu vurgulanmıştır [33].

Kadkhodapour vd., kübik ve elmas birim hücre yapılarında Ti6Al4V alaşımlı gözenekli numuneler üreterek deformasyon davranışını incelemiştir. Çalışmada, kafes sistemlerde var olan iki farklı gerilme kategorisinin (stretch-bending) deformasyon davranışının anlaşılmasında belirleyici bir kriter olduğu belirtilmiş, kübik birim hücre yapısı için uzama baskın davranışı, elmas birim hücre yapısı içinse büküm baskın davranışının olduğu saptanmıştır. Büküm baskın davranışının hakim olduğu kafes yapılarında daha düşük mekanik özelliğin beklendiğini ifade etmişlerdir. Mekanik özelliklerin değişkenlik göstermesindeki ana etkenin birim hücre geometrisinin olduğu vurgulanmıştır [34].

Chen vd., kemik ve implant arasında gerilme kalkını etkisini azaltmak için geliştirilen polietereketon (PEEK) malzemesinin, canlı kemik dokusu ile yük altındaki implant yüzeyi arasında yapısal ve işlevsel bağlantı (osseointegration) açısından zayıf kaldığı belirtilmiştir. Altı farklı “additive” açısından (SLM parametresi olarak bilinen) Ti6Al4V alaşımından SLM ile üretilen disklerin yüzey özellikleri ve biyouyumlulukları karşılaştırılarak incelenmiştir. PEEK ile mekanik performans açısından karşılaştırılmak üzere %70 gözenek oranı ve 600 µm gözenek boyutunda mermi şeklinde implant üretimi gerçekleştirilmiş, PEEK’e göre daha iyi mekanik performans ve kemik içe büyümesi davranışı gösterdiği saptanmıştır. Aynı gözenek

oranı ve gözenek boyutunda silindirik parçalar SLM tekniği ile üretilerek, bir av köpeğinin kaval kemik yapısına yerleştirilmiştir [35].

Du vd., biyomedikal parça olarak üretilen implantlarla kemik arasında büyük Young modül farklılığı olmasından dolayı, implant ile kemik arasında gerilme kalkını etkisinin doğması ve buna bağlı olarak kemik kaybının meydana gelmesini bir problem olarak belirtmişlerdir. Bu sebeple, üretilen implantların kemik ile uyum açısından en uygun özellikte olmasına dikkat çekilmiştir. Cevap yüzey metodolojisiyle (RSM) üç farklı parametre (çubuk çapı, birim uzunluk ve düzensizlik) kullanarak deney tasarımı gerçekleştirilmiş ve SLM ile düzensiz gözenek yapısında numuneler üretilerek Young modül, gözenek oranı ve basma dayanımı açısından değerlendirilmiştir. ANOVA ışığında, Young modül üzerindeki en önemli parametrenin çubuk çapı olduğu ve gözeneklilik üzerinde ise tüm parametrelerin etkili olduğu ortaya çıkarılmıştır. Gibson-Ashby modelinin düzensiz yapıdaki gözenek yapıları için uygun olmadığı öne sürülmüştür [36].

Taftalı tez çalışmasında, CoCrW alaşımlı metal alt yapılar (kuronlar) SLM ile farklı kalınlıklarda (0,1, 0,3 ve 0,5 mm) ve farklı geometrilere (dikensiz boş, sıkı dizilimli, normal dizilimli ve seyrek dizilimli kuron) üretilmiştir. Üretilen kuronlara oksit programı, renk opakteri, birinci dentin, ikinci dentin ve glaze gibi beş farklı işlem uygulanarak seramik kaplama uygulanmış ve doğal diş olarak kullanılacak olan çelik daylerin üzerine yapıştırılmıştır. SLM ile üretilen kuronların kırılma değerleri, geleneksel yöntemle üretilen kuronların kırılma değerleri ile karşılaştırılmıştır. Ayrıca, SLM yöntemiyle CoCrW alaşımlı yorulma numuneleri hazırlanmış ve yorulma deneyleri gerçekleştirilerek, geleneksel yöntemlerle üretilmiş numuneler ile karşılaştırılmıştır. Diğer yandan, 0,3 mm kalınlığa sahip dikensiz boş metal alt yapı dental kuron ile 0,3 mm kalınlığa sahip sıkı dizilimli metal alt yapı dental kuronun statik testleri FEA ile yapılmıştır. Çalışma sonucunda, metal-seramik bağlantısını iyileştirmek adına sıkı dizilimli dikenli kuronun metal-seramik bağlantısının boş dikensiz kurona göre daha iyi bir sonuç doğurduğu anlaşılmıştır. Diken dizilimi ve diken geometrisiyle birlikte dikenin çapı ve uzunluğunun değiştirilebileceği belirtilmiştir. SLM ile üretilen kuronların geleneksel yöntemlerle üretilen kuronlara göre daha iyi bir kırılma dayanımı verdiği saptanmıştır. Ayrıca, sıkı dizilimli

kuronların kayma gerilmeleri ve maksimum asal gerilmeleri FEA sonuçları açısından değerlendirildiğinde, dikensiz kuronlara göre daha iyi bir sonuç verdiği bulunmuştur. SLM ile üretilen numunelerin yorulma limiti ve yorulma ömrü, geleneksel yöntemlerle üretilmiş numunelere göre daha düşük olduğu saptanmıştır. Bu durum, katman katman üretilen numunelerin arasında ergimemiş küçük toz alanlarının kalmasına ve numunelerde çatlak oluşumunun meydana gelmesine dayandırılmıştır [37].

Yavari vd., SLM tekniğiyle üretilen gözenekli titanyum biyomalzemelerinin yorulma davranışlarını, farklı birim hücreleri ve gözenek oranları açısından araştırmışlardır. Gözenekli yapıları oluşturmak için cube, elmas ve truncated cuboctahedron birim hücreleri seçilmiştir. Araştırmacılar, hem birim hücre yapılarının hem de gözenek oranlarının tüm numunelerde S-N eğrisini önemli derecede etkilediğini belirtmişlerdir. Cube birim hücreli numunelerin hasara uğramamasından dolayı S-N eğrisinin oluşturulamadığı aktarılmıştır. Truncated cuboctahedron ve diamond yapılarında ise, yüksek gözenekliliklerinin düşük yorulma ömrüne sebebiyet verdiği söylenmiştir. Truncated cuboctahedron birim hücreli gözenekli yapının, diamond yapısına göre yorulma ömrünün daha uzun olduğu ifade edilmiştir [38].

Alabort vd., üçlü periyodik minimal yüzey yapılarıyla (Schwarz D'Diamond', Neovious, Schoen's Gyroid) farklı Ti alaşımlı gözenekli numuneleri SLM tekniğiyle üretmişlerdir. Deney numunelerine basma testleri gerçekleştirilerek elde edilen gerilme-gerinim grafiğine göre, sertlik ve dayanım açısından incelemelerde bulunmuşlardır. Schwarz D yapısının gerilme-gerinim grafiğindeki ilk salınımın %2,5'lik bir gerilme oranında sırasıyla %15 ve %25 bağıl yoğunlukta meydana geldiği tespit edilmiştir. Gyroid topolojisinde ise, %3,5 ve %4,8'lik gerinme oranlarında sırasıyla %15 ve %25 bağıl yoğunlukta ortaya çıktığı bulunmuştur. Neovious geometrisinde herhangi bir salınım gerçekleşmemiş ve gerilme-gerinim grafiği düz bir plato gerilmelerinin olduğunu göstermiştir. Gerilme-gerinim eğrisi ışığında, en düşük Young modülün 0,57 GPa ile Schwarz D yapısında olduğu belirtilirken, tüm geometrilerdeki %25 ve %50 bağıl yoğunluklardaki Young modülün sırasıyla 3-6 GPa ve 4-14 GPa aralıklarında ortaya çıktığı saptanmıştır. Araştırmacılar, kafes yapılarındaki bağıl yoğunluğun arttıkça dayanımında arttığını ifade etmişlerdir.

Çalışma kapsamında tasarlanan kafes yapılarının, çeşitli kemik tipleri için sertlik ve dayanım açısından uygunluğu doğrulanmıştır [39].

Yan vd., gyroid ve elmas üçlü periyodik minimal yüzey (TPMS) birim hücrelerinden oluşan kafes yapılarını, mekanik özellik ve mikro yapı açısından incelemiştir. Çubuk yüzeyleri morfolojik açıdan taramalı elektron mikroskobu (SEM) ile incelendiğinde, yüzeyler üzerinde küçük küresel parçacıklarının olduğu belirlenmiştir. Modellerdeki eğimli açılı yüzeyleri, yüksek sıcaklık farklılığından dolayı meydana gelen termal difüzyon ve kısmi metal ergimesi bu durumu tetikleyen etkenler arasında gösterilmiştir. Mekanik testler sonucunda elde edilen akma dayanımı ve Young modül sonuçları Gibson-Ashby modeliyle kıyaslandığında, farklılıkların olduğu tespit edilmiştir. %80-95 gözenek oranlarındaki kafes yapıların Young modül değerlerinin (0,12-1,25 GPa), doğal trabeküler kemiği için uygun olduğu ifade edilmiştir. %5-10 gözenek oranlarındaki kafes yapıların Young modül değerlerinin ise, doğal kortikal kemiğin Young modülüne benzer olduğu saptanmıştır [40]. Başka bir çalışmada, metalik implantların ortopedik kemik hasarlarında etkin bir rol oynadığı belirtilerek Ti6Al4V ELI alaşımının üstün mekanik ve biyolojik performansına dikkat çekilmiştir. Fakat, Ti6Al4V ELI alaşımının kemiğin Young modülünden yüksek olması ve bu durumun gerilme kalkını etkisine sebebiyet vererek kemik kaybına yol açtığı vurgulanmıştır. SLM tekniğiyle gözenekli bir yapıda implant üretimi yapılarak söz konusu etkinin Young modülünün azalmasıyla indirgenebileceği belirtilmiştir. Bu çerçevede araştırmacılar, farklı gözenek çapı (500, 600, 700 µm) ve farklı porozite (%60, %70) oranlarıyla iki farklı grupta octahedral birim hücre yapısı kullanarak üretilen kübik numunelerin mekanik özelliklerini incelemiştir. Numunelerin boyutsal doğruluğunu değerlendirmek için, porozite oranları Arşimet metodu ve mikro-BT taraması kullanılarak belirlenmiş ve küçük sapmaların olduğu tespit edilmiştir. Mekanik özellikler incelendiğinde, Young modül, akma dayanımı ve maksimum dayanımın porozite oranının azalmasıyla azaldığı saptanmıştır. Çubuk yüzeylerindeki dalgalanmalar basamak etkisine dayandırılmış, tasarlanmış ve imal edilmiş numuneler arasında boyutsal uyumsuzlukların görülebileceği belirtilmiştir. Ayrıca, mikro-BT gözlemleri sonucunda çubuk üzerine yapışan partiküllerin bu tür sapmalara sebebiyet verebileceği tespit edilmiştir. Sabit porozite oranında (%60) ve farklı gözenek çaplarından (500, 600, 700 µm) üretilen numunelerdeki mekanik

özelliklerin, insan kemiğinin mekanik özellikleriyle uyumlu olduğu saptanmıştır. Gibson-Ashby modelinin, ölçülen Young modülü ve akma dayanımını tutarlı bir şekilde tahmin ettiği vurgulanmıştır [41].

2.2. KİŞİYE ÖZGÜ TASARLANAN İMPLANTLARLA İLGİLİ YAPILAN ÇALIŞMALAR

Eklemeli imalat, birçok alanda geleneksel üretim metotlarıyla elde edilemeyen dayanıklı ve hafif yapıdaki karmaşık geometrideki kafes yapıların üretimini sağlamaktadır [42,43]. Hastaya özgü yüksek kalitede metalik parçalar ve kemiğe yakın sertlikte implantlar üretme yeteneği, eklemeli imalatın biyomedikal alan için kullanılmasını cazip hale getirmiştir. Kafes yapıları, kemikle bütünleşmeyi ve kemiğin içe doğru büyümesini sağlayacak şekilde tasarlanabilmektedir [44,45]. Bu bağlamda, kişiye özgü tasarlanabilir implantlar, bir nihai ürün olarak da biyomedikal alan için üretilebilmektedirler.

Junli vd., ciddi derecede hasar görmüş ve hareket kabiliyetinin kısıtlı olduğu bir çene yapısının, SLM yöntemi ile üretilmesi planlanan bir implant ile doldurulmasını amaçlamışlardır. BT tarama ile hastanın sanal çene yapısı oluşturulmuş ve hasar görmüş bölge üç boyutlu olarak tasarlanmıştır. Ti6Al4V tozları ile SLM tekniği kullanılarak “mesh tray” (hasar görmüş çene kısmı) üretilerek hastaya nakledilmiştir [46]. Sumida vd., hasar görmüş alveolar kemik yapısının (çene-diş yatağı) SLM tekniğiyle yeniden oluşturulması ve geleneksel yöntemle üretilen kemik yapısıyla karşılaştırılmasını amaçlamışlardır. Araştırmada, toplam 26 hasta üzerinde uygulamalı olarak sonuçlar gözlemlenmiştir. 13 hastaya SLM tekniği ile üretilen numuneler yerleştirilirken, diğer 13 hastaya ise geleneksel yöntemlerle üretilen numuneler yerleştirilmiştir. Titanyum tozları kullanılarak üretilen numune ölçülerinin daha iyi olduğu ve cerrahi işlemin daha az bir sürede gerçekleştiği tespit edilmiştir [47]. Rana vd., sağ göz çukuru implantının SLM tekniğiyle üretilebilirliğini incelemişlerdir. 52 yaşında bir hastanın sağ göz BT taraması yapılmış ve sanal ortamda hasar görmüş sağ göz çukuru tasarımı yapılarak SLM tekniği ile üretilmiştir. Üretilen parçanın fonksiyonel, estetik ve uygulanabilir olduğuna dikkat çekilmiştir [48]. Wong vd., hasar görmüş bir leğen kemiğini SLM tekniğiyle Ti6Al4V tozları kullanarak üretimini

gerçekleştirmişlerdir. Üretilen leğen kemiği hastaya yerleştirilerek uzuv eksikliği giderilmiştir [49]. Chen vd., iki tip kök diş implantlarının (root-analog, root-analog theraed) üretimini SLM ile gerçekleştirmişlerdir. Çekme testi ve üç noktadan eğme testleriyle implantların yüksek dayanım ve boyutsal hassasiyete sahip olduklarını belirtmişlerdir. Sonlu elemanlar analizi yardımıyla uygulanan eğik oklüzyon kuvveti ile her iki kök diş implantı için von Mises gerilmeleri ortaya çıkarılmıştır. Elde edilen bulgular çerçevesinde, root-analog theraed implantın root-analog implantına göre daha iyi stres dağılımı ve doğal köke yakın bir davranış sergilediği saptanmıştır [50]. Ralph vd., doğuştan omurgasında bozukluk olan bir hastanın L4-L5 omurları arasına eklemeli imalat teknolojisiyle titanyum malzemeden disk implantı üretmişlerdir. Araştırmacılar, hastanın 12 aylık takip sonucu yerleştirilen implantın herhangi bir zarara uğramadan vücut ile iyi bir uyumluluk sağladığını tespit etmişlerdir [51]. Qing vd., hasar görmüş bir el bileğinin üç boyutlu yazıcı teknolojisiyle üretimini yapmış ve hasta üzerine yerleştirilerek implantın davranışını incelemişlerdir. Hasar görmüş bir el bileğinin BT tarama ile anatomik yapısı çıkarılmış ve implant titanyum kaplı kobalt krom malzemesi ile üretilmiştir. Oluşturulan implant, aynı işlevselliği sağlayacak şekilde hastaya yerleştirilmiş ve yaklaşık bir sene içerisinde hastanın günlük işlerini yapabilir seviyeye ulaştığı vurgulanmıştır [52]. Peto vd., sekiz yaşında bir hasta için “tibia intramedullary” implantını modelleyerek optimizasyon çalışmaları gerçekleştirilmişlerdir. BT tarama ile elde edilen ve üç boyutlu modele çevrilen tasarım, SLM teknolojisiyle üretilmiştir. Topoloji optimizasyonu ile biyomedikal parçanın %30 hafiflemesi sağlanmıştır [53]. Hamid vd., 46 yaşındaki bir insanın kaza sonucu hasar görmüş sol ayak eklemine Ti6Al4V tozları ile eklemeli imalat teknolojisi kullanarak yeniden üretmişlerdir. Üretilen implant hastaya nakledilmiştir [54]. Anatoliy vd., SLM yöntemi ile kalça implantı üretmiş ve üretilen implantı tavlama işlemine tabi tutarak iyi bir mekanik özellik sağlamışlardır. Üretilen implant hastaya nakledilmiş ve eklemeli imalatın operasyon süresini azalttığı belirtilmiştir [55]. Xiangliang vd., alt çene kemiğinin başı ile şakak kemiği arasındaki eklem (TMJ) SLM yöntemi ile üretilebilirliğini sonlu elemanlar yöntemi kullanarak araştırmışlardır. Çalışmada, kondil (condyle) olarak adlandırılan parça tetrahedral kafes yapısıyla tasarlanmış ve Ti6Al4V malzeme tanımlaması yapılarak FEA ile mekanik davranışları incelenmiştir. Neticede, TMJ protezinin kemik üzerinde uygun bir gerilme dağılımı gösterdiği ve SLM yöntemi ile üretilmesinin uygun bir seçenek olduğu belirtilmiştir

[56]. Wang vd., hasarlı bir şakak kemiğinin tamiri için ince titanyum bir plaka modellemişlerdir. En uygun geometrik ölçülere ve dayanıma sahip implant tasarımı gerçekleştirilmiştir [57]. Daniel vd., bir insan vücudunun omuz bölgesinde bulunan “glenoid” (oyuk, çukur) kısmının eklemeli imalat ile üretilmesini planlamışlardır. Çalışmada, Ti alaşımı kullanılarak gözenekli “glenoid” parçası imal edilmiştir. Üretilen parça hastaya nakledilmiş ve gözlemler sonucu herhangi bir komplikasyonun gerçekleşmediği saptanmıştır [58].

2.3. NÜMERİK ANALİZ ÇALIŞMALARI

Liu vd., 1 mm boşluklu bir çenenin hasta yapısına uygun bağlayıcı bir “V” plaka ile birleştirilmesini FEA temelinde incelemişlerdir. BT taraması yapılarak tasarımı gerçekleştirilen bağlayıcı “V” plakanın mekanik davranışları, standart bağlayıcılarla FEA’ya dayalı analizlerle karşılaştırılmıştır. Bir çene yapısının maruz kaldığı yükler (3 noktalı) FEA modellerinin her birine aynı şartlarda uygulanarak farklılıklar gözlemlenmiştir. “V” bağlayıcı plaka üzerinde oluşan maksimum gerilmenin standart bağlayıcı plakalar ile karşılaştırıldığında, yüklerin daha az olduğu ve daha iyi mekanik davranış sergilediği vurgulanmıştır. Araştırmacılar, SLM yöntemiyle hasta yapısına en uygun plakanın tasarlanabilir ve hızlı bir şekilde üretilebilirliğini belirtmişlerdir [59].

Jia vd., kaval kemik hasarı için yaygın olarak kullanılan metal plakayla, tetrahedral kafes yapısı ile tasarlanan plaka arasındaki mekanik test sonuçlarını FEA ile karşılaştırılmışlardır. Tasarlanan plakanın Ti alaşımı kullanılarak SLM yöntemiyle üretilmesi gerçekleştirilmiş ve çekme testi yapılarak FEA ile uyumluluğu doğrulanmıştır. Optimize edilen plaka sayesinde ağırlık azalması ve gerilme kalkanı etkisinin azalması sağlanmıştır [60].

Wong vd., distal kemik hasarı olan bir hastanın BT tarama ile hasarlı bölgenin kemik yapısını oluşturarak üç boyutlu modele dönüştürmüşlerdir. Modellenen implantın 3B teknolojisi ile üretilmesini sağlamışlardır. İmplant modelinin, sonlu elemanlar yöntemi ile biyomekanik davranışının incelenmesi için von Mises gerilme dağılımları araştırılmıştır. Tasarım optimizasyonu gerçekleştirilerek gerilme dağılımları düşürülmüş ve implantın hafif bir yapıda olması sağlanmıştır [61].

Abate vd., farklı doluluk oranlarında “vintile” birim hücre yapısı kullanılarak “acetebular cup” (kalça bölgesinde) modellemesi yapmışlardır. Farklı çubuk kalınlıklarının kullanılmasıyla farklı doluluk oranlarında elde edilen numuneler 5x5x5 mm ve 6x6x6 mm boyutlarında SLM yöntemi ile üretilmiştir. Numuneler, optimize edilmiş ve optimize edilmemiş olarak iki grupta incelenmiştir. 5x5x5 mm boyutlarında optimize edilmiş ve optimize edilmemiş numunelerin doluluk oranları sırasıyla %56 ve %82,9, 6x6x6 mm boyutlarında ise sırasıyla %71,1 ve %87,9 olarak belirtilmiştir. FEA sonuçları, optimize edilmiş modellerin optimize edilmeyen modellere göre daha düşük gerilmelerin meydana geldiğini göstermiştir. Basma testleri açısından değerlendirildiğinde, optimize edilen implantların daha iyi bir dayanım gösterdiği belirtilmiştir [62].

Bartolomeu vd., implant ve kemik arasında uyumlu bir ilişkinin olmaması durumunda, düzensiz bir sertlik ve stres dağılımının implant bölgesinde kaçınılmaz olduğuna dikkat çekmişlerdir. Bu durum için en uygun mekanik, fiziksel ve topolojik özelliklerinin kombinasyonun sağlanması hedeflenmiştir. Farklı birim hücre ölçülerinde beş farklı grupta CAD ortamında SLM ile üretilmesi planlanan numuneler (SP1, SP2, SP3, SP4 ve SP5) modellenmiştir. Üretilen numunelerin SEM ile boyutları tespit edilerek, CAD ortamında tasarlanan numunelerin ölçüleri arasındaki fark ortaya çıkarılmıştır. Üretilen numunelerdeki ölçüler dikkate alınarak CAD ortamında numuneler tekrar modellenmiştir. Üç farklı grupta (modellenen, SLM ile üretilen ve tekrar modellenen), üç noktadan eğme testi ile mekanik özellik açısından karşılaştırmalar yapılmıştır. Modellenen ve tekrar modellenen grubu için FEA, SLM ile üretilen grup içinse deneysel olarak testler gerçekleştirilerek Young modül sonuçları karşılaştırılmıştır. Tekrar modellenen ve SLM ile üretilen grupların Young modül ve gözenek oranları açısından birbirine yakın olduğu saptanmıştır. Çalışma neticesinde, SP3 geometrisi referans alınarak bir kalça implantı Ti6Al4V alaşımı ile başarılı bir şekilde üretilmiştir [63].

Kayacan, alt çene kemiğinin eklemeli imalat yöntemiyle üretilebilirliğine ışık tutmak için teorik bir çalışma gerçekleştirmiştir. Çalışmada ilk olarak, farklı birim hücre yapılarıyla (diamond, gyriod, hegzahedron, octahedron, octet-truss, pyramid ve tetragon) tasarlanan numunelerin bilgisayar ortamında mekanik özellikleri (basma

analizi, eğilme analizi, kayma analizi) incelenmiştir. Bu incelemeler neticesinde en iyi mukavemet özelliği gösteren kafes yapılarının gyroid, pyramid ve octet-truss olduğu bulunmuştur. Çalışmanın ikinci aşaması ise, alt çene kemiğinin en iyi mukavemet özelliği sergileyen kafes yapıları ile tasarlanarak, FEA ile gerçekçi yük analizleri uygulanmasıdır. Bu aşamalar sonucunda araştırmacı, pyramid ve octet-truss kafes yapılı implantların yüksek mukavemette olduğunu ve neredeyse kemik kadar hafif bir yapıya ulaştıklarını belirtmiştir. Araştırmacı, kontrol altına alınarak tasarlanan gözenekli yapıların daha hafif olduğuna ve mekanik özelliklerinde bir azalama meydana gelmediğine dikkat çekmiştir [64].

Zhang vd., ortopedik cerrahi işlemler için sıklıkla kullanılan Ti6Al4V alaşımından SLM yöntemiyle yük taşıma görevi gören bir implantı üreterek basma dayanımı ve Young modül açısından incelemiştir. Numuneler, gözenekli ve elmas birim hücre yapısında beş farklı çubuk çapında (0,2, 0,25, 0,3, 0,35, 0,4) silindirik olarak üretilmiştir. Çalışma neticesinde, deneysel ve FEA ile basma testleri gerçekleştirilen silindirik numunelerin, çubuk çapının artmasıyla basma dayanımının ve Young modülünün arttığı tespit edilmiştir. Deneysel ve FEA ile elde edilen sonuçların uyumlu olduğuna, sonlu elemanlar yönteminin implantlardaki mekanik özellikleri tahmin etme açısından başarılı bir araç olduğuna dikkat çekilmiştir. Yüksek sertlikteki implantların kemiğe gereken yükü aktarmaması ya da düşük sertlikteki implantların aşırı yük oluşumuna sebebiyet vermesi ile kemikte ikincil bir hasarın meydana gelebileceğinden bahsedilerek, implantlardaki uygun bir tasarımın gerekliliği vurgulanmıştır. Yüksek dayanım ve uygun Young modül açısından D0,4 yapısı seçilerek SLM ile üretilen bir vida implantı, bir av köpeğinin hasar görmüş kemiğine yerleştirilmiş ve periyodik zaman dilimlerinde kemiğin iyileşme aşamaları gözlemlenmiştir. Araştırmacılar, gözlemler sonucunda yeni kemik dokusunun gözenekli implant içerisine büyüyerek uyumlu bir davranış sergilediğini saptamışlardır [65].

Soro vd., Schwarz birim hücre yapısıyla SLM yöntemi kullanarak çubuk ve gözenek boyutlarının değişkenlikleriyle üç farklı Ti6Al4V alaşımından numuneler üretmişlerdir. Genel olarak literatürde metalik yapıların gözenek oranlarının %20-%80 oranlarında değişkenlik gösterdiği belirtilmiş ve numuneler %25-%42-%64 oranlarında imal edilmiştir. Üretilen numunelerin, mikroyapıları incelenmiş ve tek

eksenli basma testleri yapılarak FEA sonuçları ile karşılaştırılmıştır. %64 gözenekli numunenin mekanik özellik (Young modül ve akma dayanımı) açısından iyi bir davranış sergilediği ve sert doku uygulamaları için kabul edilebilir bir aralıkta olduğu belirtilmiştir. Araştırmacılar, elde edilen numunelerdeki çubuk çaplarının tasarlanandan daha fazla olduğunu ifade ederek, bu durumun kısmi olarak ergimemiş tozların çubuk çevresine yapışmasıyla ortaya çıktığını söylemişlerdir. Elde edilen sonuçların FEA sonuçlarıyla uyum içerisinde olduğu saptanmıştır [66].

Zhao vd., farklı birim gözenek yapılarındaki (diamond, gyriod, orthogonal, truss and cube) numuneleri SLM yöntemiyle üreterek basma dayanımı açısından incelemeyi hedeflemişlerdir. Çalışma kapsamında, diamond ve gyroid birim hücre yapısındaki numunelerin düşük basma dayanımı gösterdiği belirtilmiştir. Bu durum, diamond ve gyroid yapılarının karmaşık gözenekliliklerinden dolayı dikey yöndeki taşıma yüzeylerinin küçük olmasıyla ilişkilendirilmiştir. Araştırmacılar, en yüksek basma dayanımını ise truss ve cube yapılarındaki numunelerin verdiğini tespit etmişlerdir. Bunun nedeni, gözenekliliklerinin daha basit ve dikey kuvvetleri desteklemeye daha elverişli olmasıyla açıklanmıştır. Üretilen numuneler ile tasarlanan numuneler arasında küçük sapmaların meydana geldiği saptanmış ve SLM tekniğinin kafes yapılarındaki gözenek karakteristiklerini kontrol edebildiği ifade edilmiştir. Deneysel olarak üretilen numunelerden elde edilen mekanik özellikler ile FEA sonuçları kıyaslandığında, iyi bir ilişki ortaya çıktığı gözlemlenmiştir. Gözenekli titanyum malzemesinin iyi bir biyouyumluluk ve mekanik özelliğe sahip olduğu doğrulanmıştır. Sunulan çalışmada, doğal kemik yapısına yakın bir dayanıma, tasarlanabilir kafes yapılarıyla ulaşmanın mümkün olduğu vurgulanmıştır [67].

2.4. SLM YÖNTEMİNDE ÜRETİM PARAMETRELERİNİN ETKİLERİ ÜZERİNE YAPILAN ÇALIŞMALAR

Bartolomeu vd., SLM üretim parametrelerinin (lazer gücü, tarama hızı ve yana kayma mesafesi) Ti6Al4V numunelerinin sertliği ve kayma mukavemeti üzerindeki etkisi üzerine bir çalışma yapmışlardır. Üretim parametrelerinin mekanik özellikleri üzerindeki etkisi, istatistiksel analiz kullanılarak incelenmiş ve ANOVA gerçekleştirilmiştir. Araştırmacılar, farklı parametrelerde toplamda 24 adet deney

gerçekleştirmişlerdir. Sabit tarama hızı ve yana kayma mesafesinde lazer gücünün artmasıyla kayma dayanımı, sertlik ve yoğunluğun arttığı tespit edilmiştir. Bu durumun, yüksek yoğunlaşma seviyesinin artması ve kalıntı gözenekliliğin bertaraf edilmesiyle ilişkili olduğu söylenmiştir. Lazer gücünün ve yana kayma mesafesinin sabit kalmasıyla tarama hızı arttırıldığında, mekanik özellikler üzerinde bir düşüş ortaya çıkmıştır. Bu durum, belirlenen bölgeye saniyede ulaştırılan enerji yoğunluğunun azalması, ve bu sebeple üretim esnasında bütünleşmenin tam olarak sağlanamamasıyla açıklanmıştır. Aynı durum yana kayma mesafesi içinde geçerli olduğu tespit edilmiştir. Varyans analizleri neticesinde tüm parametrelerin kayma mukavemeti ve sertlik üzerindeki etkilerinin önemli ölçüde olduğu belirlenmiştir [68].

Miranda vd., SLM üretim parametre (lazer gücü, tarama hızı ve yana kayma mesafesi) değişkenliklerinin sertlik, kayma dayanımı ve yoğunlaşma üzerindeki etkisini araştırmışlardır. Araştırmada, belirlenen parametrelerin etkileri istatistiksel olarak incelenmiştir. Her bir parametre ayrı ayrı değerlendirildiğinde, sabit yana kayma mesafesi ve tarama hızında lazer gücü arttığında kayma dayanımı, sertlik ve yoğunluğun arttığı tespit edilmiştir. Yana kayma mesafesi ve tarama hızının artmasıyla ele alındığında ise, tersine bir sonucun ortaya çıktığı tespit edilmiştir. Diğer yandan ikili parametrelerin etkileri ele alındığında, artan lazer gücünün, düşük ve yüksek tarama hızlarında sertlik değerini arttırdığı saptanmıştır. Artan lazer gücünün, düşük ve yüksek yana kayma mesafesiyle değerlendirildiğinde sertlik değerinde artış görülmüştür. Bu durum, yüksek yoğunlaşma seviyesinin artması ve kalıntı gözenekliliğin bertaraf edilmesine atfedilmiştir. Düşük yana kayma mesafesinin yüksek lazer gücüyle birleşmesiyle, enerji yoğunluğunun artması tetiklenmekte ve sertlik üzerinde iyi yönlü bir etki bıraktığı tespit edilmiştir. Araştırmacılar, yüksek yana kayma mesafesinde lazer gücü etkisinin sertlik üzerinde o kadar belirgin olmadığını belirtmiş ve yüksek yana kayma mesafesinin toz katmanları arasında yetersiz bir birleşime sebebiyet verdiğini ifade etmişlerdir. Öte yandan, en uygun seviyedeki lazer gücünün ve tarama hızının birleşmesiyle, kayma dayanım değerlerinde artış görülmüştür. Bu durumun, yoğunluk içinde geçerli olduğu vurgulanmıştır. Kayma dayanımı ve yoğunluk için saptanan bu bulgular, yüksek enerji ve tam yoğunlaşmanın sağlanmasıyla açıklanmıştır. Yapılan varyans analizlerinde ise tüm parametrelerin istatistiksel olarak anlamlı olduğu ortaya çıkarılmıştır [69].

Aydın vd., SLM yöntemiyle Ti6Al4V alaşımı kullanılarak üretilen numunelerin yüzey kalitelerini incelemiştir. Araştırmada, SLM üretim parametrelerinin (tarama mesafesi, lazer odak çapı, tarama hızı, lazer gücü) yüzey pürüzlülüğü üzerindeki etkileri incelenerek proses parametrelerinin optimizasyonu gerçekleştirilmiştir. Taguchi L₁₆ dikey dizini kullanılarak deney tasarımı oluşturulmuş ve parametrelerin etkileri ANOVA analiziyle gösterilmiştir. Sonuçlar değerlendirildiğinde, Lazer gücünün yüzey pürüzlülüğü üzerindeki etkisinin oldukça önemli olduğu anlaşılmış ve üretim esnasında toz malzemeyi eritemeyecek yetersiz miktardaki lazer gücünün yüzey pürüzlülüğünü olumsuz yönde etkilediği tespit edilmiştir. Lazer gücünün artmasıyla bir önceki katmanın yeniden ergimesi sağlayarak, eriyik havuzun daha homojen hal alması yüzey kalitesini olumlu yönde etkilemiştir. Tarama mesafesinin artması ise, eriyik havuzun hacmini artırarak kalitesiz bir yüzeyi oluşturmaktadır. Araştırmacılar, odak çapının azaltılıp lazer gücünün artırılmasıyla iyi bir yüzey kalitesinin meydana geldiğini belirtmişlerdir. Tarama hızının artması durumunda ise, tozun yeterli ergime zamanının sağlanamaması ve katılma hızının azalması tetiklenmiş ve pürüzlü bir yüzey ortaya çıktığı saptanmıştır. %95 güven aralığında gerçekleştirilen varyans analizlerinde, tarama mesafesi, lazer odak çapı, lazer gücü ve tarama hızı parametrelerinin yüzey pürüzlülüğü üzerindeki etki oranları sırasıyla %74,17, %9,57, %5,26 ve %1,13 olarak hesaplanmıştır [70].

Enneti vd., yana kayma mesafesi ve tarama hızı gibi üretim parametrelerinin, SLM tekniği ile tungsten (W) kimyasal elementi kullanarak yoğunlaşma üzerindeki etkisini anlamak için bir çalışma yapmışlardır. Yoğunlaşmanın tarama hızı ve yana kayma mesafesinin azalmasıyla, açık bir şekilde arttığı tespit edilmiştir. İstatiksel analizler neticesinde, tarama hızının %75,7'lik bir oranla baskın bir değer olduğu hesaplanmış ve bu oran yana kayma mesafesi için %7,1 olarak belirlemiştir. Yüksek tarama hızında aşırı ısınma ve oksitlenme sonucu oluşan metal oksidinin metal yüzeyi ıslatamaması sonucu, topaklanma etkisinin meydana geldiği saptanmıştır. Bu durum, üretim parametrelerinin önemini ortaya çıkarmaktadır. Çalışmada kullanılan düşük lazer gücünün, W tozunu tamamen eritmek ve kısmen ergimiş W damlacıklarının viskozitesini azaltmak için yeterli olmadığı söylenmiştir. Araştırmacılar W tozunu yüksek lazer güçlerinde işlemenin, sıcaklık artışını sağlayacağını ve daha düşük viskoziteli eriyik havuzu ile daha hızlı bir yayılma ortaya çıkacağını ifade etmişlerdir.

Daha hızlı bir yayılmanın, malzemenin yoğunluğunun artmasına yardımcı olacağı da vurgulanmıştır [71].

Pal vd., farklı tarama hızlarında SLM tekniğiyle Ti6Al4V alaşımıyla üretilen numunelerin, çekme dayanımı, sertlik ve akma dayanımı hakkında incelemelerde bulunmuşlardır. Araştırmada, tarama hızları 150, 200, 300, 400, 600, 800 ve 1000 mm/s, lazer gücü sabit 75 W yana kayma mesafesi 0,077 mm ve katman kalınlığı 0,025 mm olarak kullanılmıştır. Tarama hızının artmasıyla akma dayanımı ve çekme dayanımının beşinci deneye kadar arttığı (150-600 mm/sn), diğer üç deneye ise (600-1000 mm/sn) azaldığı tespit edilmiştir. Sertlik değerlerinde ise bu durum, il üç ve son dört deneyde ortaya çıkmıştır. Bu bağlamda, en uygun üretim parametrelerinin belirlenmesinin önemi ortaya çıkmıştır. Bu durumun, numunelerin gerilme özelliklerini etkileyen gözeneklilik ve mikroyapının birleşik özelliklerinden kaynaklandığı söylenmiştir. Yüksek tarama hızının toz yatağında düşük enerjiye neden olduğunu ve bunun da düşük derinliğe sahip bir eriyik havuzu oluşturduğunu tespit etmişlerdir. Yüksek tarama hızının yetersiz enerji girdisine sebebiyet vermesiyle, toz parçacıklarının iyi bir şekilde eriyemez olduğu ve bunun da boşluklara neden olduğu ortaya çıkmıştır [72].

Ilie vd., SLM tekniğinde lazer gücü ve tarama hızı değişkenliklerinin çekme-akma dayanımı ve sertlik üzerindeki etkilerini araştırmışlardır. Araştırmacılar, üç farklı lazer gücü ve üç farklı tarama hızı kullanarak 316 L çeliğinden numuneler üretmişlerdir. Artan tarama hızının ve azalan lazer gücünün çekme-akma dayanımını ve sertlik değerinin düşürdüğü saptanmıştır. Bu durumun, üretilen numune iç yapısındaki gözenek oranının artmasıyla ilişkilendirilmiştir. Malzeme sertliğinin azalmasında ise, azalan tarama hızının daha yavaş bir katılma sağladığı ve bunun neticesinde daha yumuşak bir malzeme yapısının meydana geldiği belirtilmiştir [73].

Kobryn vd., eklemeli imalat ile Ti6Al4V alaşımından ürettikleri numunelerin lazer gücü değişkenliğine bağlı olarak mikroyapı ve gözeneklilik üzerindeki etkilerini incelemişlerdir. Mikroyapıdaki tane boyutlarının artan soğuma hızıyla ilişkili olduğu belirtilmiştir. Lazer gücünün azalması ile düşük bir enerji girdisinin elde edilmesi ve buna bağlı olarak yüksek oranlardaki soğuma hızının meydana geldiğini ifade

etmişlerdir. Öte yandan, füzyon eksikliğinden kaynaklanan veya yetersiz bir ergime neticesinde meydana gelen gözenekliliğin düşük lazer gücünde olduğu saptanmıştır [74].

Wang vd., farklı üretim parametrelerinde SLM ile üretilen titanyum alaşımli numunlerin mikroyapı ve mekanik özelliklerini araştırmışlardır. Çalışmada, farklı lazer gücü ve tarama hızları kullanılarak yüzey pürüzlülüğü, mikro sertlik ve çekme testinde meydana gelen uzama oranları incelemiştir. Uygun bir lazer gücü artışıyla ve tarama hızının azalmasıyla yüzey pürüzlülüğün azaltılabileceği ve boyutsal hassasiyetin iyileştirilebileceği ifade edilmiştir. Mikro sertlik ölçümlerinde lazer gücünün artmasıyla sertlik değerlerinin artışı söz konusu olmuş ve artan tarama hızı ile sertlik değerlerinin azaldığı tespit edilmiştir. Çekme testlerinde ise, tarama hızının artmasıyla uzama oranının arttığı, lazer gücünün artışıyla da uzama oranının azaldığı belirtilmiştir. Araştırmacılar, sertlik ve mekanik özelliklerdeki bu değişimlerini iğnemsisi α (α') martensitlerin tane küçülmesi ve nano- β fazının birleşik etkilerine atfetmişlerdir. En uygun lazer gücü ve tarama hızı aralıklarının sırasıyla 200-250 W ve 850-1150 mm/sn olduğu saptanmıştır [75].

Dutt vd., mikro yapı ve mekanik özellikler açısından büyük önem arz eden SLM üretim parametrelerini Taguchi methodu kullanarak optimize etmişlerdir. Üretim parametreleri olarak lazer gücü, tarama hızı, yana kayma mesafesi ve katman kalınlığı seçilmiş ve maksimum çekme dayanımı üzerindeki etkileri incelenmiştir. Araştırmacılar, yüksek enerji girdisinin füzyon eksikliğini azaltabileceğini ve bunun neticesinde bağıl yoğunluğun artabileceğini ifade etmişlerdir. Bu noktada, lazer gücünün artması, yana kayma mesafesinin, katman kalınlığının ve tarama hızının azalmasıyla artan enerji girdisinin bağıl yoğunluğu arttırdığı ifade edilmiştir. Bağıl yoğunluğun azalmasında SLM üretim hatalarına sebebiyet veren topaklanma, çatlak oluşumu ve gözenekliliğin etkili olduğu belirtilmiştir. Topaklanma etkisinin lazer enerji yoğunluğunun artmasıyla azalabileceği, fakat yüksek enerji yoğunluğunda aşırı ısınmayı tetikleyerek toz partiküllerini buharlaştırmasıyla delikler oluşturabileceği ifade edilmiştir. Araştırmacılar, tarama hızının artmasıyla bağıl yoğunluğu azaltan yetersiz bir ergime havuzunun meydana geldiğini saptamışlardır. Yüksek yana kayma mesafesinin ise, füzyon eksikliğine sebebiyet vererek

gözenekliliği arttırdığı tespit edilmiştir. Artan lazer gücünün gözenek oranını azalttığı ve buna bağlı olarak maksimum çekme dayanımının arttığı gözlenmiştir. Artan tarama hızı, katman kalınlığı ve yana kayma mesafesi ile birlikte maksimum çekme dayanımlarında ciddi bir düşüşün meydana geldiği ve bu durumu gözenek oranının artmasıyla ilişkilendirilmiştir. ANOVA sonuçlarına göre bağlı yoğunluk üzerinde en etkili parametrenin %42,38 oranla tarama hızının olduğu belirtilirken, maksimum çekme dayanımı üzerinde ise %31,17 ile lazer gücü olduğu hesaplanmıştır [76].

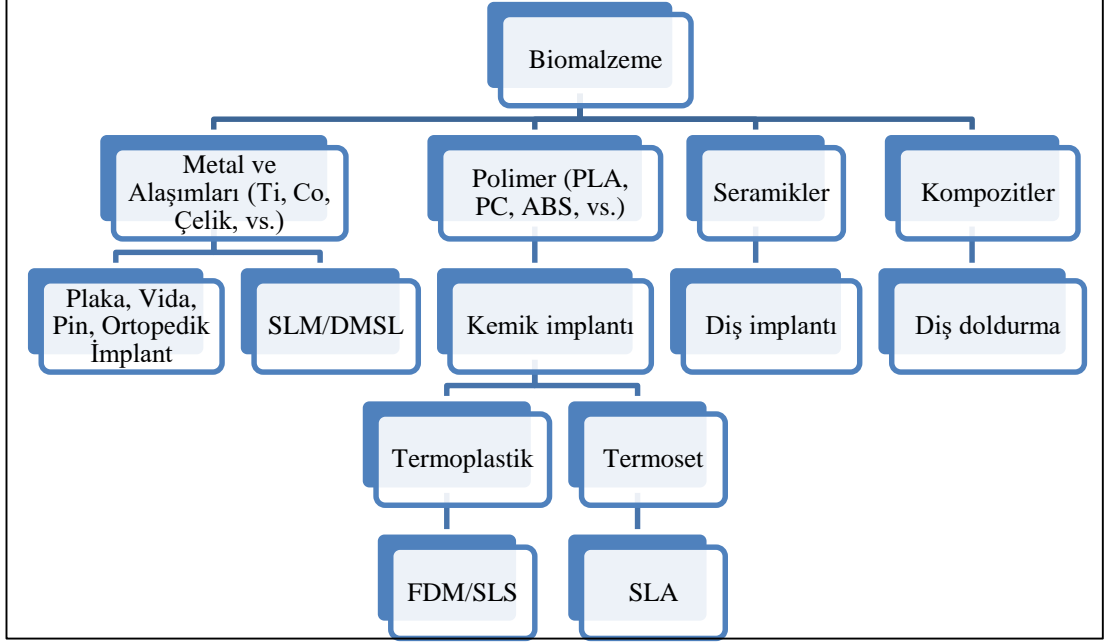
BÖLÜM 3

KURAMSAL TEMELLER

3.1. EKLEMELİ İMALAT

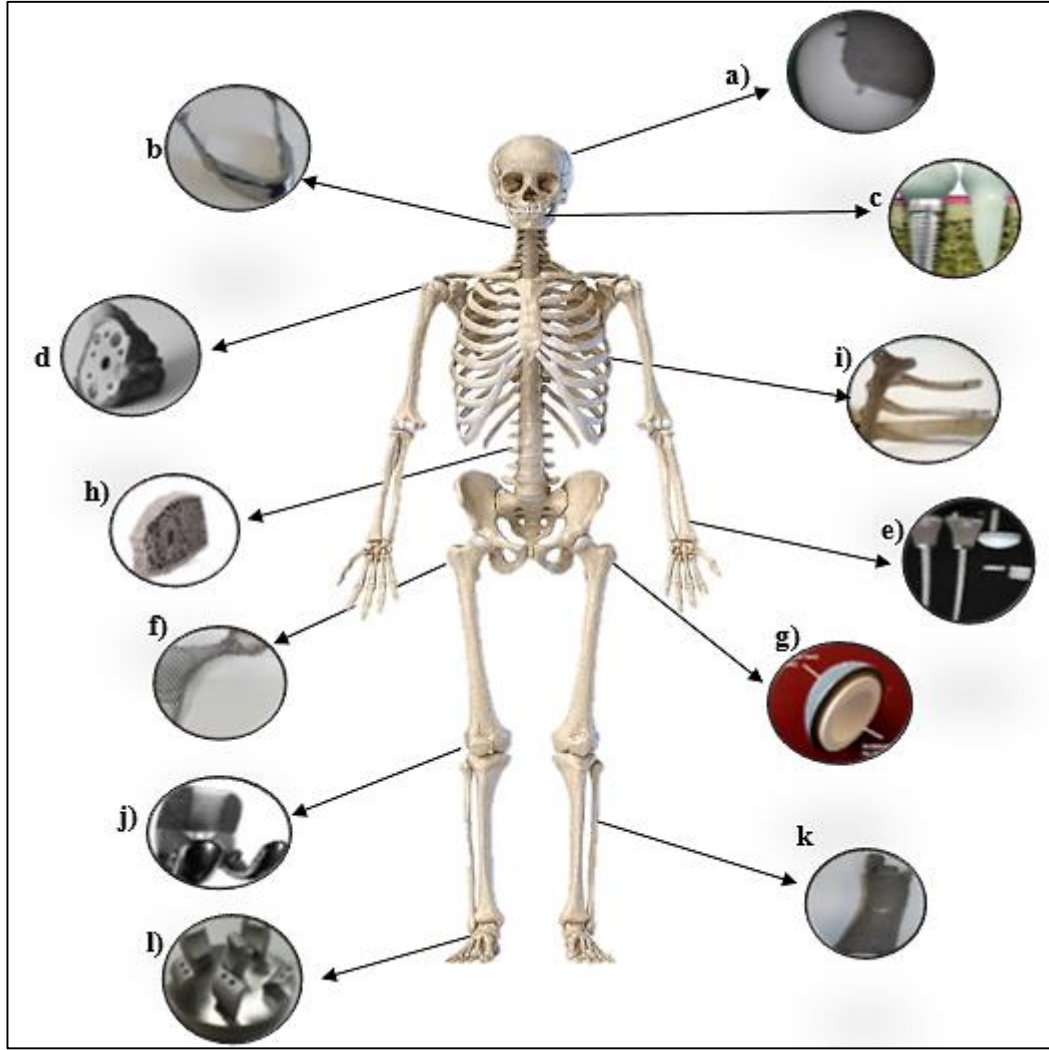
Eklemeli imalat (AM), geleneksel döküm, dövme ve makineyle işleme süreçlerinin kısıtlamaları olmadan, bilgisayar tarafından oluşturulan 3B geometri modellerinin katman katman oluşturulduğu bir üretim tekniğidir. Eklemeli imalat teknolojileri, malzeme israfını azaltarak ve makineyle işleme adımlarını ortadan kaldırarak üretimde yer alan enerji tüketimini azaltmaktadır. Bu teknolojinin yaygın olarak uygulanması ile küresel enerji kullanımında %27'ye varan bir düşüş olabileceği belirtilmektedir. Eklemeli imalat kullanımının en önemli iki avantajı nihai üretim süresi ve maliyettir. Bu teknolojiyle, karmaşık unsurlu geometrilerin tasarlanması ve üretilmesi, çoklu bileşenlerin konsolidasyonu ve üretim performansında iyileştirmeler mümkündür [77]. Son zamanlarda eklemeli imalat metodları uzay sanayi, otomotiv ve özellikle biyomedikal gibi birçok uygulama alanlarında etkinliğini artırmıştır.

Eklemeli imalat, son yıllarda büyük bir potansiyele sahip olmakla birlikte biomedikal alanda etkinliğini arttırmıştır. Eklemeli imalatın en yaygın kullanılan biyomedikal uygulamaları; anatomik modeller, kişiye özgü protez ve implantların geliştirilmesi olarak söylenebilir. Eklemeli imalatın tıbbi alanda yaygın olarak kullanılması; biyoyumluluk, maliyet etkinliği, geliştirilmiş üretkenlik, erişilebilirlik, kısa üretim süresi gibi birçok etkenden kaynaklanmaktadır [78]. Bu yöntemde, Stereolitografi (SLA), eriyik yığıma modeli (FDM), SLS ve SLM yaygın olarak kullanılan eklemeli imalat yöntemleri arasındadır. Şekil 3.1'de eklemeli imalat malzemelerinin biomedikal uygulamalarındaki sınıflandırılması gösterilmiştir.



Şekil 3.1. Eklemeli imalat malzemelerinin sınıflandırılması [78].

Metal implantlar ile vücut parçalarının mekanik özelliklerinin uyumsuzluğu nedeniyle, vücut içerisinde ikincil hataya sebebiyet veren stres kalkanı etkisi (stress shielding) ortaya çıkmaktadır. Bu durum, insan vücuduna nakledilen bir implantın başarısızlığına yol açmaktadır. İmplantlarda meydana gelen bu başarısızlık, konvansiyonel üretim süreçleri ile üretilen tam yoğunluktaki bir implantın yüksek rijitliğinden kaynaklanmaktadır. Bu nedenle, 3B baskı tekniği doğal kemik yapısı ve gözenekli protez üretimi için uygun bir yöntem olmuştur. Böylece, stres kalkanı etkisinin azaltılması ve kemiğin mekanik özelliklerine uyum sağlaması bu yöntemle bir alternatif haline gelmiştir. 3D tekniğinin kişiye özgü implant üretebilme yeteneği ise, tasarımda esnekliğin göstergesi olmuştur [79]. Şekil 3.2’de eklemeli imalat teknolojisiyle insan vücudunun çeşitli bölgeleri için üretilen implantlar gösterilmiştir.



Şekil 3.2. a) Kafatası [80], b) Alt çene [81], c) Diş [82], d) Glenoid [83], e) El bileği [84], f) Kalça eklemi [85], g) Asetebular çukur [86], h) Omurga füzyonu [87], i) Göğüs kemiği [88], j) Diz [89], k) Kaval kemiği [90], l) Ayak bileği [91].

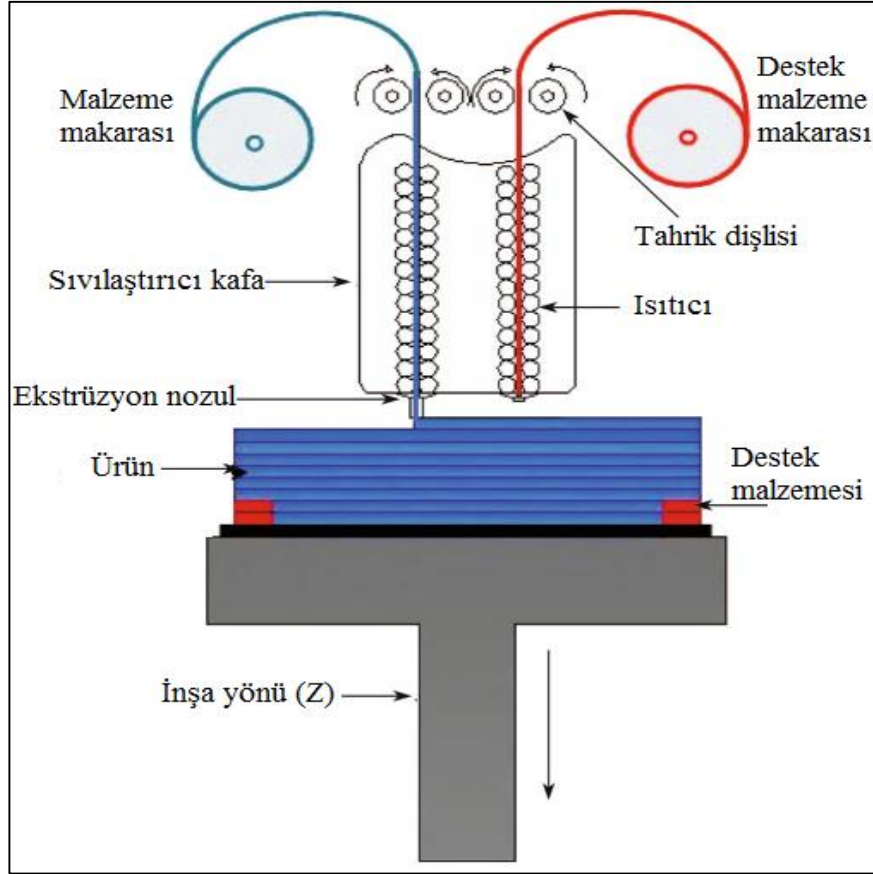
3.1.1. Stereolitografi (SLA)

Eklemeli imalat tarihindeki ilk baskı türü olup günümüzde hala kullanımda olan bir 3B üretim tekniğidir. SLA, eklemeli imalat teknolojileri arasında önemli bir yere sahiptir. Bu yöntemde, akışkan fotoduyarlı malzeme, lazer ışığı ile vektörel taranarak kürlenip, yüksek boyut hassasiyetlerinde 3B polimer yapılar elde edilmektedir [92]. Lazer ışığı, elektronik bir şekilde yansıtıcı aynalar vasıtasıyla kullanılır. Lazer noktası ise, her katmanda yazılım tarafından belirtilen yolu takip eder [93]. SLA'da ham

malzeme sıvı bazlı yapıda olup, reçinelerin birleştirilmesi gerçekleştirilmekte ve polimerleşme olarak adlandırılmaktadır [94]. SLA 3B baskı çeşidi diğer yöntemlere göre ucuz ve üretim süresinin daha hızlı olması sebebiyle sıklıkla tercih edilebilmektedir. Sunmuş olduğu yüksek yüzey kalitesi ve yüksek boyutsal hassasiyetteki detaylı parça üretimi nedeniyle tercih edilen bir yöntem olsa da bazı dezavantajları da bulunmaktadır. Fotopolimerlerin kırılma olmaları nedeniyle düşük darbe dayanımları bu noktada örnek olarak verilebilir. Ayrıca, zamanla mekanik özelliklerini yitirdikleri için parça ömürleri de sınırlıdır [95,96].

3.1.2. Ergiyik Yığıma Modeli (FDM)

Ergiyik yığıma modeli ile, mühendisler için fonksiyonel prototiplerin yanı sıra yüksek performanslı, yeterli ve mühendislik sınıfı termoplastik ürünler üretebilmektedir. FDM ile basılan parçalar yüksek kaliteli termoplastik malzeme içermekte ve endüstri imalatı için kolaylık sağladığı bilinmektedir. Bu yöntemde, filament adı verilen termoplastik polimer zıt yönlerde dönen iki merdaneden geçerek bir ısıtıcıya hareket ettirilir. Filament, itme kuvvetinin etkisiyle ergime noktasının üzerindeki bir sıcaklıkta eritilmektedir [97]. Daha sonra, eriyen filament nozul tarafından katman katman nihai ürünü oluşturmaktadır [98]. Bu teknik üretim zamanı açısından değerlendirildiğine, stereolitografiden daha yavaştır. Farklı termoplastik türleri vardır, ancak en yaygın olanları (akrilonitril bütadien stiren) ABS ve Poliaktik Asit (PLA) gibi termoplastik malzemeler kullanılmaktadır. Şekil 3.3'te FDM yönteminin şematik bir gösterimi sunulmuştur.



Şekil 3.3. FDM yönteminin şematik gösterimi [99].

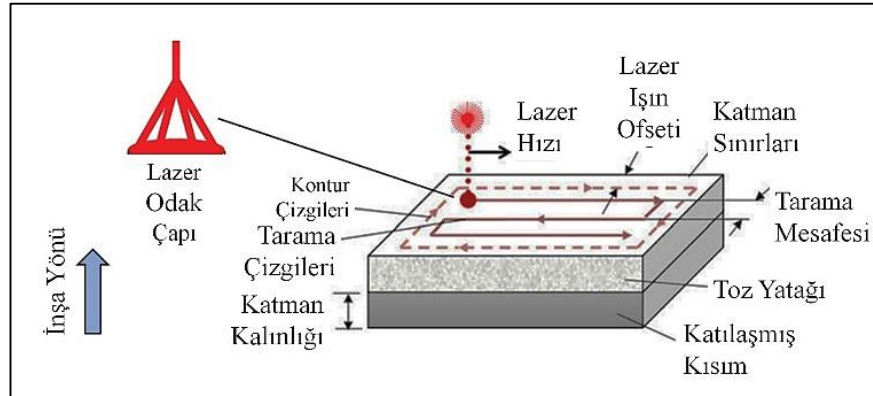
3.1.3. Seçici Lazer Sinterleme (SLS)

Seçici lazer sinterleme (SLS), ürün imalatı için güç kaynağı olarak bir lazerin kullanıldığı başka bir 3B baskı teknolojisidir. Bu teknik SLA'ya benzer bir özellik göstermekte olup, tek fark kullanılan malzemedir. SLS yönteminde toz malzeme kullanırken SLA'da ise sıvı reçine kullanılmaktadır. Bu yöntemde, bir toz yatağı içerisinde bulunan metal, seramik ve polimer malzeme tozları ısı kaynağıyla birleştirilmektedir. Bu yöntemde toz malzeme lazer yardımı ile erime noktası altında bir sıcaklığa getirilir ve sinterlenme işlemi gerçekleştirilir [100]. Lazer kullanarak ısı ile eriyen malzeme katman katman katılarak arzu edilen form oluşturulmaktadır [101,102]. SLS yönteminde, genel olarak CO₂ gibi yüksek güç üreten lazer sistemleri kullanılır [103]. SLS yönteminin avantajı, tam yoğunlukta parçaların üretilmesine olanak sağlamasıdır. Bu şekilde, uzun işlem süreçleri bertaraf edilmektedir. Üretilen malzemelerin mekanik özellikleri lazer parametrelerinin (enerji yoğunluğu, lazer

tarama hızı, tarama stratejisi, katmanlar arasındaki mesafe) değişkenlikleriyle en uygun seviyeye getirilebilmektedir [96]. SLS, diğer bir eklemeli imalat tekniklerinden olan ve kullandığı enerji girdisi açısından seçici lazer ergitme yöntemi ile benzerlik göstermektedir. SLS işleminin SLM işlemine göre temel farkı, toz malzemenin tam ergime yerine sinterlenmesidir [104,105].

3.1.4. Seçici Lazer Ergitme (SLM)

Seçici lazer ergitme yöntemi, 3B bir nesne oluşturmak üzere metalik tozları birleştirmek ve eritmek için yüksek güçlü bir lazer ışını kullanmaktadır. Diğer yöntemlerde olduğu gibi, üretim için bir CAD dosyasına ihtiyaç duyulmakta ve dosya 2B katmanlara dönüştürülerek 2B katman görüntüleri daha sonra yüksek lazer enerjisi ile kaynaştırılmaktadır. SLM'de, yüksek ışın enerjisi metal tozlarını yoğun bir şekilde eriterek katı bir nesne haline getirmektedir. Bu işlem, katman katman şeklinde olup, baskı tozu olarak paslanmaz çelik, titanyum, kobalt krom ve alüminyum kullanılabilir. Seçici lazer ergitme yöntemini SLS yönteminden ayıran özellik, tam bir ergitme işleminin meydana gelmesidir [106]. Bu yöntemde, kaliteli mikro yapılarda, yüksek mekanik özelliklerde ve karmaşık unsurdaki parçalar üretilebilmektedir. Ayrıca medikal ortopedi, havacılık ve otomotiv endüstrisi gibi birçok farklı endüstride yaygın olarak kullanılmaktadır [107,108]. Şekil 3.4'te SLM üretim prosedürü ve parametreleri gösterilmiştir.



Şekil 3.4. SLM üretim prosedürü ve parametreleri [104].

Eklemeli imalat yöntemlerinden olan SLM'de, birçok avantajı vardır. Özellikle farklı birim hücre yapılarında metal alaşımlı kafes yapılı sistemlerin ve ortopedik implantların üretimi için cazibe haline gelmiştir. Geleneksel yöntemlerle üretilen ortopedik implantların tam yoğunlukta ve rijit yapıda olması vücut içerisinde ikincil hatalara sebebiyet verebilmektedir. Bu hataların başında gerilme kalkanı etkisi ve kemik içe büyümemeye gelmektedir. Bu teknikle, gözenekli ve kişiye özel implant üretimi gerçekleştirilmektedir. Yapıların gözenekli olmasıyla rijitliğin veya Young modülün azalmasına olanak sağlamaktadır. Böylece, gerilme kalkanı etkisinin azalması ve gözenekli yapı sayesinde besin alışverişinin sağlanarak kemik içe büyümemesinin de önüne geçilmektedir [109,110].

3.1.4.1. SLM Üretim Parametreleri

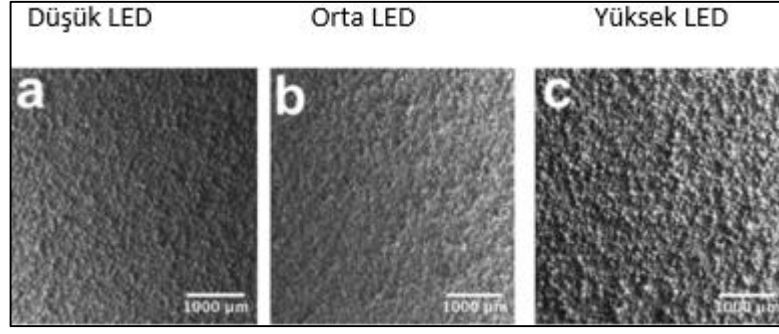
SLM'nin toz partikül kalınlığı, lazer gücü, tarama hızı, tarama stratejisi, toz yatağı sıcaklığı ve yana kayma mesafesi gibi çok sayıda üretim parametresi, üretilen parçaların mekanik özellikleri üzerinde birleşik bir etkiye sahiptir. Üretim parametrelerinde yapılan değişiklikler, üretilen parçaların yüzey morfolojisi ve mekanik özellikleri üzerinde olumlu veya olumsuz etkiler oluşturmaktadır. Bu bağlamda, en uygun üretim parametrelerinin uygulanması son derece önemlidir [79].

Lazer Gücü

SLM tekniğiyle üretilen gözenekli parçaların kalitesini belirleyen kilit faktör lazer enerji yoğunluğudur. Üretim için toz yapısındaki malzemeye uygulanması gereken enerjiyi ifade etmektedir (Eşitlik 3.1).

$$E = P/(v.t.h) \quad (3.1)$$

Eşitlik 3.1'de P lazer gücünü, v tarama hızını, h yana kayma miktarını, t katman kalınlığını ifade etmektedir. Özellikle üretilen parçadaki yüzey pürüzlülüğünü kontrol etmek için kritik aralıktaki lazer enerji seviyesinin belirlenmesi önemlidir. Tonelli [111] vd., farklı lazer enerji yoğunluklarının etkisini morfolojik açıdan incelemişlerdir (Şekil 3.5).



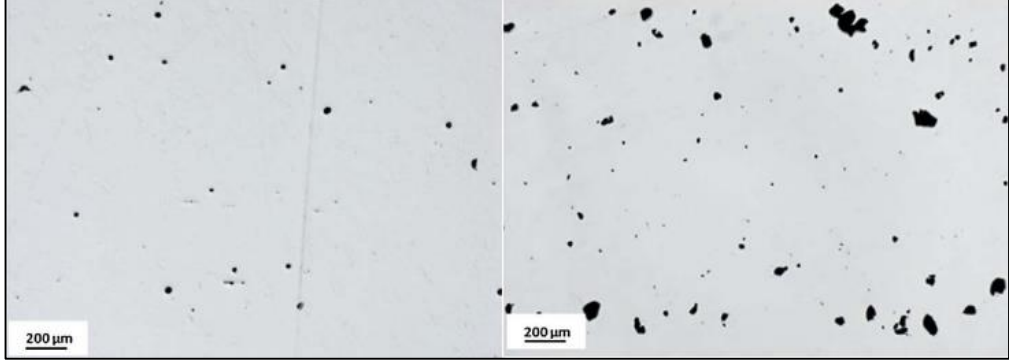
Şekil 3.5. Farklı lazer enerjilerinde meydana gelen yüzeyler [111].

Mekanik özellikler noktasında SLM üretim parametrelerinin optimize edlimeside son derece önemlidir. Bu noktada, düşük miktardaki lazer gücü veya çok yüksek miktardaki lazer gücü de mekanik özellikleri olumsuz yönde etkileyebilmektedir. Li vd., yapmış oldukları bir çalışmada, sabit tarama hızı ve sabit yana kayma mesafesinde artan lazer gücünün (30, 50, 70, 90 W) yüzey pürüzlülüğü üzerindeki etkisini incelemişlerdir. En düşük yüzey pürüzlülüğünün 50 W lazer gücünde ortaya çıktığı tespit edilmiştir. Daha sonrasında artan lazer gücü, yüzey pürüzlülüğünü arttırmıştır. Aşırı lazer enerji girdisi, ergime havuzunda sıçrayan partikül sayısının artmasına ve metal buharlaşmasına sebebiyet vererek yüzey pürüzlülüğünü olumsuz yönde etkilemiştir [112]. SLM ile üretilen nihai parçaların mekanik özellikleri, yeterli seviyedeki bir enerji yoğunluğuyla doğrudan ilişkilidir (Eşitlik 3.1). Bu noktada, parçanın iç yapıdaki boşlukların yeterli bir enerji yoğunluğuyla tam ergime sağlanarak azaldığı belirtilmektedir [113].

Tarama Hızı

Eklemeli imalatta üretilen parçanın mekanik özelliğini etkileyen ve en uygun seviyede olması gereken bir diğer önemli parametre tarama hızıdır. Kontrolsüz bir şekilde tarama hızının artmasıyla enerji yoğunluğunun azalması ve katmanlar arası bütünlüğün olumsuz etkilenmesi tetiklenebilmektedir. Bu kusurlar, parça yapısında düzensiz şekiller ve kısmi ergimeye uğramış parçacıkların içeriği ile karakterize edilmektedir [114]. Artan tarama hızı, ergimiş metalin düşük akış hacmine veya yetersiz çözünmesine sebebiyet vererek üretilen parça yüzeyinde düzensiz çizgileri

oluşturmaktadır. Bu durum, parça yüzeyinde pürüzlülüğü arttırmakta ve mekanik özellikleri olumsuz yönde etkilemektedir.



Şekil 3.6. Eklemeli imalatta oluşan iç yapıdaki gözenekler [115].

SLM’de yüksek tarama hızı ve düşük lazer gücü kullanıldığında, tozun bütünleşmesi için gereken enerji yoğunluğu sağlanamamakta ve parça iç yapısında gözenekliliğe yol açmaktadır. Qui vd., eriyik akışının yüksek lazer tarama hızında son derece dengesiz olduğunu belirterek, artan tarama hızının malzeme iç yapısındaki gözenekliliği arttırdığını belirtmişlerdir [116]. Eklemeli imalatta iç boşlukları gösteren bir örnek Şekil 3.6’da gösterilmiştir.

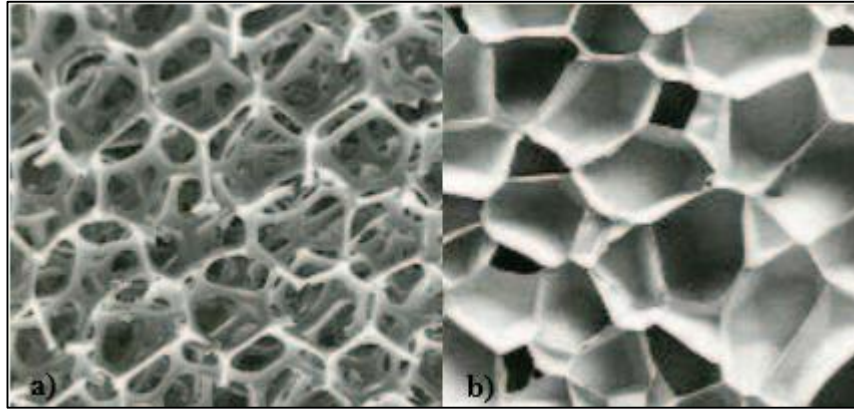
Yana Kayma (Tarama) Mesafesi

Yana kayma mesafesi, lazer gücü ve tarama hızı gibi SLM ile üretilen numunelerin kusur davranışını ve morfolojisini etkileyen önemli parametrelerden bir tanesidir. Yana kayma mesafesi, tek katman içinde iki bitişik lazer izi arasındaki mesafe olarak tanımlanmaktadır (Şekil 3.4). Genel çerçevede eklemeli imalatta yana kayma mesafesi arttığında düşen ısı girdisi; dislokasyon yoğunluğunu ve kalıntı gerilmeyi artırmaktadır. Bu metalurjik faktörler, martenzit dönüşüm davranışında önemli bir rol oynamaktadır. Yana kayma mesafesi, gözenek hatalarının dağılımı ve morfolojisini önemli ölçüde etkileyen sıvı akışının, ısı ve kütle transferinin değişikliğine sebebiyet vermektedir. Yüksek tarama mesafesinin yetersiz ergimeye ve ergimiş havuzlar arasında eksik füzyona neden olması bu duruma örnek verilebilir [117,118]. Yana kayma mesafesinin kontrolsüz bir şekilde artmasıyla tarama izleri arasında örtüşmenin sağlanamaması ve numune iç yapısında boşluk fraksiyonlarının meydana gelmesi

tetiklenmektedir. Bu durum, üretilen numunenin mekanik özelliklerini (Young modül, akma dayanımını vs.) olumsuz yönde etkilemektedir [119,120].

3.2. KAFES YAPILAR

Metal alaşımlı malzemeler askeri, mimarlık, enerji endüstrisi, biyomedikal endüstrisi dahil olmak üzere birçok alanda önemli bir rol oynamaktadır. Gelişen üretim teknikleriyle birlikte metal alaşımlı malzemeler farklı formlarda üretilerek kullanılmaktadır. Bu formaların başında gelen hücresel yapılar, genellikle gözenekli olup yüksek hacimli gözenek fraksiyonları içeren katı malzemeler olarak tanımlanmıştır. Gözenek tipine göre hücresel yapılar, açık hücreli hücresel yapı ve kapalı hücreli hücresel yapılar olarak sınıflandırılabilir. Açık hücreli hücresel yapı, gözeneklerin birbirine bağlı olduğu gözenekli bir ağ olarak ifade edilmektedir. Kapalı hücresel yapı ise, gözenekler arasında izole bir şekilde ve gözeneklerin hücre duvarından ayrılması ile tanımlanabilir [121,122]. Şekil 3.7’de açık ve kapalı hücresel yapılar gösterilmiştir.

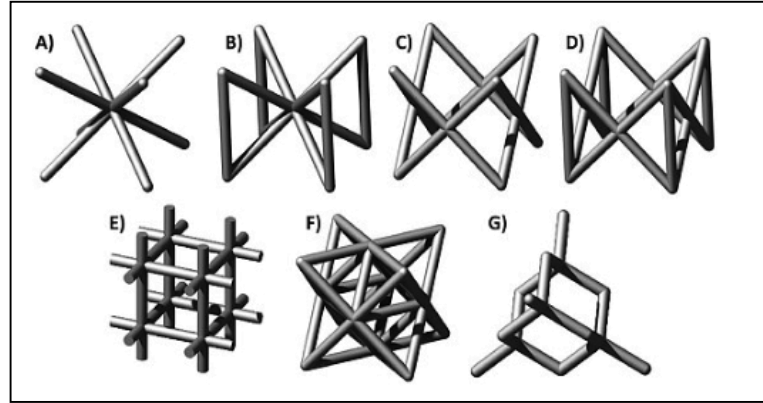


Şekil 3.7. a) Açık hücre yapısı, b) Kapalı hücre yapısı [123].

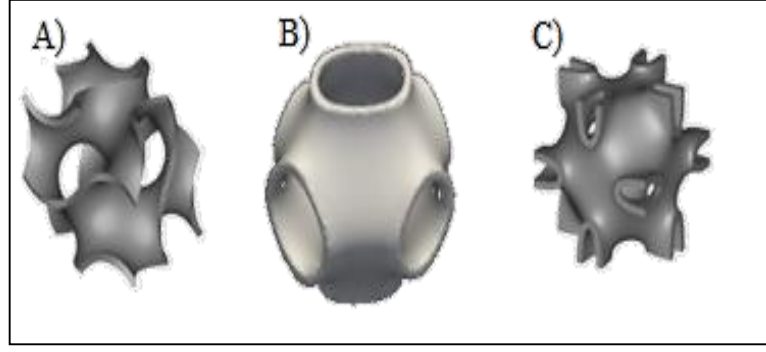
Biyomedikal alan için artan implant gereksinimleri, tasarlanabilir biyouyumlu malzemelerin araştırılmasını da ihtiyaç haline getirmiştir. Bu noktada gözenekli yapılar, düşük Young modülü, yüksek dayanım ve hücre besinlerinin taşınması gibi sağladığı özelliklerden dolayı kemik doku mühendisliğinde temel tasarım modelini oluşturur. Eklemeli imalat teknolojisiyle üretilen gözenekli yapıların, tasarımlarının ve gözenek oranlarının kontrol edilebilmesiyle arzu edilebilir seviyede mekanik

özelliklere ulaşılması mümkündür. Gözenekli kafes yapıları, çeşitli birim hücre geometrileri ile tasarlanabilmektedir. Bu yapılar [124], parametrik olmayan veya parametrik tasarımlarla iki ana başlık altında toplanabilir. Parametrik olmayan tasarımlar, elmas, rombik, hacim merkezli kübik (BCC), yüzey merkezli kübik (FCC) ve çok yüzlü yapılardan meydana gelmektedir (Şekil 3.8).

Parametrik tasarım ise, belirli algoritmalara göre oluşturulan hücresel yapılardır. Voronoi ve üçlü periyodik minimum yüzeyler (TPMS) (gyroid, schwarz vb.) bu tasarımlara örnek verilebilir (Şekil 3.9). TPMS kafes yapılarının, üretilebilirlik ve kemik bütünleşmesi açısından parametrik olmayan tasarımlara göre daha avantajlı olduğu ifade edilmiştir [125]. Bu yapılarda, birim hücre duvarının eğim açısının sürekli olarak değişmesiyle bir önceki katmanın sonraki katmanı destekleyerek üretilebilirliği iyileştirdiği ifade edilmektedir. Ayrıca, implant yüzeylerinin eğimli olmasının kemik içe büyümesinde önemli bir rol oynadığı ifade edilmiştir [126]. Bu bağlamda TPMS kafes yapıların, ortopedik uygulamalar içinde önemli bir seçim olduğu belirtilmiştir [124].

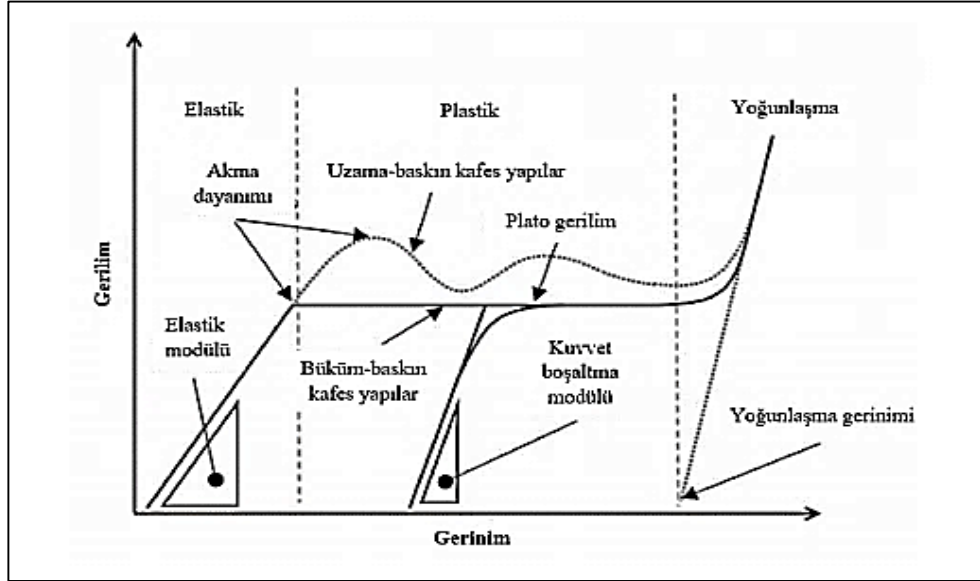


Şekil 3.8. a) Hacim merkezli kübik (BCC), b) BCCZ, c) Yüzey merkezli kübik (FCC), d) FCCZ, e) Kübik, f) Octet-truss, g) Elmas [127].



Şekil 3.9. TPMS birim hücreleri a) Gyroid, b) Schwarz P, c) Neovius [127,128].

Birim hücre yapıları, mekanik davranış türü açısından genellikle büküm baskın davranış ve uzama baskın davranış olmak üzere iki grupta toplanmaktadır. Uzama baskın davranışı, yapının aksenal yüklere maruz kaldığını ifade etmektedir. Ayrıca, büküm baskın davranışa göre daha sert ve dayanıklıdır. Büküm baskın davranışı ise, yapının daha fazla enerji absorbe ettiğini ifade etmektedir [129,130] (Şekil 3.10).

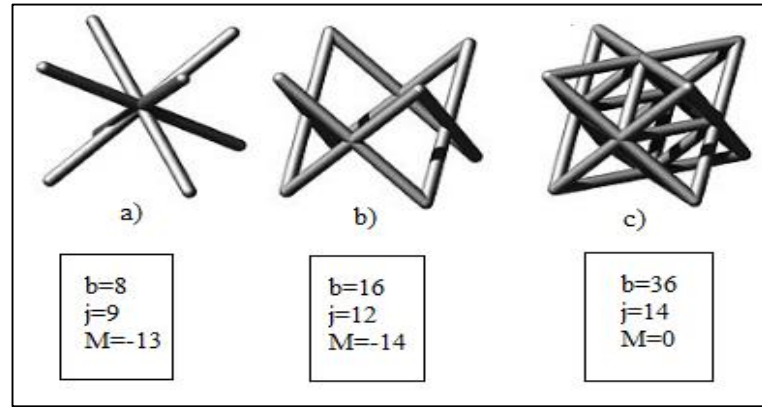


Şekil 3.10. Uzama ve büküm baskın kafes yapıların basma davranışları [127].

Birim hücre yapıların büküm baskın veya uzama baskın davranışı, çubuk ve düğüm nokta sayılarına ve Maxwell sayısına göre belirlenebilmektedir. Maxwell sayısını ortaya çıkaran Eşitlik 3.2'de, M maxwell sayısını, b çubuk sayısını ve j düğüm nokta sayısını ifade etmektedir [131].

$$M = b - 3j + 6 \quad (3.2)$$

Eşitlik 3.2’de M değerinin sıfırdan büyük olması yapının uzama baskın davranışına sahip olduğunu, bu değer sıfırdan küçük olması ise yapının büküm baskın davranışına sahip olduğunu ifade etmektedir [132]. Şekil 3.11’de bazı birim hücrelerin Maxwell sayıları gösterilmiştir.



Şekil 3.11. a) BCC b) FCC c) Octet-truss.

Kafes yapıları sistemlerin tahmini mekanik özelliklerinin belirlenmesi noktasında sıklıkla kullanılan yöntem Gibson-Ashby modelidir. Bu yöntemde, kafes yapıların Young modülü ve dayanımlarının yoğunlukla bağlantılı olduğuna dikkat çekilmiştir. Kafes sistem yoğunluğunun, üretim için kullanılan malzemenin yoğunluğuna oranlanmasıyla ortaya çıkan bağıl yoğunluğun, bağıl Young modülü ve dayanım hakkında ilişkili olduğu saptanmıştır [133]. Çizelge 3.1’de büküm baskın ve uzama baskın davranışları için Gibson-Ashby modeli gösterilmiştir.

Çizelge 3.1. Gibson-Ashby modeli [134].

Mekanik davranış türü	Mekanik özellik	Denklem
Büküm baskın davranış	Young Modül (E)	$E^* / E_s = C_1(\rho^* / \rho_s)^2$
	Dayanım (σ)	$\sigma^* / \sigma_s = C_2(\rho^* / \rho_s)^{3/2}$
Uzama baskın davranış	Young Modül (E)	$E^* / E_s = C_1(\rho^* / \rho_s)$
	Dayanım (σ)	$\sigma^* / \sigma_s = C_2(\rho^* / \rho_s)$

Çizelge 3.1’de verilen denklemlerde E^* , kafes yapının Young modülünü, E_s kafes yapının ana malzemesinin Young modülünü, C bir sabit sayıyı, σ^* kafes yapının dayanımını, σ_s kafes yapının ana malzemesinin akma dayanımını, ρ^* kafes yapının yoğunluğunu, ρ_s ise kafes yapının ana malzemesinin yoğunluğunu tanımlamaktadır. C_1 ve C_2 sabit sayıları büküm baskın davranışı için sırasıyla 1 ve 0,3 olarak ifade edilirken, uzama baskın davranışı için her iki sayı da 1/3 olarak belirtilmiştir [125]. Bu tahmini modelleme yöntemiyle farklı bağıl yoğunluklarda ve buna bağlı olarak farklı gözenek oranlarında kafes sistemlerinin tasarımları yapılarak, tahmini Young modül ve dayanım sonuçlarına ulaşılabilmektedir. Bağıl yoğunluk, yapıda bulunan gözeneklilik seviyesi ile doğrudan ilişkili olup, genellikle hacimsel oran olarak tanımlanmaktadır [135,136]. Gözenek oranının belirlenmesi için kullanılan formül Eşitlik 3.3’te gösterilmiştir.

$$Porozite (\%) = \left(1 - \frac{V_p}{V_s}\right) \times 100 \quad (3.3)$$

Eşitlik 3.3’te, V_p gözenekli kafes yapısının hacmini ve V_s ise tam yoğunluktaki yapının hacmini ifade etmektedir. Bu bağlamda, bazı çalışmalarda farklı gözenek oranlarındaki numunelere basma testi gerçekleştirilmiş ve Young modül-dayanım değerlerine ulaşılarak Gibson-Ashby modeliyle karşılaştırılmalar yapılmıştır [135,137]. Çizelge 3.2’de biyomedikal implant ve kemiğin Young modül değerleri gösterilmiştir.

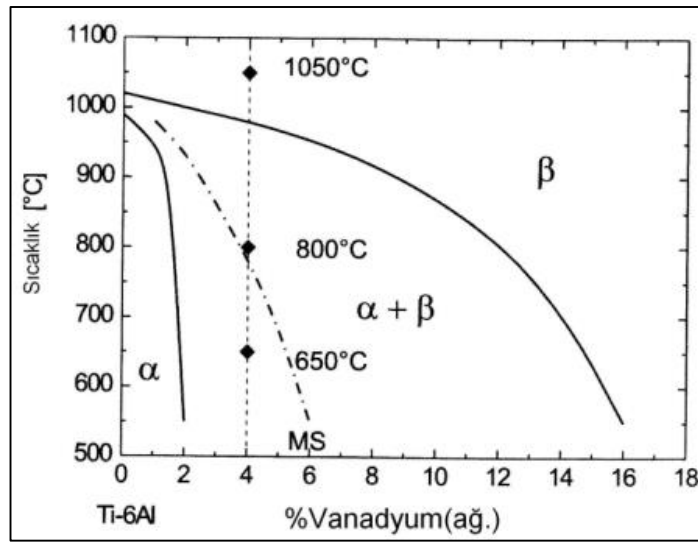
Çizelge 3.2. Biyomedikal implant ve insan kemiğinin young modülleri.

Malzeme	Young Modül (GPa)	Referans
Ti6Al4V	120	[138]
NiTi	48	[139]
Kortikal kemik	3-30	[140,141]
Trabeküler kemik	0,02-2	[140]

3.3. TİTANYUM VE ALAŞIMLARI

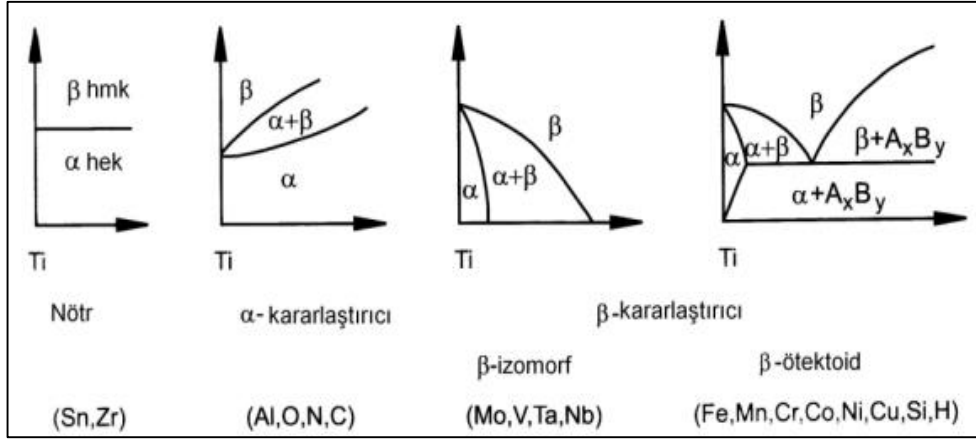
Son zamanlarda titanyum ve alaşımları, havacılık, savunma sanayi, biyomedikal ve otomobil endüstrilerinde sıklıkla kullanılan bir malzeme haline gelmiştir. Bu durum, sahip oldukları mukavemet, aşınma direnci, biyouyumluluk, mükemmel korozyon

direnci ve düşük Young modülü ile açıklanabilir [142,143]. Titanyumun alaşım elementleri iki allotropik kristal yapı grubunda alfa (α) veya beta (β) olarak sınıflandırılmaktadır. Bu alaşımlar, endüstriyel uygulamalarda mikro yapı durumlarına göre α , β ve $\alpha+\beta$ olmak üzere ayrılmaktadır. α fazı düşük sıcaklıklarda hegzagonal sıkı dizilimli (HCP) yapıda olurken, β fazı ise yüksek sıcaklıklarda BCC yapıda olup karardır. $\alpha+\beta$ alaşımları arasında, Ti6Al4V sıklıkla kullanılan titanyum alaşımı olarak bilinmekte ve kullanılan tüm alaşımların %50'den fazlası bu bileşimden oluşmaktadır [144,145]. Şekil 3.12'de Ti6Al4V alaşımının faz yapısı gösterilmiştir.



Şekil 3.12. Vanadyum oranına bağlı Ti6Al4V alaşımının faz yapıları [146].

Ti64 olarak da bilinen Ti6Al4V alaşımı, yüksek mukavemet, düşük yoğunluk, yüksek kırılma tokluğu, iyi bir korozyon direnci ve üstün biyoyumluluk özelliklerine sahiptir [147,148]. Ti6Al4V alaşımı sahip olduğu biyoyumluluk sayesinde, insan vücudunda bir implant malzemesi olarak kullanılmakta ve yeni nesil üretim tekniklerinden olan eklemeli imalat ile gözenekli bir yapıda üretilebilmektedir. Özellikle, ortopedi alanında kullanılan implantların hammaddesini oluşturmaktadır. Korozyona karşı direnç göstermesi ve esnek olması biyomedikal alan için bir tercih sebebi olarak görülmektedir [149].



Şekil 3.13. Alaşım elementlerinin Ti alaşımındaki faz diyagramları [146].

Titanyumun içerisine eklenen bazı elementler ile birlikte farklı gruplarda titanyum alaşımları ortaya çıkmaktadır. Örneğin, kendi iç grubunda β kararlaştırıcı elementler izomorf ve ötektoid olarak sınıflandırılabilir. İzomorf grunumda Ta, V veya ötektoidde ise Cr, Cu, Si, Co gibi elementler malzeme bileşimlerini oluşturabilmektedir [146]. Bu bağlamda, alaşım elementlerinin Ti'alaşımındaki faz diyagramları Şekil 3.13'te verilmiştir.

BÖLÜM 4

MALZEME VE YÖNTEM

Bu çalışma, sağlık alanında yaygın olarak kullanılan Titanyum alaşımlı gözenekli biyomedikal parçanın eklemeli imalat için tasarımı ve üretim parametrelerinin optimizasyonunu incelenmesi üzerine beş aşamadan oluşmaktadır.

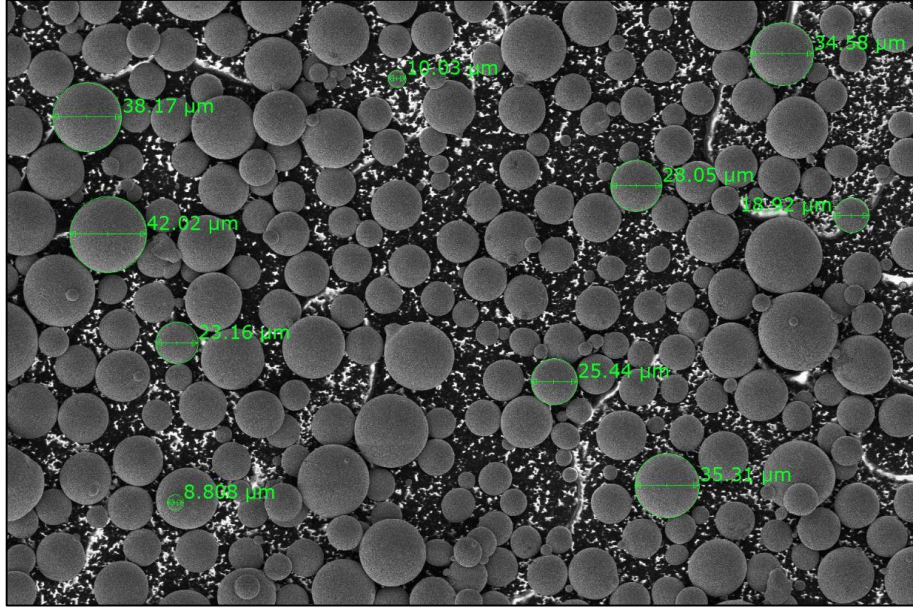
- Üretim tekniği ve malzemenin belirlenmesi,
- Gözenekli yapıların tasarımı,
- Sonlu elemanlar analizi ile modelleme,
- Deney tasarımı ile numunelerin üretimi,
- Deneysel ve istatistiksel çalışmaların gerçekleştirilmesi.

4.1. DENEY MALZEMESİ

Genel olarak endüstriyel alanda ve özellikle biyomedikal sektörde biyouyumluluğu sebebiyle tercih edilen Ti6Al4V Grade 5 olarak isimlendirilen alaşım, çift fazlı bir yapıya sahip bir titanyum alaşımıdır. Eklemeli imalat tekniklerinden olan SLM ile de numunelerin üretimi için Ti6Al4V (Grade 5) malzemesi kullanılmış ve malzeme tedariki ERMAKSAN firmasından temin edilmiştir. Kullanılan Ti6Al4V Grade 5 alaşımının partikül çapları 10-45 µm aralığında (Şekil 4.1) değişmekte ve kimyasal bileşimlerin ağırlık yüzdeleri Çizelge 4.1’de verilmiştir.

Çizelge 4.1. Ti6Al4V Grade 5 kimyasal bileşimi [143].

C	O	N	H	Fe	Al	V	Ti
0,08	0,20	0,05	0,015	0,30	6,43	4	Denge

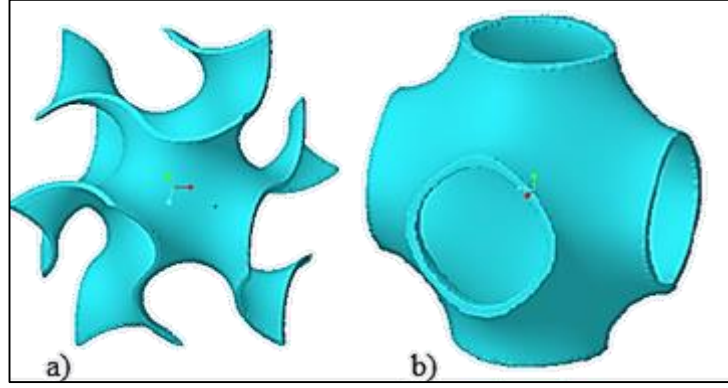


Şekil 4.1. Ti6Al4V Grade 5 partikül çapları (SEM).

Ti6Al4V malzemenin çekme mukavemeti 950 MPa, akma mukavemeti 880 MPa, Young modülü 113,8 GPa, sertliği 36 HRC ve yoğunluğu ise $4,43 \text{ g/cm}^3$ şeklindedir [143].

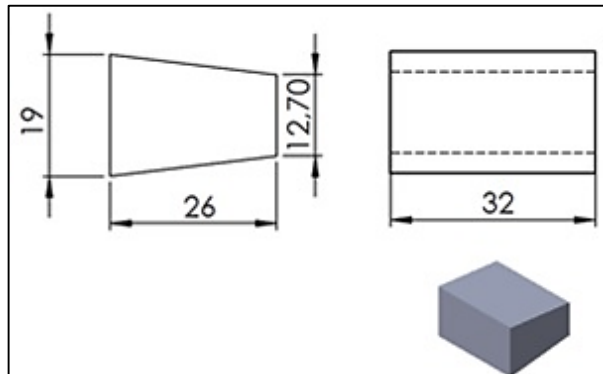
4.2. GÖZENEKLİ YAPILARIN TASARIMI

TPMS kafes yapılarının, üretilebilirlik ve kemik bütünleşmesi açısından parametrik olmayan tasarımlara göre daha avantajlı olduğu ifade edilmiştir. Bu yapılarda [150], birim hücre duvarlarının eğim açısı sürekli olarak değişmesiyle bir önceki katmanın sonraki katmanı destekleyerek üretilebilirliği iyileştirdiği belirtilmektedir. Ayrıca, implant yüzeylerinin eğimli olmasının kemik içe büyümesinde önemli bir rol oynadığı da ifade edilmiştir [151]. Bu bağlamda TPMS kafes yapıların, ortopedik uygulamalar içinde önemli bir seçim olduğu belirtilmiştir [152]. Bu nedenle, gözenekli kama tipi implant tasarımını oluşturacak olan birim hücre yapıları TPMS yapılardan belirlenmiş, gyroid ve schwarz P birim hücre yapıları seçilmiştir. Şekil 4.2’de gyroid ve schwarz P birim hücre yapıları gösterilmiştir.



Şekil 4.2. Birim hücre yapıları a) Gyroid, b) Schwarz P

Çalışma kapsamında SLM tekniğiyle imal edilmesi planlanan implantların, üretilebilirlik noktasında da uygun geometrik tasarımda olması gerekmektedir. SLM tekniğiyle karmaşık yapıdaki hücresel yapılar, birim hücrelerin tekrarlanmasıyla başarılı bir şekilde üretilebilmektedir. Fakat, SLM tekniğinin minimum üretilebilir çubuk çap ölçüsü ve çubuk açısı gibi bazı üretim sınırlarının olduğu belirtilmektedir [153]. Bu noktada, Mazur vd., farklı çubuk çapı ve açısında SLM ile Ti6Al4V alaşımı kullanarak ürettikleri test çubuklarını incelemiştir. Araştırmacılar, minimum üretilebilir çubuk çap ölçüsünün ve açısının sırasıyla 0,3 mm ve 20° olması gerektiğini ifade etmişlerdir [154]. Bu bağlamda, tasarlanan modellerde belirtilen üretim sınırları dikkate alınmıştır. Kama tipi implant boyutlarının ortalama ölçüleri katalog değerleri dikkate alınarak tasarlanmıştır [155-157]. Şekil 4.3'te kama tipi implantların ölçüleri sırasıyla gösterilmiştir.



Şekil 4.3. Kama tipi implantın ölçüleri.

Biyomedikal alan için tasarlanan kafes yapılar, dayanım ve Young modül açısından değerlendirilebilmesi için farklı gözenek oranlarında üretilmektedir. Literatür ışığında, metalik kafes yapılarının gözenek oranları genellikle %20-80 aralığında değişkenlik göstermektedir [66,158-160]. Bu nedenle, üç farklı kafes yapısında tasarlanan implantların her bir kafes yapısı %55, %60, %65, %70 ve %75 gözenek oranlarından oluşmaktadır. Gözenek oranlarının belirlenmesi için kullanılan eşitlik aşağıda verilmiştir.

$$Porozite (\%) = \left(1 - \frac{V_p}{V_s}\right) \times 100 \quad (4.1)$$

Eşitlik 4.1’de V_p gözenekli kafes yapısının hacmini ve V_s ise tam yoğunluktaki yapının hacmini ifade etmektedir. Çizelge 4.2’de her bir birim hücre yapının geometrik ölçüleri ve gözenek oranları verilmiştir. Yapılan değerlendirmeler neticesinde, geometrik tasarım sürecinde dikkate alınan üretim sınırları ve minimum gözenek oranına ek olarak gözenek büyüklüğüde dahil edilmiştir. Literatürde, kemik içe büyümesi için gereken gözenek büyüklüğünün $50 \mu\text{m}$ ’den büyük olması gerektiği ifade edilmiştir [45,161-163]. Ayrıca, gyroid ve schwarz yapılarını oluşturan matematiksel denklemler Eşitlik 4.2 ve Eşitlik 4.3’te sırasıyla verilmiştir [124].

$$F(x,y,z): \cos x \cdot \sin y + \cos y \cdot \sin z + \cos z \cdot \sin x \quad (4.2)$$

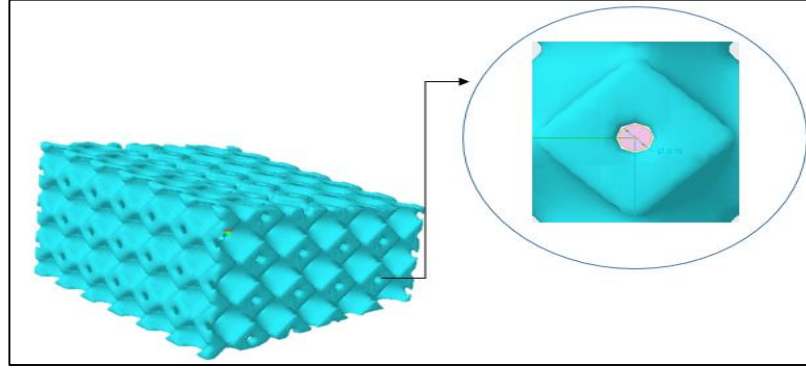
$$F(x,y,z): \cos x + \cos y + \cos z \quad (4.3)$$

Çizelge 4.2. Birim hücre yapılarının geometrik ölçüleri.

(%)	<i>Schwarz-P</i>			<i>Gyroid</i>		
	Duvar kalınlığı (mm)	Birim hücre boyutu (mm)	Gözenek boyutu (μm)	Duvar kalınlığı (mm)	Birim hücre boyutu (mm)	Gözenek boyutu (μm)
55	1,20	5,20	790-810	0,85	5,20	350
60	1,10	5,30	960-980	0,80	5,30	420
65	1,00	5,40	1100-1150	0,75	5,60	550
70	0,90	5,50	1200-1280	0,70	6,40	850
75	0,70	5,40	1500-1700	0,65	6,80	980

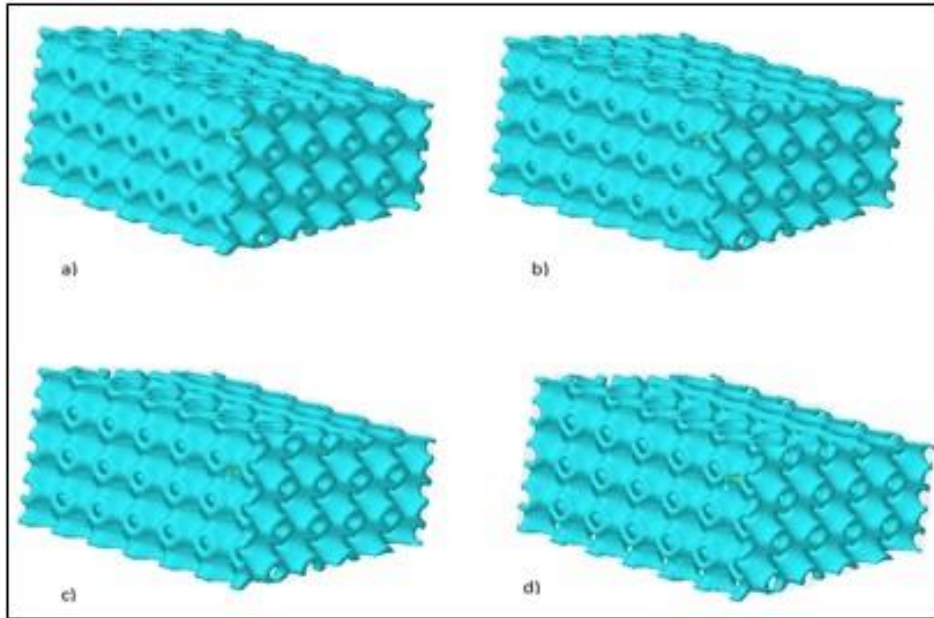
Farklı birim hücrelerden oluşan gözenekli kafes yapıların bilgisayar destekli tasarımları, PTC Creo Parametric 7.0.2 programı kullanılarak gerçekleştirilmiştir.

Schwarz birim hücre yapısıyla tasarlanan %55 gözenek oranındaki model ve gözenek büyüklüğü Şekil 4.4'te gösterilmiştir. Gözenek büyüklüğü 790-810 μm olarak ölçülmüştür.



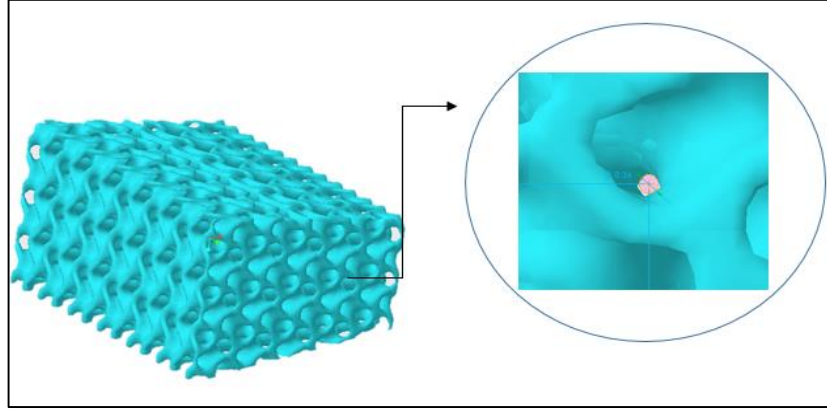
Şekil 4.4 %55 gözenek oranında Schwarz birim hücre yapısıyla tasarlanan model.

Schwarz yapısı için, Şekil 4.5'te %60, %65, %70 ve %75 gözenek oranlarındaki tasarımlar gösterilmiştir.



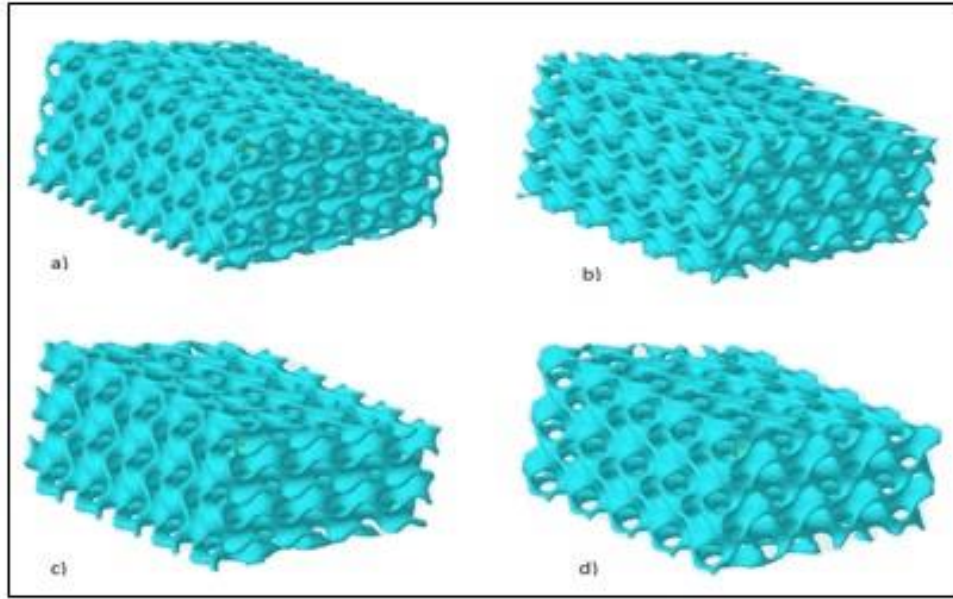
Şekil 4.5. Schwarz yapısıyla tasarlanan modeller a) %60, b) %65, c) %70, d) %75.

Gyroid birim hücre yapısıyla tasarlanan %55 gözenek oranındaki model ve gözenek büyüklüğü Şekil 4.6'da gösterilmiştir. Gözenek büyüklüğü 350 μm olarak ölçülmüştür.



Şekil 4.6. %55 gözenek oranında Gyroid birim hücre yapısıyla tasarlanan model.

Gyroid yapısı için, Şekil 4.7'de %60, %65, %70 ve %75 gözenek oranlarındaki tasarımlar gösterilmiştir.

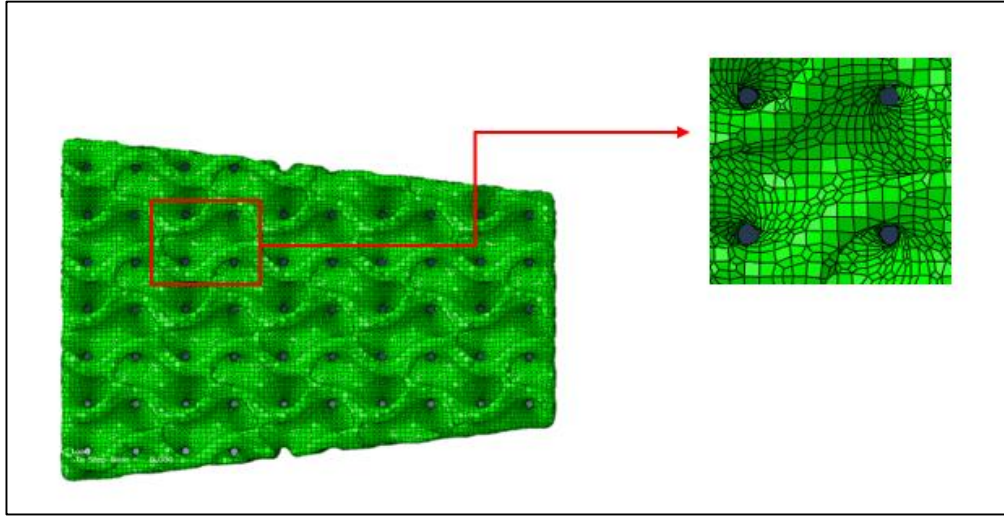


Şekil 4.7. Gyroid yapısıyla tasarlanan modeller a) %60, b) %65, c) %70, d) %75.

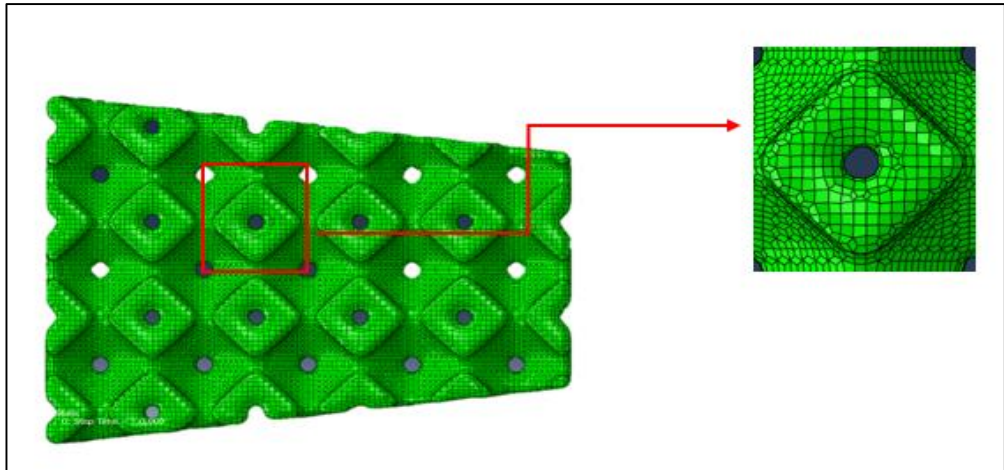
4.3. SONLU ELEMANLAR ANALİZİ

Farklı birim hücre yapılarında ve gözenek oranlarında tasarımı gerçekleştirilen modellerin sonlu elemanlar analiz çalışmaları, Abaqus yazılımı kullanılarak ASTM-F2077 standartlarına göre gerçekleştirilmiştir [164]. PTC Creo-Parametric tasarım programıyla oluşturulan kafes yapıları, .stl dosya formatında import edilmiştir. Sonraki aşamada, *Cubit* ağ (mesh) oluşturma yazılımıyla tüm kafes yapılarına C3D8R

sekiz düğümlü lineer kübik eleman kullanılarak ağ yapıları (mesh) oluşturulmuş ve yapılan yakınsama testleri neticesinde tüm kafes yapılarında ortalama 0,27 mm eleman boyutları kullanılmıştır (Şekil 4.12b). Gözenek oranına göre 500000-600000 arasında eleman sayıları değişmektedir. Diğer aşamada ise, elde edilen modeller Abaqus yazılımı formatında (.inp) kaydedilerek analiz için hazır hale getirilmiştir. Gyroid ve schwarz birim hücre yapılarından tasarlanan modellerin, %55 gözenek oranı için ağ yapısı Şekil 4.8 ve Şekil 4.9'da sırasıyla gösterilmiştir.

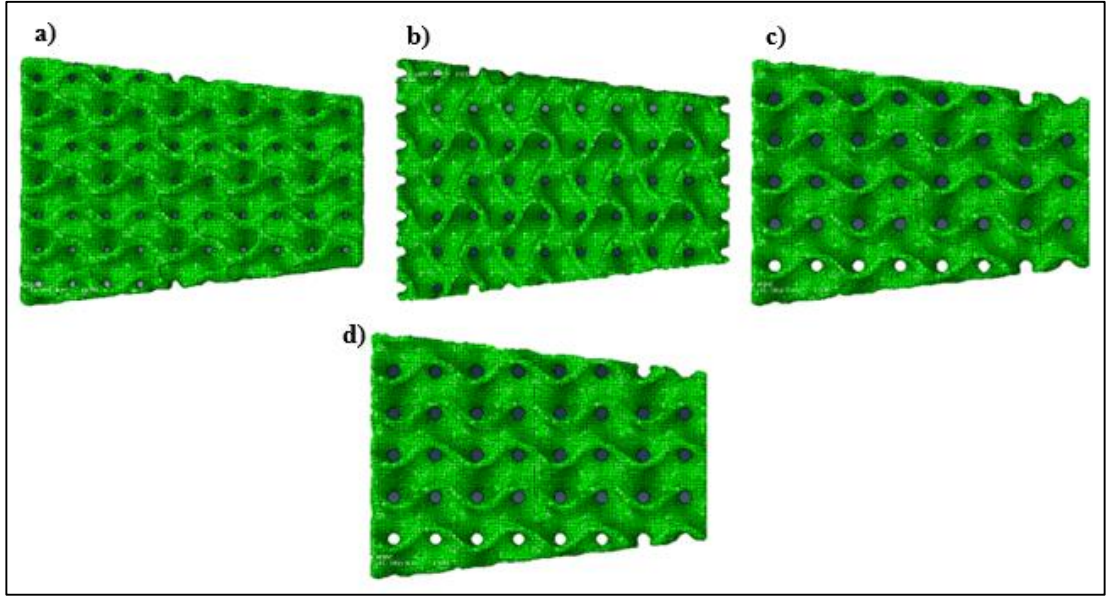


Şekil 4.8. %55 gözenek oranında gyroid birim hücre yapısında oluşturulan ağ.

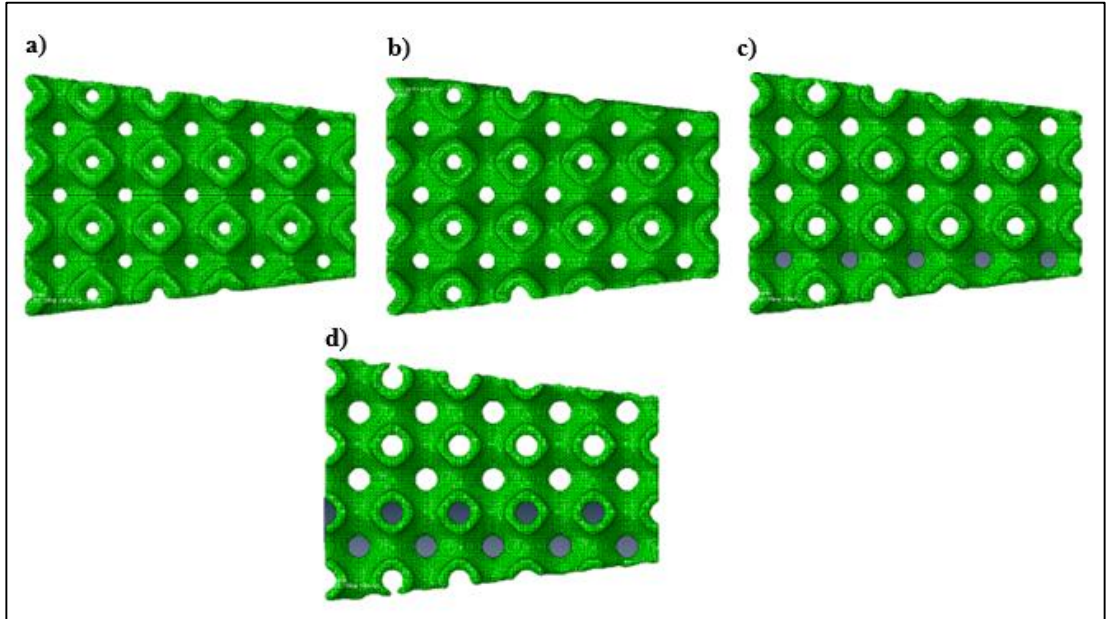


Şekil 4.9. %55 gözenek oranında schwarz birim hücre yapısında oluşturulan ağ.

Şekil 4.10 ve Şekil 4.11'de gyroid ve schwarz birim hücre yapısıyla tasarlanan modellerde oluşturulan mesh yapıları sırasıyla gösterilmiştir (%60-75).



Şekil 4.10. Gyroid birim hücre yapılarında oluşturulan ağ a) %60, b)%65, c)%70, d)%75.



Şekil 4.11. Schwarz birim hücre yapılarında oluşturulan ağ a) %60, b)%65, c)%70, d)%75.

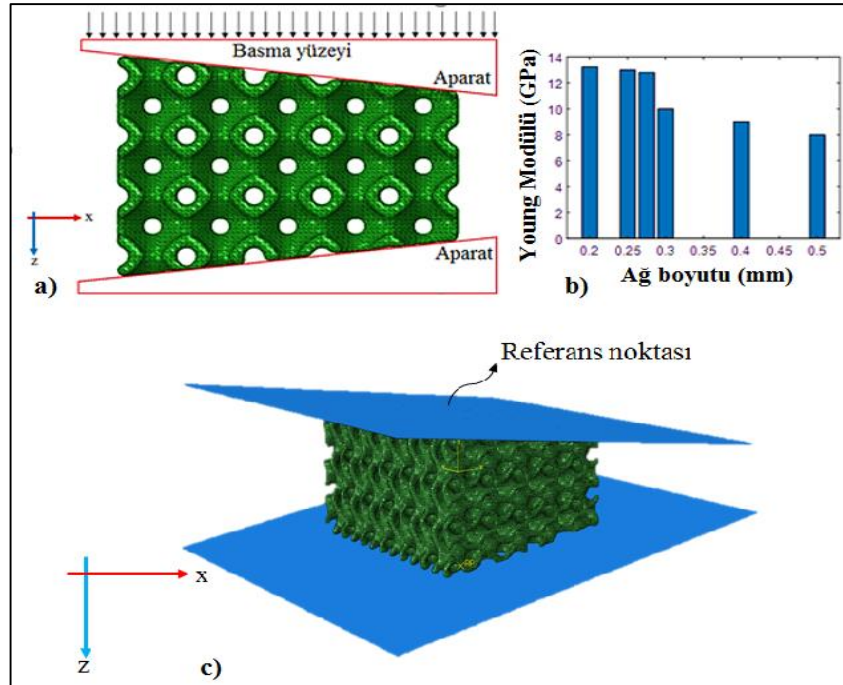
Tasarlanan modellerin üretimi, Ti6Al4V malzemesinden planlanmıştır. Bu nedenle, Ti6Al4V malzemesinin Johnson-Cook malzeme parametreleri FEA için kullanılmıştır. Çizelge 4.3'te Johnson-Cook malzeme modelinin özellikleri verilmiştir.

Çizelge 4.3. Ti6Al4V Johson-Cook malzeme modeli [165].

A (MPa)	B (MPa)	C	M	N	T_m (°C)	T_0 (°C)
1567	952	0,01	0,8	0,4	1605	20

Çizelge 4.3'te A akma gerilmesini, B gerinim sertleşmesini, C gerinim hızı sabitini, n gerinim sertleşme sabitini, m ısıl yumuşama sabitini, T_m erime sıcaklığını, T_0 oda sıcaklığını ifade etmektedir. Ek olarak, Young modül 110 GPa olarak tanımlanmıştır.

Tasarlanan modellere rijit bir plaka modellenerek bu plaka ile kafes yapının üstüne bir basma kuvveti uygulanmıştır. Basma kuvvetini simüle etmek için iki rijit plakaya referans noktaları atanmıştır. Aynı zamanda kafes yapısının tabanındaki referans noktasına ankastre sınır şartı uygulanmıştır. Modeller üzerinde gerçekleştirilen basma testlerinde, z ekseninde 2 mm'lik yer değiştirme uygulanarak bu yer değiştirmeye karşılık gelen kuvvet değerleri elde edilmiştir. Şekil 4.12a'da örnek basma prosedürü, Şekil 4.12b'de eleman boyutlarına göre değişkenlik gösteren Young modülü değerleri ve Şekil 4.12c'de sınır şartları tanımlanmış örnek model verilmiştir.



Şekil 4.12. a) Basma testi prosedürü, b) Eleman boyutlarına göre E değerleri, c) Sınır şartları tanımlanmış örnek model.

Rijit plakaya 3B dörtgen eleman (R3D4) tanımlanmıştır. Modele, teğetsel yönde 0,4 μ sürtünme kat sayısı tanımlanırken, normal yönde ise hard kontakt kullanılmıştır.

4.4. DENEY TASARIMI

Young modül ve akma dayanımı değerlendirme kriteri olarak seçilmiş ve bu çıktılar üzerinde doğrudan etkisi olan üretim parametreleri belirlenmiştir. Bu sebeple, A- Tarama hızı (mm/s), B- Lazer gücü (W), C- Yana kayma mesafesi (mm) olmak üzere üç faktör seçilmiştir. Bu faktörlerin seviyeleri ise üretim yapan firmanın önerileri ve dikkate alınarak tespit edilmiştir. Taguchi L_{27} dikey dizini kullanılarak gyroid ve schwarz birim hücre yapılarından üretilen numunelerin her biri için 27'şer adet deney olmak üzere toplamda 54 adet numune üretilmiştir. Deneylerde kullanılan faktörler ve seviyeleri Çizelge 4.4'te verilmiştir.

Çizelge 4.4. Faktörler ve seviyeleri.

Sembol	Faktörler	Seviye		
		1	2	3
A	Tarama hızı (mm/s)	700	900	1100
B	Lazer gücü (W)	170	190	210
C	Yana kayma mesafesi (mm)	0,08	0,1	0,12

Deneysel sonuçlara %95 güven aralığında varyans analizi (ANOVA) uygulanarak Young modül üzerindeki faktörlerin etki oranları belirlenmiş ve üretim optimizasyonu gerçekleştirilmiştir. Deney tasarımı ve varyans analizi Minitab16 yazılımı kullanılarak gerçekleştirilmiştir. Deney tasarımı Çizelge 4.5'te gösterilmiştir.

Çizelge 4.5. Deney tasarımı.

Deney Numarası	A (mm/s)	B (W)	C (mm)
1	700	170	0,08
2	700	170	0,1
3	700	170	0,12
4	700	190	0,08
5	700	190	0,1
6	700	190	0,12
7	700	210	0,08
8	700	210	0,1
9	700	210	0,12
10	900	170	0,08

11	900	170	0,1
12	900	170	0,12
13	900	190	0,08
14	900	190	0,1
15	900	190	0,12
16	900	210	0,08
17	900	210	0,1
18	900	210	0,12
19	1100	170	0,08
20	1100	170	0,1
21	1100	170	0,12
22	1100	190	0,08
23	1100	190	0,1
24	1100	190	0,12
25	1100	210	0,08
26	1100	210	0,1
27	1100	210	0,12

4.5. NUMUNELERİN SLM TEKNİĞİ İLE ÜRETİMİ

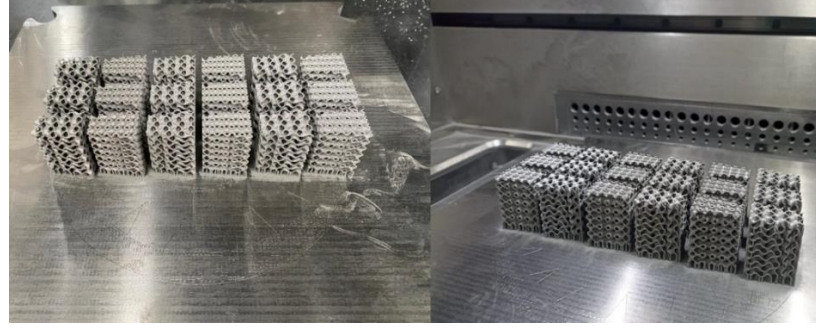
Üretim sınırları dikkate alınarak tasarlanan modeller, eklemeli imalat bünyesinde var olan seçici lazer ergitme yöntemiyle üretilmiştir. Bölüm 4.4'te belirlenen deney tasarımına göre üretim gerçekleştirilmiştir. Numuneler ERMAKSAN firması tarafından Envasion 250 SLM cihazıyla üretilmiştir. Envasion 250 SLM cihazının teknik özellikleri Çizelge 4.6'da verilmiştir.

Çizelge 4.6. ENVASION 250 üretim cihazının teknik özellikleri.

Genel Özellikler	ENVASION 250
Ayarlanabilir katman yüksekliği	20-100 µm
Lazer tipi	Fiber Lazer
Lazer Gücü	500W
Elektrik Akımı	32 A
Yardımcı/Proses Gaz Tipi	Argon/Azot
Oksijen Seviyesi	100 ppm
Tarama Hızı	11 m/s'e kadar
Üretim hacmi (mm ³)	250x250x300

Lazer gücü, tarama hızı ve yana kayma mesafesine bağlı gyroid ve schwarz birim hücre yapılarından numuneler üretilmiştir. Tüm numunelerin inşa yönü aynı yönde belirlenmiş ve üretim sonrası toz katmanından vakumlama yapılarak çıkarılmıştır.

Üretimlerde katman yüksekliği 30 µm kullanılmıştır. Şekil 4.13'te örnek numuneler gösterilmiştir.



Şekil 4.13. Farklı parametre seviyelerinde üretilen örnek numuneler.

4.6. NUMUNELERE BASMA TESTİNİN GERÇEKLEŞTİRİLMESİ

Deney tasarımına bağlı olarak SLM ile üretilen numunelerin (gyroid ve schwarz birim hücrelerinden oluşan toplamda 54 adet) ASTM F2077 standardına göre basma testleri gerçekleştirilmiştir. Basma testleri, Türkiye Odalar ve Borsalar Birliği Ekonomi ve Teknoloji Üniversitesi bünyesinde yer alan 600LX215 seri numaralı INSTRON marka 600LX model test cihazında gerçekleştirilmiştir (Şekil 4.14).



Şekil 4.14. Instron marka basma testi cihazı.

Belirtilen standartta basma testinin gerçekleştirilebilmesi için üretimi yapılan kama tipi numunelerin üst ve alt kısımlarına, numune geometrisine uygun olacak bir şekilde iki adet aparat talaşlı imalat yöntemlerinden olan frezeleme ile üretilmiştir. Bu sayede, numunelerin yüzeyine uygulanacak olan basma kuvvetinin dik bir şekilde gelmesi sağlanmıştır. Üretilen aparatlar Şekil 4.15'te kırmızı dörtgen içinde gösterilmiştir.



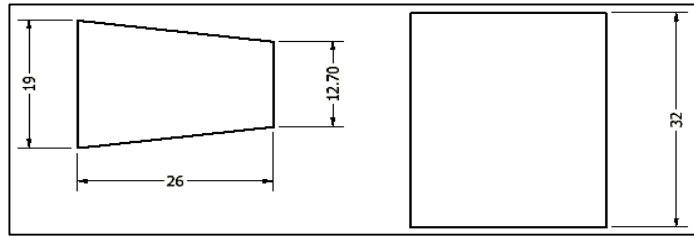
Şekil 4.15. Kama tipi numuneler için üretilen aparatlar.

BÖLÜM 5

DENEYSEL SONUÇLAR VE DEĞERLENDİRME

5.1. SONLU ELEMANLAR ANALİZ SONUÇLARI

Elde edilen kuvvet-yerdeğiştirme sonuçları neticesinde, Şekil 5.1’de gösterilen geometrik ölçüler kullanılarak gerilme-gerinim grafikleri her bir model için çıkarılmıştır.



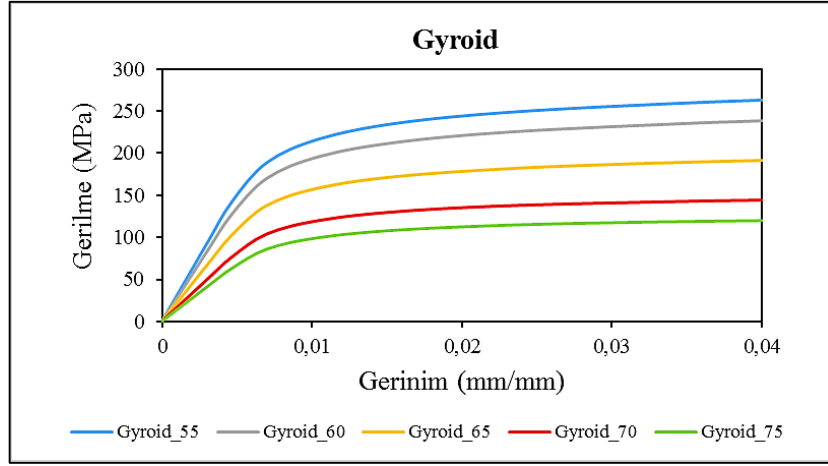
Şekil 5.1. Numune geometrik ölçüleri.

FEA neticesinde elde edilen kuvvet-yer değiştirme değerlerine göre kafes yapıların gerilme-gerinim verileri aşağıda belirtilen Eşitlik 5.1 ve Eşitlik 5.2 kullanarak hesaplanmıştır.

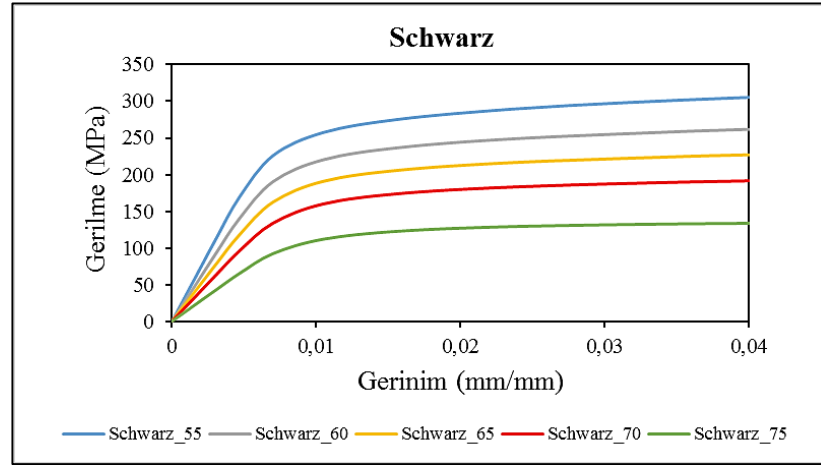
$$\sigma = \frac{F}{A_0} \quad (5.1)$$

$$\varepsilon = \frac{\Delta l}{l_0} \quad (5.2)$$

Eşitlik 5.1’de F basma kuvvetini, A_0 kesit alanını ifade etmektedir. Eşitlik 5.2’de ise, Δl yer değiştirme miktarını, l_0 gözenekli parçanın uzunluğunu ifade etmektedir. Tüm modeller için ortaya çıkan gerilme-gerinim grafikleri Şekil 5.2 ve Şekil 5.3’te gösterilmiştir.



Şekil 5.2. Gyroid modeli için gerilme-gerinim sonuçları (FEA).

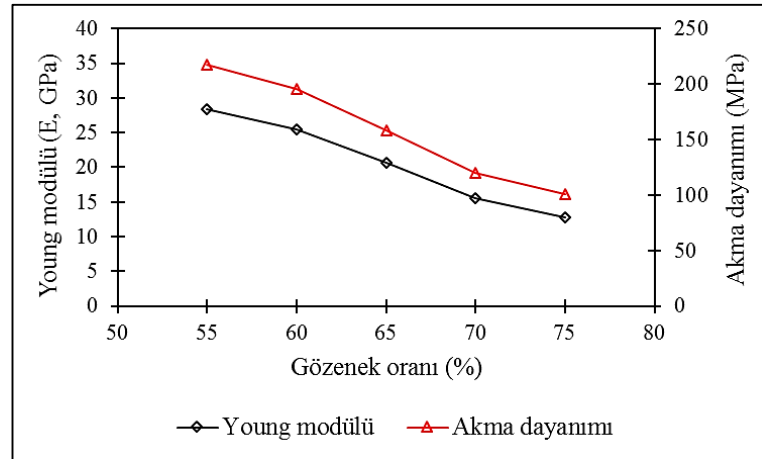


Şekil 5.3. Schwarz modeli için gerilme-gerinim sonuçları (FEA).

Analizler tamamlandığında, ortaya çıkan gerilme-gerinim grafiklerindeki veriler ele alınarak, Excel ortamında “*slope*” formülizasyonu kullanılarak her bir model için Young modülü hesaplanmıştır [166]. Young modülü değerleri, gerilme-gerinim eğrisindeki lineer elastik bölge dikkate alınarak hesaplanmıştır. Ayrıca, gerilme-gerinim grafiklerinden %0,2 ötelemeye akma dayanımları da bulunmuştur. Tasarlanan hücresel kafes yapıların gerilme-gerinim grafiklerinde, üç ana kısım bulunmaktadır. Birinci kısım lineer elastik kısım, ikinci kısım ise plastik bölge olarak tanımlanır. İkinci kısımda büküm-baskın yapılarda, plastik deformasyon aşamasında sabit gerilim altında malzeme deforme olmaktadır. Uzama-baskın yapılarda ise deformasyonun devam etmesi için gerekli olan gerilim salınım göstermektedir. Son kısım ise yoğunlaşma olarak adlandırılır [167]. Bu noktada, deformasyon devam edip

her bir hücre diğer hücrelerle temas ettiğinde yoğunlaşma aşamasına geçilir. Bu aşamada daha fazla deformasyon için gerekli olan gerilim miktarı ciddi artış göstermektedir. Young modülü ve akma dayanımlarını gösteren grafikler gyroid ve schwarz birim hücre yapıları için sırasıyla Şekil 5.4 ve Şekil 5.5'te verilmiştir.

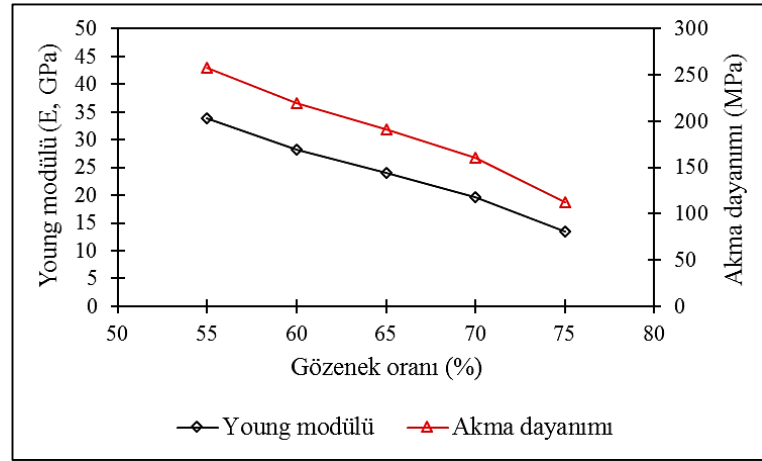
Gyroid birim hücre yapısına ilişkin en yüksek Young modülü değeri %55 gözenek oranına sahip modelde 28,42 GPa olarak hesaplanmıştır. %55 gözenek oranındaki modelin akma dayanımı ise %0,2 öteleme ile 217,34 MPa olarak bulunmuştur. %75 gözenek oranına sahip modelde en düşük Young modül değeri 12,81 GPa olarak bulunmuş, akma dayanımı ise 100,64 MPa olarak bulunmuştur. Gözenek oranı %60, %65 ve %70 olan modellerin Young modül değerleri sırasıyla 25,45 GPa, 20,59 GPa ve 15,49 GPa olarak hesaplanmıştır. Aynı zamanda akma dayanımları sırasıyla 195,612 MPa, 158,681 MPa ve 120,286 MPa olarak ortaya çıkmıştır (Şekil 5.4). FEA analizi sonuçlarına göre gözenek oranı arttıkça Young modül değerlerinin azaldığı tespit edilmiştir. Bu noktada en küçük gözenek oranına sahip model ile (%55) en büyük gözenek oranına sahip model (%75) arasında yaklaşık %55'lik bir azalma tespit edilmiştir.



Şekil 5.4. Gyroid geometrisindeki modellerin young modülü ve akma dayanımı.

Şekil 5.5'te Schwarz birim hücre yapısında tasarlanan implant modellerinin Young modülü ve akma dayanımı grafikleri verilmiştir. Schwarz birim hücre yapısına ilişkin en yüksek Young modül değeri %55 gözenek oranına sahip modelde 33,90 GPa olarak hesaplanmıştır. %55 gözenek oranındaki modelde akma dayanımı ise %0,2 öteleme

ile 257,685 MPa olarak bulunmuştur. En küçük Young modül değeri ise %75 gözenek oranından oluşan modelde 13,54 GPa olarak ortaya çıkmış, akma dayanımı ise 112,53 MPa olarak bulunmuştur. Gözenek oranı %60, %65 ve %70 olan modellerin Young modül değerleri sırasıyla 28,27 GPa, 24,05 GPa ve 19,74 GPa olarak hesaplanırken, akma dayanımları sırasıyla 219,899 MPa, 191,099 MPa ve 160,47 MPa olarak hesaplanmıştır (Şekil 5.5). Gyroid yapısı gibi Schwarz yapısı da gözenek oranının artmasıyla birlikte Young modül açısından benzer davranış sergilemiştir. Bu noktada, en küçük gözenek oranına sahip modelin Young modül değeri ile (%55) en büyük gözenek oranına sahip model (%75) arasında yaklaşık %60'luk bir azalma tespit edilmiştir.



Şekil 5.5. Schwarz geometrisindeki modellerin young modülü ve akma dayanımı.

Her iki birim hücre yapısıyla tasarlanan modeller üzerine uygulanan basma testleri neticesinde, iki yapı da genel olarak gerilme-gerinim sonuçları açısından benzer mekanik davranışı göstermişlerdir. Gözenek oranına bağlı olarak duvar kalınlıklarının artmasıyla veya birim hücre ölçülerinin azalmasıyla, Young modül ve akma dayanım değerlerinin arttığı gözükmemektedir. Artan gözenek boyutu ile Young modül değerlerinin düşüşü, modellerin gözenekliğinin artmasına veya hacimlerinin azalmasına dayandırılabilir [166]. Konvansiyonel üretim teknikleriyle üretilen implantların, insan vücuduna yerleştirildiği bölgede ikincil bir hasara sebebiyet veren en önemli etkenlerden bir tanesi gerilme kalkını (*stress shielding*) etkisidir. Bu durum üretilen implantların doğrudan rijitlikleriyle ilişkili olup, üretilen implantın Young modülü kemiğin Young modülünden yüksek olması durumunda ortaya çıkmaktadır

[168,14]. Gyroid ve schwarz birim hücre yapılarıyla %75 gözenek oranında tasarlanan modellerin Young modülleri sırasıyla 12,81 GPa ve 13,54 GPa, akma dayanımları ise 100,64 MPa ve 112,53 MPa bulunmuştur. İnsan kemiğinin mekanik özellikleriyle karşılaştırıldığında, %75 gözenek oranındaki modellerin en yakın sonuçları verdiği görülmektedir. Özellikle Young modülü açısından sonuçların beklenen seviyede çıkması, %75 gözenek oranındaki hücresel yapılar ile gerilme kalkanı etkisinin azaltılabileceğine işaret etmektedir. Bu sonuçlara göre, %75 gözenek oranı üretim için seçilmiştir.

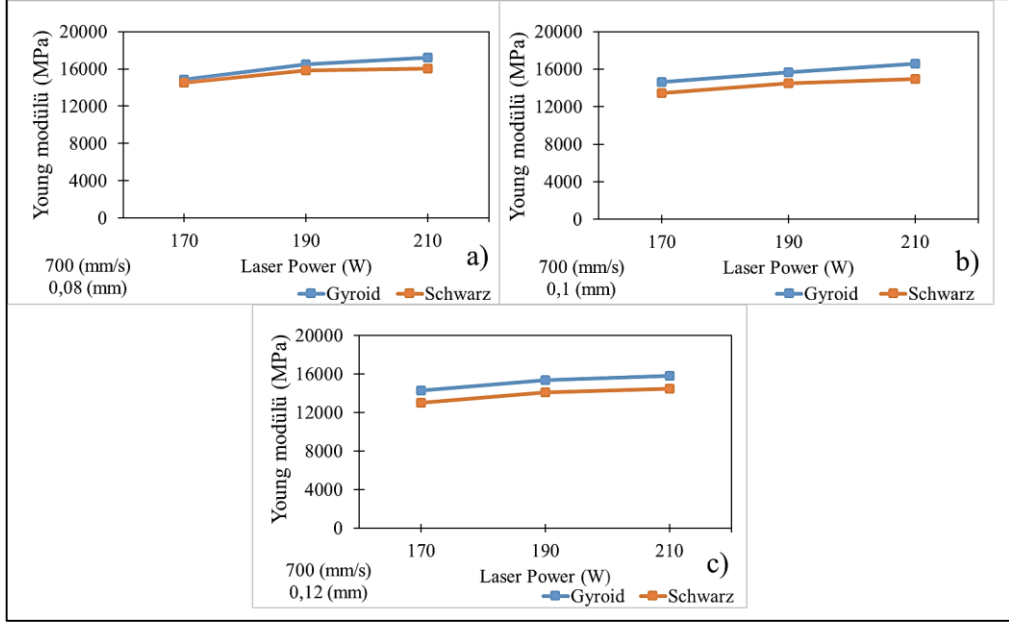
5.2. BASMA TESTLERİNİN DEĞERLENDİRİLMESİ

Çalışmanın ilk aşamasında belirli sınırlar çerçevesinde tasarlanan farklı gözenek oranlarındaki modeller içerisinde %75 gözenek oranındaki modeller (her iki birim hücre yapısı için gyroid ve schwarz), SLM ile üretim için seçilmiştir. Bu durum, FEA verileri ışığında gerilme-gerinim grafiklerine bağlı Young modül sonuçlarının değerlendirilmesiyle ilişkilidir. Bölüm 4.4'te belirtilen deney tasarımına göre farklı lazer gücü, tarama hızı ve yana kayma mesafelerinde üretilen numunelere basma testleri gerçekleştirilmiştir. Gyroid ve schwarz birim hücre yapılarından 27'şer adet üretilen numunelere toplamda 54 adet olmak üzere basma testi gerçekleştirilmiştir. Basma testleri neticesinde, numunelerin Young modül ve akma dayanımları elde edilmiştir. Ortaya çıkan sonuçlara göre, lazer gücü, tarama hızı ve yana kayma mesafesinin mekanik özellikler üzerindeki etkileri incelenmiştir.

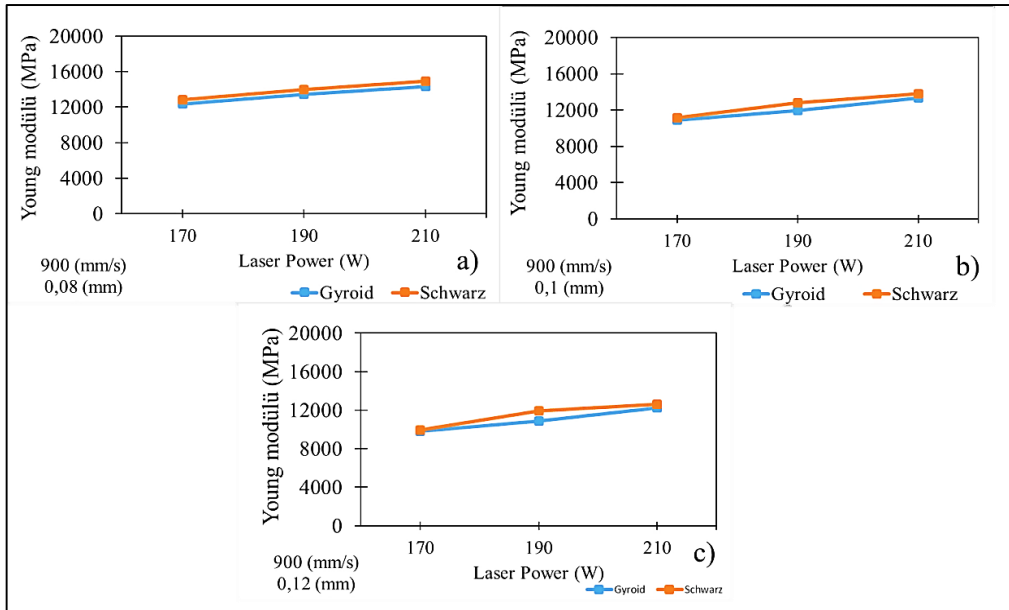
5.2.1. Lazer Gücünün Etkisi

Seçici lazer ergitme ile metal alaşımlı parçaların üretiminde lazer tarafından toza sağlanan ve enerji miktarını etkileyen lazer gücü, tarama hızı, yana kayma mesafesi ve katman kalınlığı gibi işlem parametreleri değiştirilerek üretilen parçanın mekanik özellikleri optimize edilebilmektedir [169,108]. Uygun olmayan üretim parametreleri, eriyik havuzunun kararsızlığına neden olmakla birlikte iç yapıda gözeneklerin oluşmasına ve yeterli olmayan ergime bölgeleri ile üretilen parçalarda kırılma hasarlarına sebebiyet verebilmektedir. Bu bağlamda lazer gücünün, basma testleri

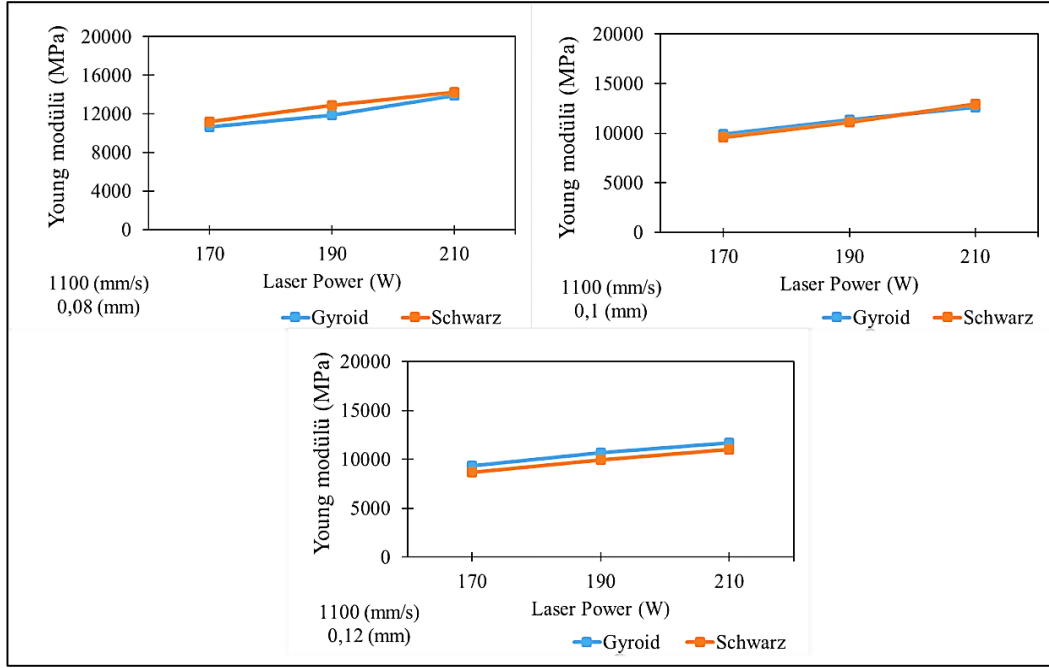
neticesinde elde edilen Young modül ve akma dayanımları üzerindeki etkisi incelenmiştir. Şekil 5.6, Şekil 5.7 ve Şekil 5.8’de %75 gözenek oranlarında üretilen gyroid ve schwarz birim hücre yapılarından üretilen numunelerin, lazer gücü değişkenliğine bağlı olarak Young modül sonuçları verilmiştir



Şekil 5.6. Sabit tarama hızı (700 mm/s) ve yana kayma mesafelerinde artan lazer gücünün Young modüle etkisi.



Şekil 5.7. Sabit tarama hızı (900 mm/s) ve yana kayma mesafelerinde artan lazer gücünün Young modül etkisi.

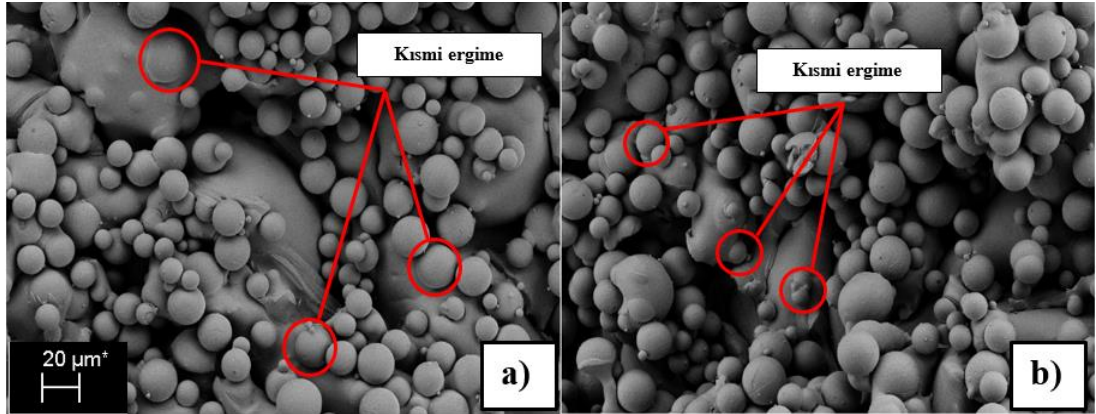


Şekil 5.8. Sabit tarama hızı (1100 mm/s) ve yana kayma mesafelerinde artan lazer gücünün Young modül etkisi.

Şekil 5.6 (a) incelendiğinde, sabit tarama hızı ve yana kayma mesafesinde lazer gücünün artmasıyla gyroid birim hücre yapısıyla üretilen numuneler için en düşük Young modül değeri 170 W lazer gücünde 14880,68 MPa, en yüksek ise 210 W lazer gücünde 17232,10 MPa olarak elde edilmiştir. Bu durum, schwarz için sırasıyla 170 W gücünde 14524,88 MPa ve 210 W gücünde 16009,34 MPa olarak ortaya çıkmıştır. Şekil 5.6 (b) incelendiğinde, gyroid için sırasıyla 170 W güçte 14611,11 MPa ve 210 W gücünde 16588,58 MPa olarak ortaya çıkmıştır. Bu durum, schwarz için sırasıyla 170 W gücünde 13424,75 MPa ve 210 W güçte 14963,52 MPa olarak elde edilmiştir. Şekil 5.6 (c)'de ise gyroid için sırasıyla 170 W ile 14283,48 MPa ve 210 W ile 15837,90 MPa olarak belirlenmiştir. Bu durum, schwarz için sırasıyla 170 W gücünde 13016,43 MPa ve 210 W güçte 14478,33 MPa olarak elde edilmiştir. Aynı çerçevede Şekil 5.7 (a) incelendiğinde gyroid için sırasıyla, 170 W gücünde 12346,58 MPa ve 210 W ile 14334,36 MPa olarak bulunmuştur. Bu durum, schwarz için 170 W lazer gücünde 12818,50 MPa ve 210 W ile 14923,32 MPa olarak ortaya çıkmıştır. Şekil 5.7 (b)'ye bakıldığında ise, gyroid için sırasıyla 170 W ile 10874,56 MPa ve 210 W ile 13300,09 MPa bulunmuştur. Bu durum, schwarz için sırasıyla 170 W güçte 11160,56 MPa ve 210 W güçte 13795,46 MPa olarak ortaya çıkmıştır. Şekil 5.7 (c)'de ise, gyroid için sırasıyla 170 W ile 9785,96 MPa ve 210 W ile 12231,65 MPa, schwarz için ise

sırasıyla 170 W ile 9907,27 MPa ve 210 W ile 12596,46 MPa olarak ortaya çıkmıştır. Şekil 5.8'e bakıldığında ise, en düşük ve en yüksek Young modüller sırasıyla 170 W ve 210 W lazer gücünde ortaya çıkmıştır. Bu bağlamda, Şekil 5.8 (a)'da gyroid için en düşük ve en yüksek Young modüller sırasıyla 10618,58 MPa ve 13889,42 MPa'dır. Bu durum schwarz için sırasıyla 11185,85 MPa ve 14234,79 MPa'dır. Şekil 5.8 (b)'de ise gyroid için sırasıyla 9884,45 Mpa ve 12611,94 MPa olurken, schwarz için sırasıyla 9575,79 MPa ve 12944,63 MPa'dır. Şekil 5.8 (c)'de ise gyroid için sırasıyla 9349,77 MPa ve 11714,96 MPa olurken, schwarz için sırasıyla 8679,34 MPa ve 11029,62 MPa olarak ortaya çıkmıştır.

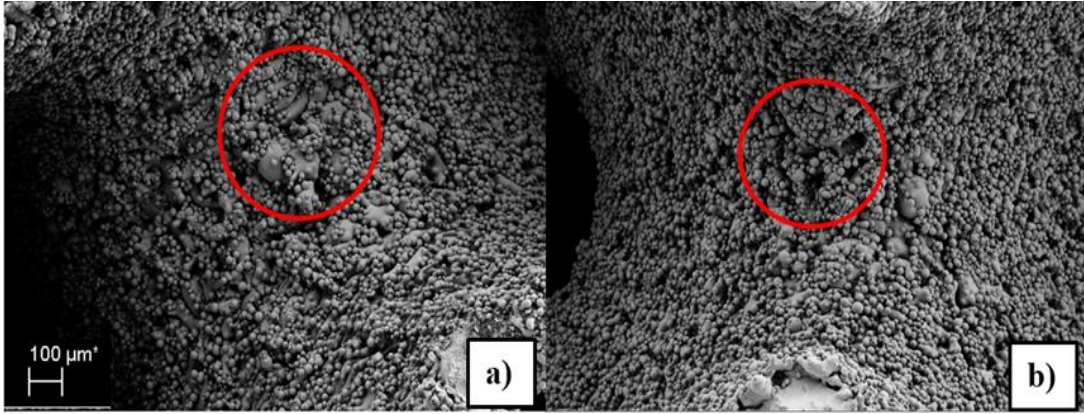
Yeterli seviyede lazer gücü ile toz yatağında tam bir ergime sağlanarak nihai üründeki yapısal boşluklar azaltılabilmektedir. Yetersiz lazer gücünde ise, toz tanelerinde kısmi ergime meydana gelerek boşluk oranında artma meydana gelmektedir (Şekil 5.9). Yüksek lazer gücü ise, eriyik havuzunda buharlaşma meydana getirerek boşluk hatalarına neden olmaktadır. Bu durumda, yoğunluk düşerek mekanik özellikler olumsuz yönde etkilenmektedir [170].



Şekil 5.9. Kısmi ergime hatası (170 W); a) Gyroid, b) Schwarz.

Şekil 5.6, Şekil 5.7 ve Şekil 5.8 incelendiğinde, sabit tarama hızı ve yana kayma mesafesinde lazer gücünün artmasıyla Young modül değerlerinde artış olduğu tespit edilmiştir. Bu durumun, yüksek yoğunlaşma seviyesinin artması ve kalıntı gözenekliliğin bertaraf edilmesiyle ilişkili olduğu söylenmektedir [69]. Lazer gücünün mekanik özellikler üzerindeki etkisinin oldukça önemli olduğu ve üretim esnasında toz malzemeyi ergitemeyecek yetersiz miktardaki lazer gücünün mekanik özellikleri

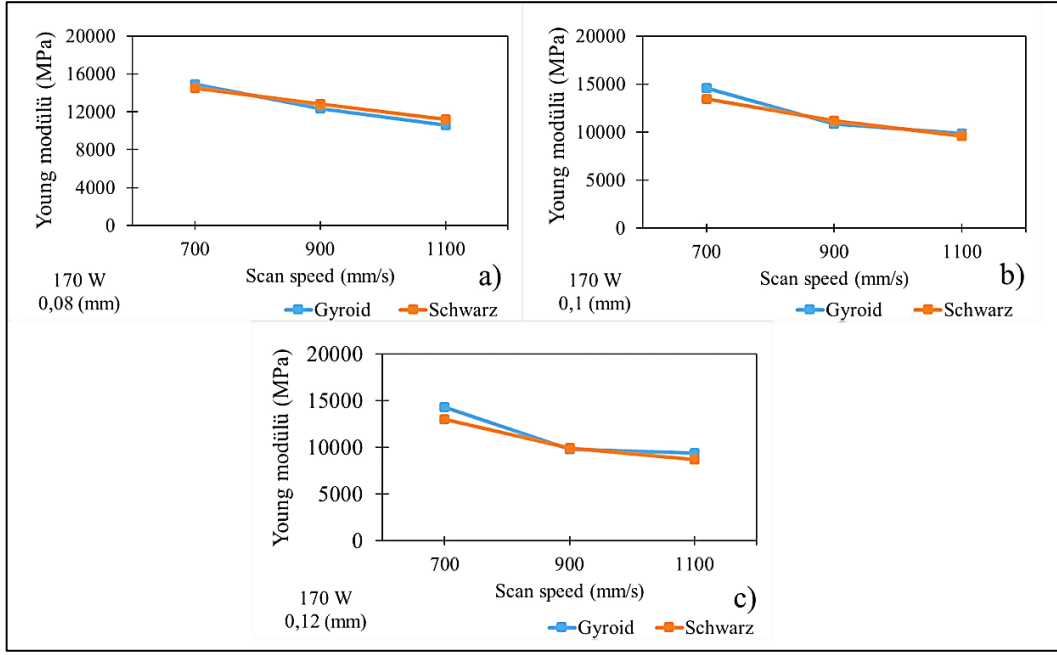
olumsuz yönde etkilediği bilinmektedir. Lazer gücünün artmasıyla bir önceki katmanın yeniden ergimesi sağlanarak, eriyik havuzun daha homojen hal alması mekanik özellikleri olumlu yönde etkilemiştir [70]. Ayrıca, lazer gücünün artmasıyla gözenek seviyelerinin indirgenmesi sağlanarak katmanlar arası bütünleşmenin gelişmesi ve buna bağlı olarak Young modülün arttığı ifade edilmektedir (Şekil 5.10) [120,33].



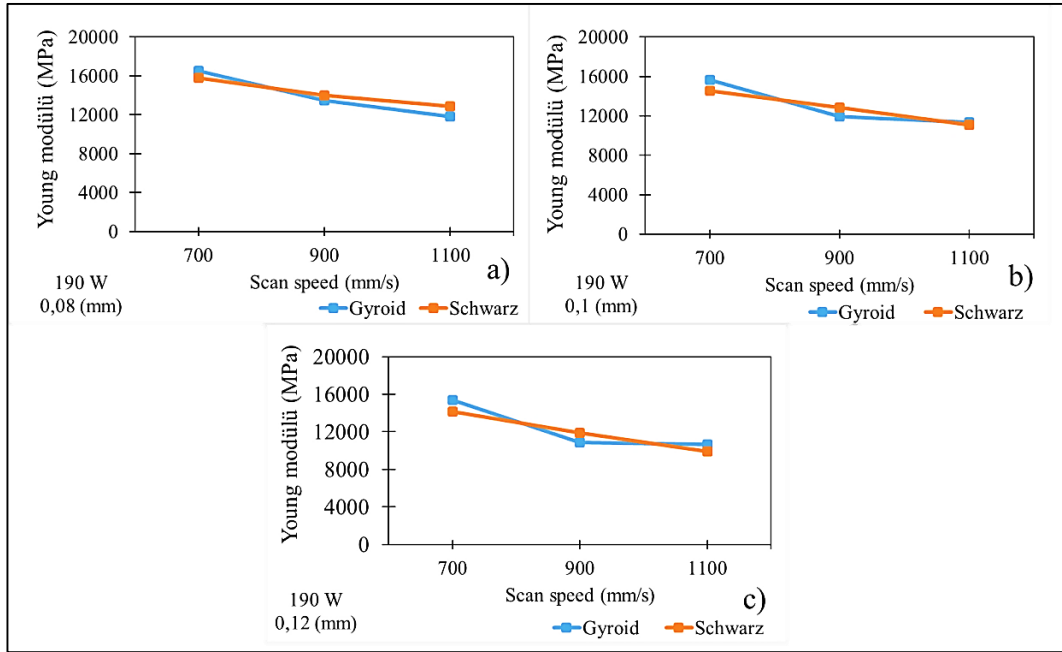
Şekil 5.10. Bütünleşme hataları (170 W); a) Gyroid, b) Schwarz.

5.2.2. Tarama Hızının Etkisi

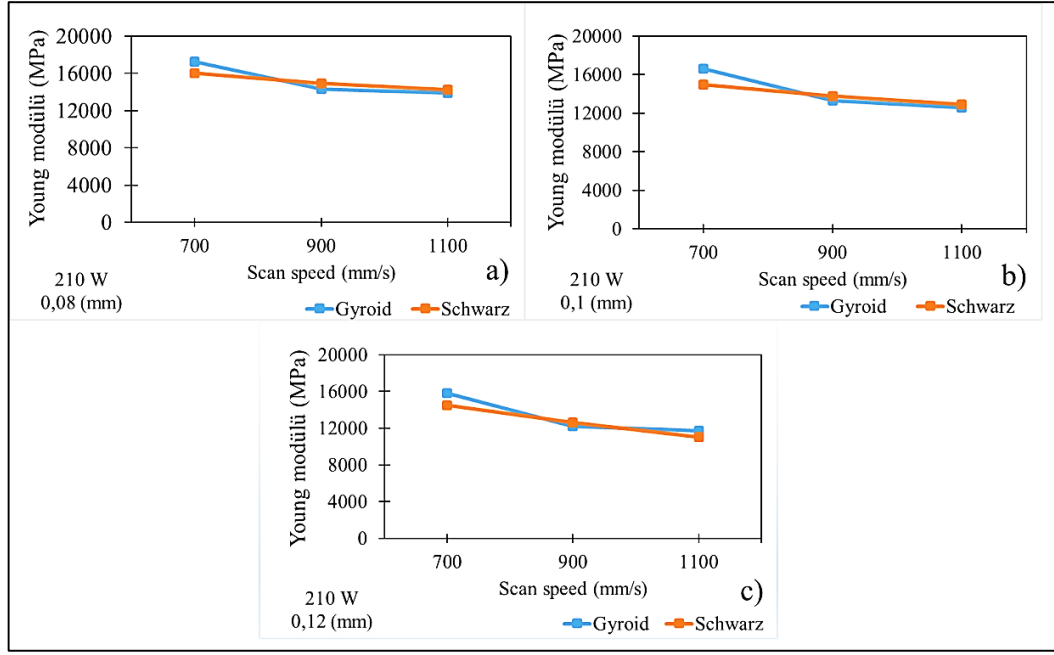
Tarama hızı, SLM tekniğinde üretim zamanını kontrol eden bir parametre olarak tanımlanabilir. Bu durumda, üretim zamanını düşürmek için yüksek tarama hızı kullanılabilir. Fakat artan tarama hızı lazer enerji yoğunluğunu azaltarak katmanlar arası bütünlüğü olumsuz etkileyerek kısmi ergimeye neden olmakta ve yapısal boşlukları arttırmaktadır [72]. Bu sebeple tarama hızının, basma testleri neticesinde elde edilen Young modül ve akma dayanımları üzerindeki etkisi irdelenmiştir. Şekil 5.11, Şekil 5.12 ve Şekil 5.13'te gyroid ve schwarz birim hücre yapılarından üretilen numunelerin, tarama hızına bağlı olarak Young modül sonuçları verilmiştir.



Şekil 5.11. Sabit lazer gücünde (170 W) ve yana kayma mesafelerinde artan tarama hızının Young modüle etkisi.



Şekil 5.12. Sabit lazer gücünde (190 W) ve yana kayma mesafelerinde artan tarama hızının Young modüle etkisi.

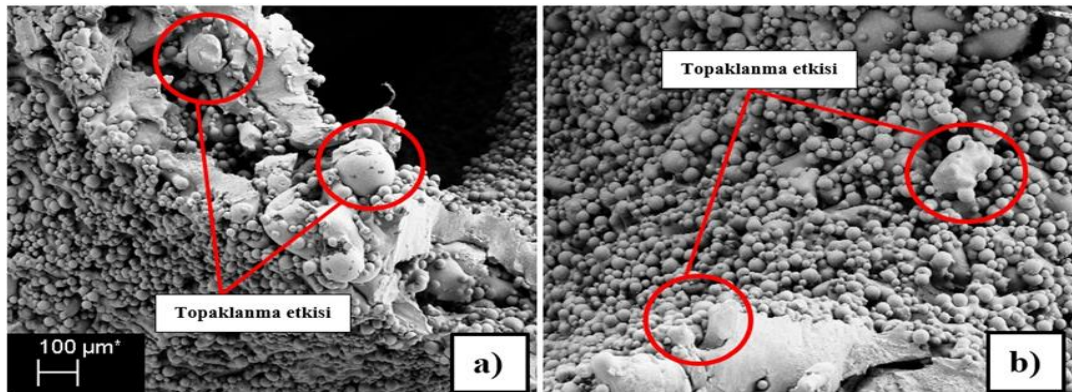


Şekil 5.13. Sabit lazer gücünde (210 W) ve yana kayma mesafelerinde artan tarama hızının Young modüle etkisi.

Şekil 5.11 (a) incelendiğinde, sabit lazer gücü ve yana kayma mesafesinde tarama hızının artmasıyla gyroid birim hücre yapısıyla üretilen numuneler için en düşük Young modül değeri 1100 mm/s tarama hızında 10618,58 MPa, en yüksek ise 700 mm/s tarama hızında 14880,68 MPa olarak elde edilmiştir. Bu durum, schwarz için sırasıyla 1100 mm/s hızında 11185,85 MPa ve 700 mm/s hızında 14524,88 MPa olarak ortaya çıkmıştır. Şekil 5.11 (b) incelendiğinde, gyroid için sırasıyla 1100 mm/s hızında 9884,45 MPa ve 700 mm/s hızında 14611,13 MPa olarak ortaya çıkmıştır. Bu durum, schwarz için sırasıyla 1100 mm/s hızında 9575,79 MPa ve 700 mm/s hızında 13424,75 MPa olarak elde edilmiştir. Şekil 5.11 (c)'de ise gyroid için sırasıyla 1100 mm/s ile 9349,77 MPa ve 700 mm/s ile 14283,48 MPa olarak belirlenmiştir. Bu durum, schwarz için sırasıyla 1100 mm/s hızında 8679,34 MPa ve 700 mm/s hızında 13016,43 MPa olarak elde edilmiştir. Aynı çerçevede Şekil 5.12 (a) incelendiğinde gyroid için sırasıyla, 1100 mm/s hızında 11842,17 MPa ve 700 mm/s ile 16502,52 MPa olarak bulunmuştur. Bu durum, schwarz için 1100 mm/s tarama hızında 12917,81 MPa ve 700 mm/s ile 15811,36 MPa olarak ortaya çıkmıştır. Şekil 5.12 (b)'ye bakıldığında ise, gyroid için sırasıyla 1100 mm/s ile 11336,35 MPa ve 700 mm/s ile 15649,27 MPa bulunmuştur. Bu durum, schwarz için sırasıyla 1100 mm/s hızında 11079,96 MPa ve 700 mm/s hızında 14517,78 MPa olarak ortaya çıkmıştır. Şekil 5.12 (c)'de ise, gyroid

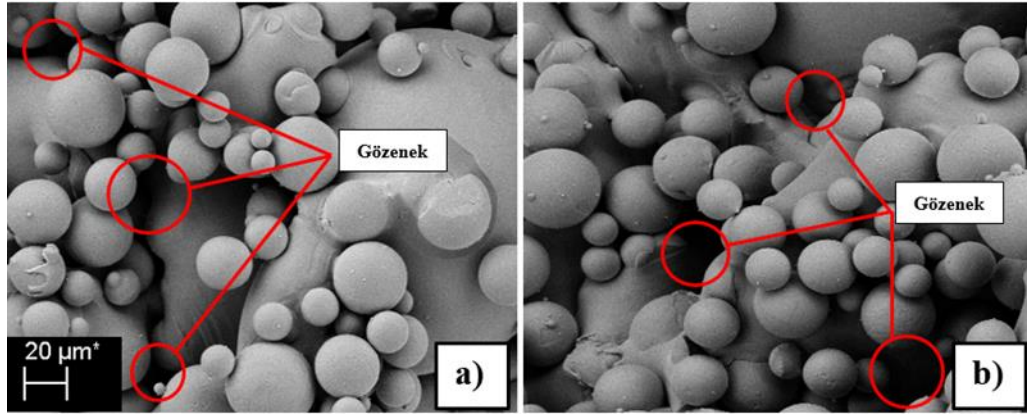
için sırasıyla 1100 mm/s ile 10664,14 MPa ve 700 mm/s ile 15355,72 MPa, schwarz için ise sırasıyla 1100 mm/s ile 9918,83 MPa ve 700 mm/s ile 14117,65 MPa olarak ortaya çıkmıştır. Şekil 5.13 (a) incelendiğinde gyroid için en düşük ve en yüksek Young modüller sırasıyla 1100 mm/s ile 13889,42 MPa ve 700 mm/s ile 17232,10 MPa'dır. Bu durum schwarz için sırasıyla 1100 mm/s ile 14234,79 MPa ve 700 mm/s ile 16009,34 MPa'dır. Şekil 5.13 (b)'de ise gyroid için sırasıyla 1100 mm/s hızında 12611,94 MPa ve 700 mm/s hızında 16588,58 MPa olurken, schwarz için sırasıyla 1100 mm/s hızında 12944,63 MPa ve 700 mm/s hızında 14963,52 MPa'dır. Şekil 5.13 (c)'de ise gyroid için sırasıyla 1100 mm/s ile 11714,96 MPa ve 700 mm/s ile 15837,90 MPa olurken, schwarz için sırasıyla 1100 mm/s ile 11029,62 MPa ve 700 mm/s ile 14478,33 MPa olarak ortaya çıkmıştır.

Şekil 5.11, Şekil 5.12 ve Şekil 5.13 incelendiğinde, sabit lazer gücü ve yana kayma mesafesinde tarama hızının artmasıyla Young modülü değerlerinde azalma olduğu tespit edilmiştir. Bu durum, belirlenen bölgeye saniyede ulaştırılan enerji yoğunluğunun azalması, ve bu sebeple üretim esnasında bütünleşmenin tam olarak sağlanamamasına dayandırılmaktadır [68,72]. Tarama hızının artmasıyla tozun yeterli ergime zamanının sağlanamaması ve katılma hızının azalmasıyla da açıklanmaktadır [70]. Yüksek tarama hızının, aşırı ısınma ve oksitlenme sonucu oluşan metal oksidinin metal yüzeyi ıslatamaması sonucu yüzey kusuru olarak bilinen ve katmanlar arasında kalarak yapı hatalarına sebebiyet veren topaklanma etkisini tetiklediği ve mekanik özellikleri kötü yönde etkilediği tespit edilmiştir (Şekil 5.14) [71,171].



Şekil 5.14. Topaklanma etkisi (1100 mm/s); a) Gyroid, b) Schwarz.

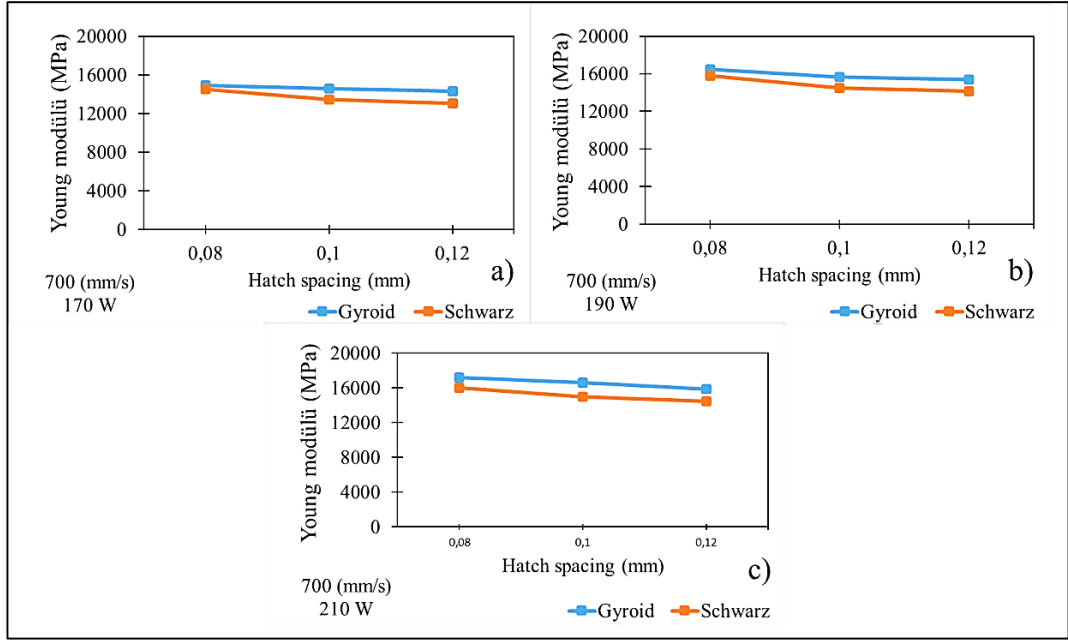
Eklemeli imalat çatısı altında SLM ile üretimde ortaya çıkan yaygın hatalardan biri gözenekliliktir. Gözeneklilik genellikle, anahtar deliği hatası ve füzyon eksikliğinden kaynaklanmaktadır. Üretim parametrelerinin uyumsuzluğu, katmanlar arası toz tabakalarının kısmi ergimesini tetikleyerek füzyon eksikliğine sebebiyet verebilmektedir. Anahtar deliği gözenekliliği ise, yüksek enerji girişinin metalin kolayca buharlaşmasına neden olması ile eriyik havuzunda oluşabilmektedir. Ayrıca, artan tarama hızının yetersiz enerji yoğunluğuna ve füzyon eksikliğine sebebiyet verdiği söylenmektedir [172,120]. Bu bağlamda, Young modül değerlerinin azaldığı söylenebilir. Şekil 5.15'te yüksek tarama hızında meydana gelen gözenek hataları her iki birim hücre yapısı için gösterilmiştir.



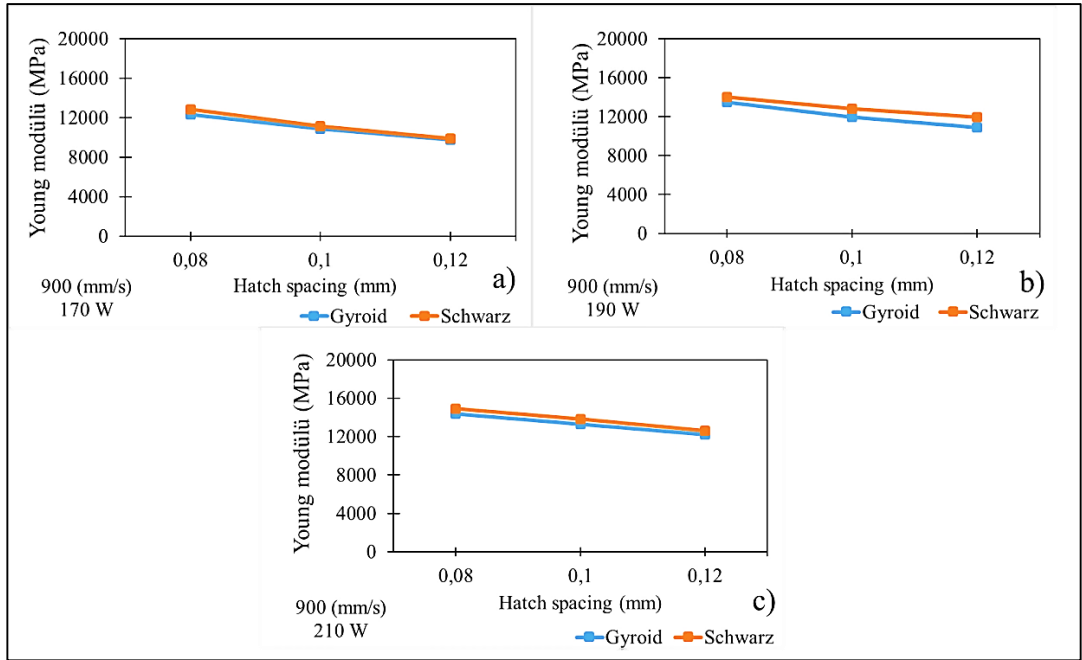
Şekil 5.15. Gözenek hataları (1100 mm/s); a) Gyroid, b) Schwarz.

5.2.3. Yana Kayma Mesafesinin Etkisi

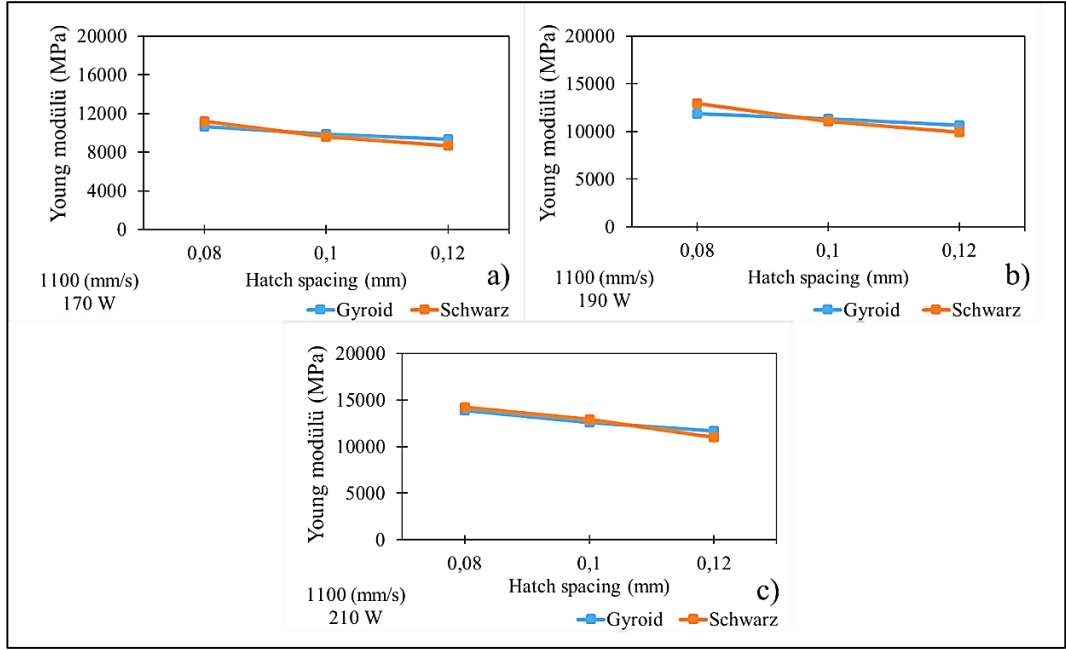
SLM tekniği ile üretimde önemli olan diğer parametrelerden bir tanesi de yana kayma mesafesidir. Bu parametre, nihai ürün oluşurken lazer izleri arasındaki mesafe olarak adlandırılır. Farklı yana kayma mesafeleri farklı ısı davranışlarına ve yüzey kalitelerine neden olabilmektedir. Yana kayma mesafesinin artmasıyla partiküllerin yetersiz ergimesi ve yüksek gözenek oranları ortaya çıkmaktadır [173,174]. Çalışma kapsamında, yana kayma mesafesinin Young modülü ve akma dayanımı üzerindeki etkisi incelenmiştir. Şekil 5.16, Şekil 5.17 ve Şekil 5.18'de Young modülü üzerindeki etkileri her iki birim hücre yapısı (schwarz ve gyroid) için gösterilmiştir.



Şekil 5.16. Sabit tarama hızında (700 mm/s) ve lazer gücünde artan yana kayma mesafesinin Young modüle etkisi.



Şekil 5.17. Sabit tarama hızında (900 mm/s) ve lazer gücünde artan yana kayma mesafesinin Young modüle etkisi.

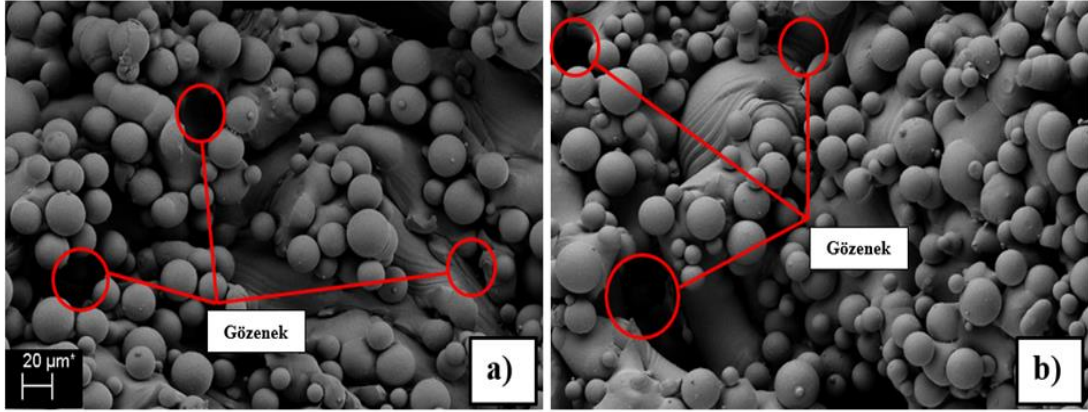


Şekil 5.18. Sabit tarama hızında (1100 mm/s) ve lazer gücünde artan yana kayma mesafesinin Young modüle etkisi.

Şekil 5.16 (a) incelendiğinde, sabit lazer gücü ve tarama hızında yana kayma mesafesinin artmasıyla gyroid birim hücre yapısıyla üretilen numuneler için en düşük Young modül değeri 0,12 mm yana kayma mesafesinde 14283,48 MPa, en yüksek ise 0,08 mm yana kayma mesafesinde 14880,68 MPa olarak elde edilmiştir. Bu durum, schwarz için sırasıyla 0,12 mm yana kayma mesafesinde 13016,43 MPa ve 0,08 mm yana kayma mesafesinde 14524,88 MPa olarak ortaya çıkmıştır. Şekil 5.16 (b) incelendiğinde, gyroid için sırasıyla 0,12 mm yana kayma mesafesinde 15355,72 MPa ve 0,08 mm yana kayma mesafesinde 16502,52 MPa olarak ortaya çıkmıştır. Bu durum, schwarz için sırasıyla 0,12 mm yana kayma mesafesinde 14117,65 MPa ve 0,08 mm yana kayma mesafesinde 15811,36 MPa olarak elde edilmiştir. Şekil 5.16 (c)'de ise gyroid için sırasıyla 0,12 mm ile 15837,90 MPa ve 0,08 mm ile 17232,10 MPa olarak belirlenmiştir. Bu durum, schwarz için sırasıyla 0,12 mm yana kayma mesafesinde 14478,33 MPa ve 0,08 mm yana kayma mesafesinde 16009,34 MPa olarak elde edilmiştir. Aynı çerçevede Şekil 5.17 (a) incelendiğinde gyroid için sırasıyla, 0,12 mm ile 9785,78 MPa ve 0,08 mm ile 12346,58 MPa olarak bulunmuştur. Bu durum, schwarz için 0,12 mm yana kayma mesafesinde 9907,27 MPa ve 0,08 mm ile 12818,50 MPa olarak ortaya çıkmıştır. Şekil 5.17 (b)'ye bakıldığında ise, gyroid için sırasıyla 0,12 mm ile 10889,40 MPa ve 0,08 mm ile 13463,53 MPa bulunmuştur.

Bu durum, schwarz için sırasıyla 0,12 mm yana kayma mesafesinde 11921,94 MPa ve 0,08 mm 13981,33 MPa olarak ortaya çıkmıştır. Şekil 5.17 (c)'de ise, gyroid için sırasıyla 0,12 mm ile 12231,65 MPa ve 0,08 mm ile 14334,36 MPa, schwarz için ise sırasıyla 0,12 mm ile 12596,47 MPa ve 0,08 mm ile 14923,32 MPa olarak ortaya çıkmıştır. Şekil 5.18 (a) incelendiğinde gyroid için en düşük ve en yüksek Young modüller sırasıyla 0,12 mm ile 9349,77 MPa ve 0,08 mm ile 10618,58 MPa'dır. Bu durum schwarz için sırasıyla 0,12 mm ile 8679,34 MPa ve 0,08 mm ile 11185,85 MPa'dır. Şekil 5.18 (b)'de ise gyroid için sırasıyla 0,12 mm yana kayma mesafesinde 10664,14 MPa ve 0,08 mm yana kayma mesafesinde 11842,17 MPa olurken, schwarz için sırasıyla 0,12 mm ile 9918,83 MPa ve 0,08 mm ile 12917,81 MPa'dır. Şekil 5.18 (c)'de ise gyroid için sırasıyla 0,12 mm ile 11794,96 MPa ve 0,08 mm ile 13889,42 MPa olurken, schwarz için sırasıyla 0,12 ile 11029,62 MPa ve 0,08 mm ile 14234,79 MPa olarak ortaya çıkmıştır.

Şekil 5.16, Şekil 5.17 ve Şekil 5.18'e bakıldığında, sabit lazer gücü ve tarama hızında yana kayma mesafesinin artmasıyla Young modül değerlerinde artış olduğu tespit edilmiştir. Yana kayma mesafesinin artmasıyla yetersiz bir ergime havuzunun meydana gelmesi ve buna bağlı olarak katmanlar arası zayıf bir bütünleşmenin tetiklenmesi mekanik özellikleri olumsuz bir şekilde etkilemektedir [120,175]. SLM ile üretilmiş numunelerde içyapıdaki gözenek içeriğinin, artan lazer gücü, azalan tarama hızı ve yana kayma mesafesi ile tutarlı bir şekilde azaldığı belirtilmektedir [120]. Gözenekliliğin, yorulma ve çekme dayanımı gibi mekanik özellikler üzerinde önemli bir etkiye sahip olabileceği ifade edilmektedir. Mikro çatlaklar, anahtar deliği etkisi, katmanlar arası bütünleşme eksikliği gibi üretim hataları gözeneklerin oluşumu ile ilgilidir [176,177]. Bu bağlamda, yana kayma mesafesinin artmasıyla artan gözeneklilik ile nihai üründe kırılma hasarları meydana gelebilmektedir. Düşük yana kayma mesafesinin, komşu tarama izlerinin örtüşme alanını arttırdığı ve buna bağlı olarak tarama izleri arasında tozun tamamen erimesini sağlayabileceği söylenebilir. Böylece ergime havuzunun, katılaştıran tarama izleri ve bir önceki katılaştıran katman üzerinde etkisini arttırarak tarama izinin eriyik halden katı hale kararlı bir şekilde ilerlemesini sağlayacaktır [120]. Şekil 5.19'da yüksek yana kayma mesafesinde gözenek hataları gösterilmiştir.



Şekil 5.19. Gözenek hataları (0,12 mm); a) Gyroid, b) Schwarz.

Genel çerçevede tüm grafikler ele alındığında lazer gücünün artışı, Young modül üzerinde olumlu bir etki sağlamıştır. Aynı durum, tarama hızı ve yana kayma mesafesinin azalmasıyla da ortaya çıkmıştır. Diğer yandan, Young modül sonuçlarına benzer bir şekilde, akma dayanımının lazer gücü artışı ile arttığı saptanmıştır. Akma dayanımının, tarama hızı ve yana kayma mesafesinin artışı ile de azaldığı tespit edilmiştir. Bu durum, bu bölümde anlatılan lazer gücü, tarama hızı ve yana kayma mesafesinin Young modül üzerindeki etkileriyle ilişkilendirilebilir. Schwarz ve gyroid birim hücre yapısı için sırasıyla en düşük akma dayanımı 54,90 MPa (deney 21) ve 61,57 MPa (deney 21) ile ortaya çıkarken en yüksek ise sırasıyla 133,51 MPa (deney 7) ve 148,79 MPa (deney 7) olarak tespit edilmiştir. Ayrıca, Çizelge 5.1’de Schwarz ve gyroid birim hücre yapılarından üretilen numunelerin basma testi sonuçlarına göre Young modül ve akma dayanımları değerlerinin yüzdesel farkları sunulmuştur. Bu değerler karşılaştırıldığında, iki yapı arasındaki en düşük fark sırasıyla %1,24 (deney 12, E) ve %1,15 (deney 23, σ) olarak ortaya çıkmıştır (Çizelge 5.1).

5.3. İSTATİSTİKSEL ANALİZ

Seçici lazer ergitme yönteminde ana üretim parametreleri lazer gücü, tarama hızı, yana kayma mesafesi ve katman kalınlığı olarak bilinmektedir. Bu parametrelere bağlı olarak enerji yoğunluğu belirlenerek nihai ürün oluşan eriyik havuz ile katman katman üretilmektedir. Fakat, belirtilen ana üretim parametrelerinin nihai ürünlerdeki arzu edilen mekanik özellikleri sağlayabilmesi de çok önemlidir [178,179]. SLM ile üretilen nihai parçalarda, uygun olmayan üretim parametreleri kullanılması sonucu morfolojik

açından olumsuzlukların meydana gelmesi, gözenek oluşumu ve yetersiz ergime bölgelerinin oluşumu gibi üretim hataları baş gösterebilmektedir. Bu bağlamda, söz konusu parametrelerin optimize edilmesi son derece önemlidir [180-182]. Bu sebeple, elde edilen deneysel veriler çerçevesinde lazer gücü, tarama hızı ve yana kayma parametrelerinin Young modül üzerindeki etki oranları ANOVA ile belirlenmiş ve en uygun parametre seviyeleri tespit edilmiştir.

5.3.1. Parametre Optimizasyonu

SLM üretim parametrelerinin (tarama hızı- A, lazer gücü- B, yana kayma mesafesi- C) Young modül üzerindeki etki oranları %95 ($\alpha=0,05$) güven seviyesinde Minitab16 yazılımıyla varyans analizi uygulanarak her iki birim hücre yapısı (schwarz ve gyroid) için belirlenmiştir.

Çizelge 5.1. L_{27} dikey dizine göre S/N oranları ve yüzdesel farklar.

Deney No	A (mm/s)	B (W)	C (mm)	Gyroid S/N oranı	Schwarz S/N oranı	% Fark (E)	% Fark (σ)
1	1	1	1	83,45	83,24	2,45	8,36
2	1	1	2	83,29	82,55	8,83	21,79
3	1	1	3	83,09	82,28	9,73	19,36
4	1	2	1	84,35	83,97	4,37	11,19
5	1	2	2	83,88	83,23	7,79	14,65
6	1	2	3	83,72	82,99	8,77	18,21
7	1	3	1	84,72	84,08	7,64	11,45
8	1	3	2	84,39	83,50	10,86	15,66
9	1	3	3	83,99	83,21	9,39	18,00
10	2	1	1	81,83	82,15	3,82	2,81
11	2	1	2	80,72	80,95	2,63	4,40
12	2	1	3	79,81	79,91	1,24	1,98
13	2	2	1	82,58	82,91	3,85	4,83
14	2	2	2	81,55	82,15	7,21	2,50
15	2	2	3	80,74	81,52	9,48	4,40
16	2	3	1	83,12	83,47	4,11	4,68
17	2	3	2	82,47	82,79	3,72	4,27
18	2	3	3	81,74	82,00	2,98	10,38
19	3	1	1	80,52	80,97	5,34	4,61
20	3	1	2	79,89	79,62	3,22	5,36
21	3	1	3	79,41	78,76	7,72	12,15

22	3	2	1	81,46	82,22	9,08	6,21
23	3	2	2	81,08	80,89	2,31	1,15
24	3	2	3	80,55	79,92	7,51	6,12
25	3	3	1	82,85	83,06	2,49	3,37
26	3	3	2	82,01	82,24	2,64	4,25
27	3	3	3	81,37	80,85	6,21	2,19

Çizelge 5.1’de lazer gücü, tarama hızı ve yana kayma mesafelerinin en uygun seviyelerini belirlemek için S/N oranları hesaplanmıştır. S/N oranı, istenilmeyen rastgele gürültü değeri için istenilen sinyal oranı olarak tanımlanmakta olup, deneysel verilerin kalite karakteristiklerini göstermektedir. Amaç fonksiyonu olarak bilinen ve aynı zamanda S/N oranı olarak ifade edilen “en küçük en iyi, en büyük en iyi ve hedef değer en iyi” olmak üzere üç farklı fonksiyon kullanılmaktadır [183]. Arzu edilen Young modül değerinin kemiğin mekanik özelliklerine en yakın olması hedeflendiği için S/N oranları hesaplanırken “en büyük en iyi” formülizasyonu seçilmiştir. “En büyük en iyi” durumunu temsil eden eşitlik aşağıda verilmiştir.

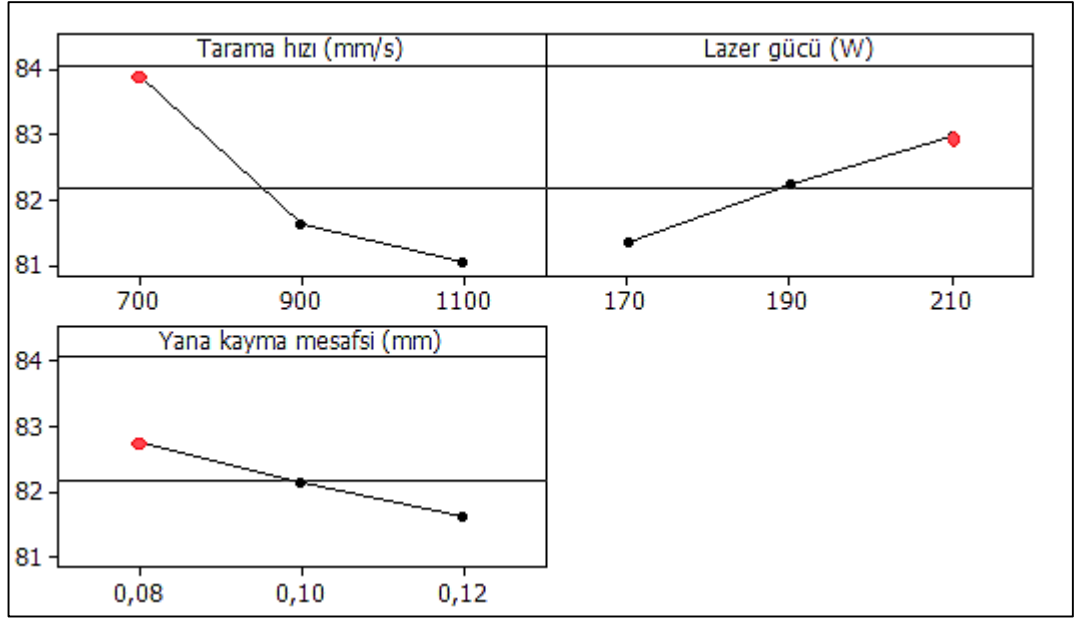
$$S/N = -10\log\left(\frac{1}{n}\sum_{i=1}^n \frac{1}{y_i^2}\right) \quad (5.3)$$

Burada,

Y : Performans karakteristik değeri,

n : Y değerlerinin sayısıdır.

Şekil 5.20 ve Şekil 5.21’de S/N oranları için ana etki grafiği gyroid ve schwarz birim hücre yapıları için verilmiştir. Çizelge 5.2 ve Çizelge 5.3’te gyroid ve schwarz için sırasıyla ortalama S/N oranları sunulmuştur.

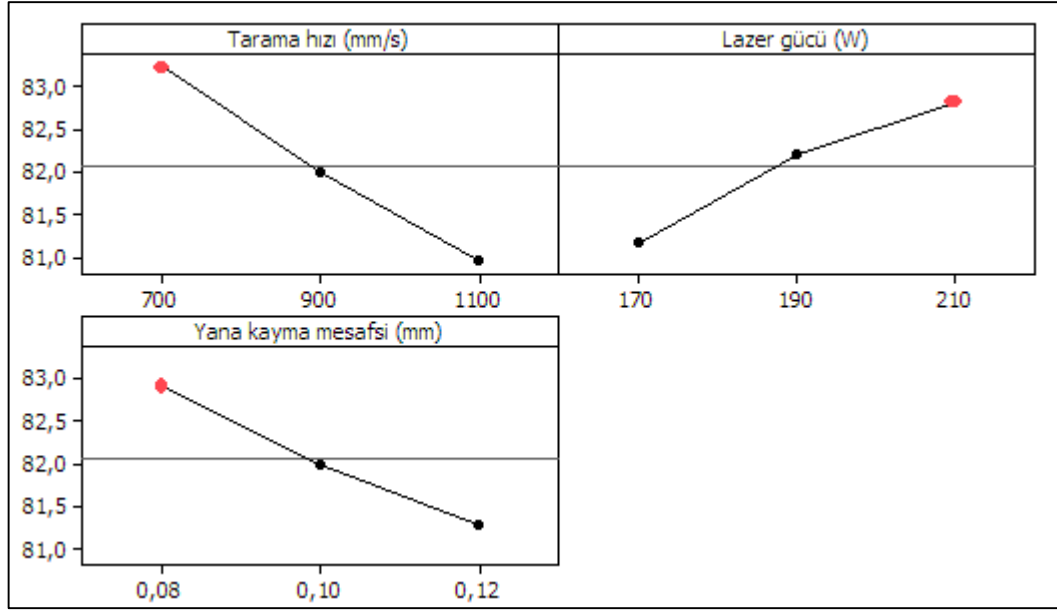


Şekil 5.20. Young modülün S/N oranları için ana etki grafiği (gyroid).

Çizelge 5.2. Young modülün için ortalama S/N oranları (gyroid).

Değişkenler	S/N oranları			Mak-Min.
	Seviye 1	Seviye 2	Seviye 3	
A (mm/s)	*83,88	81,62	81,02	2,86
B (W)	81,34	82,22	*82,97	1,63
C (mm)	*82,77	82,15	81,61	1,16
* Değişkenlerin optimum seviyeleri				

Gyroid için Şekil 5.20'deki ana etki grafiği ile Çizelge 5.2'deki S/N oranlarının maksimum ve minimum noktaları incelenecek olursa, Young modül üzerindeki etkili olan en önemli değişkenin tarama hızı (A) olduğu görülmektedir. “En büyük en iyi” amaç fonksiyonuyla hesaplanan S/N oranlarına göre Young modül için değişkenlerin en uygun seviyeleri A1B3C1 (deney 7) olarak belirlenmiştir (Çizelge 5.2).



Şekil 5.21. Young modül S/N oranları için ana etki grafiği (schwarz).

Çizelge 5.3. Young modül için ortalama S/N oranları(schwarz).

Değişkenler	S/N oranları			
	Seviye 1	Seviye 2	Seviye 3	Mak-Min.
A (mm/s)	*83,23	81,99	80,95	2,28
B (W)	81,17	82,21	*82,80	1,64
C (mm)	*82,90	82,00	81,28	1,62
* Değişkenlerin optimum seviyeleri				

Schwarz modeli için elde edilen Young modülü değerleri ile parametreler arasındaki etkileşimler Şekil 5.21’de ana etki grafiklerinde S/N oranlarına bağlı olarak gösterilmiştir. Diğer yandan, Young modül için en uygun parametre seviyelerinin belirlenmesi için ortalama S/N oranları Çizelge 5.3’te verilmiştir. S/N oranlarının maksimum ve minimum noktaları incelendiğinde, Young modül üzerindeki etkili olan en önemli parametrenin tarama hızı (A) olduğu görülmektedir. “En büyük en iyi” amaç fonksiyonuyla hesaplanan S/N oranlarına göre Young modül için parametrelerin en uygun seviyeleri A1B3C1 (deney 7) olarak ortaya çıkmıştır (Çizelge 5.3). Şekil 5.21 ve Çizelge 5.3 incelendiğinde, Young modül üzerindeki parametrelerin önem sıralamasının A (mm/s), B (W) ve C (mm) olarak görülmektedir.

Değişkenlerin Young modül üzerindeki etki oranlarını belirlemek için yapılan varyans analizi sonuçları gyroid ve schwarz için sırasıyla Çizelge 5.4 ve Çizelge 5.5'te verilmiştir. Burada, her bir değişkenin sonuçlar üzerindeki anlamlılık düzeyini gösteren P değerleri ile serbestlik derecesi (SD), kareler toplamı (KT), kareler ortalaması (KO), F değerleri ve yüzde katkı oranları (PCR) görülmektedir. ANOVA tablosuna göre, $P < 0,05$ ise değişkenlerin Young modül üzerindeki etkisinin istatistiksel olarak anlamlı olduğu kabul edilir [183]. Bu bağlamda, SLM üretim parametrelerinin Young modül üzerindeki etki oranlarını belirlemek için S/N oranlarına bağlı olarak varyans analizi yapılmıştır.

Çizelge 5.4. Young modülün S/N oranı için ANOVA sonuçları (gyroid).

Kaynak	SD	KT	KO	F	P	%PCR
A (mm/s)	2	40,8974	20,4487	632,88	0,000	66,94
B (W)	2	11,9728	5,9864	185,28	0,000	19,60
C (mm)	2	6,0740	3,0370	93,99	0,000	9,94
A (mm/s)*B (W)	4	0,8498	0,2124	6,58	0,012	1,39
A (mm/s)*C (mm)	4	1,0367	0,2592	8,02	0,007	1,69
B (W)* C (mm)	4	0,0067	0,0017	0,05	0,994	0,01
Hata	8	0,2585	0,0323			0,43
Toplam	26	61,0958				100,00

Young modülü için yapılan varyans analizine göre, B (W)*C(mm) etkileşiminin anlamlı olmadığı görülmektedir. Young modülü üzerindeki en önemli parametrenin %66,94 ile tarama hızı olduğu ortaya çıkmıştır. İkincil önemli parametrenin %19,60 ile lazer gücü olurken, yana kayma mesafesinin etki oranı %9,94 olarak bulunmuştur. A (mm/s)* B (W) ve A (mm/s)* C (mm) etkileşimlerinin etki oranları ise sırasıyla %1,39 ve %1,69 olarak hesaplanmıştır (Çizelge 5.4).

Çizelge 5.5. Young modülün S/N oranı için ANOVA sonuçları (schwarz).

Kaynak	SD	KT	KO	F	P	%PCR
A (mm/s)	2	23,4933	11,7467	455,28	0,000	46,12
B (W)	2	12,3846	6,1923	240,00	0,000	24,31
C (mm)	2	11,9252	5,9626	231,10	0,000	23,41
A (mm/s)*B (W)	4	1,4679	0,3670	14,22	0,001	2,88
A (mm/s)*C (mm)	4	1,3180	0,3295	12,77	0,001	2,59
B (W)* C (mm)	4	0,1423	0,0356	1,38	0,323	0,28

Hata	8	0,2064	0,0258	0,41
Toplam	26	50,9378		100,00

Young modülü için yapılan varyans analizine göre P değerleri incelendiğinde, B (W)*C(mm) etkileşiminin anlamlı olmadığı görülmektedir. Çizelge 5.5 'te etki oranlarına bakıldığında, Young modül üzerindeki en önemli parametrenin %46,12 ile tarama hızının olduğu saptanmış ve diğer önemli parametrenin %24,31 etki oranı ile lazer gücü olduğu belirlenmiştir. Yana kayma mesafesinin etki oranı ise %23,41 olarak hesaplanmış. A (mm/s)* B (W) ve A (mm/s)*C (mm) etkileşimlerinin etki oranları ise sırasıyla %2,88 ve %2,59 olarak tespit edilmiştir (Çizelge 5.5).

FEA ve deneysel sonuçlar genel olarak değerlendirildiğinde, deneysel sonuçlar için Bölüm 5.2'de lazer gücü, tarama hızı ve yana kayma mesafesine bağlı olarak % 75 gözenek oranlarında schwarz ve gyroid birim hücre yapısından üretilen numunelere basma testlerinin gerçekleştirildiği açıklanmıştır. Basma testleri neticesinde ve yapılan istatistiksel analizlere göre, Young modül açısından en uygun deney saptanmıştır (deney 7). Deney 7'de gyroid ve schwarz birim hücre yapısı için Young modül sırasıyla 17,23 GPa ve 16,01 GPa olarak ortaya çıkmıştır. Elde edilen en uygun deneysel sonuç, FEA'da %75 gözenek oranındaki modeller ile karşılaştırılmıştır. FEA'da ise, %75 gözenek oranı için ortaya çıkan gyroid ve schwarz için Young modül değerleri sırasıyla 12,81 GPa ve 13,54 GPa'dır (Şekil 5.4 ve Şekil 5.5). Deneysel sonuç ile FEA sonuçları arasında gyroid ve schwarz için sırasıyla %25,66 ve %15,42 oranında fark bulunmaktadır. Aynı durum akma dayanımı için değerlendirildiğinde, FEA sonuçları gyroid ve schwarz için sırasıyla 100,64 MPa ve 112,53 MPa'dır. Deney 7'de ise akma dayanımları gyroid ve schwarz için sırasıyla 148,79 MPa ve 133,51 MPa'dır. Deney 7 ile FEA sonuçları arasında akma dayanımı açısından gyroid ve schwarz için sırasıyla %47,84 ve %18,64 oranında fark ortaya çıkmıştır.

FEA tabanlı deneysel çalışmalarda, FEA modellemesindeki bazı düzensizliklerin ihmal edilmesi ve seçilen malzeme modeli nedeniyle Young modüllerin farklılık gösterdiği rapor edilmiştir [184,185]. Buna göre Parthasarathy ve ark. [186], deneysel sonuçlar ile analitik sonuçlar arasında ciddi bir uyumsuzluk olduğunu bildirmişlerdir. FEA'de deneysel çalışmada elde edilenden (2,92 GPa) çok daha yüksek bir Young

modül değeri (27,6 GPa) bulmuşlardır. González ve Nuno'nun çalışmalarında da FEA modelleri ile Young modüllerin fazla tahmin edildiği gözlenmiştir [187]. Bu tutarsızlığı, FEA modelinde yer almayan 3B basılı malzemedeki geometrik düzensizliklere bağlamışlardır. Ayrıca Campoli ve ark. [188] FEA tahminlerinin deneysel sonuçlardan yüksek çıktığını ve yapısal düzensizliklerin gözenekli yapıların mekanik özelliklerini büyük ölçüde etkileyebileceğini belirtmişlerdir. Geometrik düzensizliklerin yanı sıra, yüksek sıcaklıkta lazerle eritmenin neden olduğu büyük kalıntı gerilmelerin gözenekli malzemenin mekanik özelliklerinin azalmasına neden olduğu ifade edilmektedir [189]. Deneysel çalışmalarda elde edilen farklı mekanik özellikler aynı zamanda lazer gücü, yana kayma mesafesi ve tarama hızı gibi üretim parametrelerinin seçimine dayandırılmaktadır. Bu ana parametrelerin uygunsuz seçimi, toz malzemelerin bütünleşmesini etkileyerek uygun olmayan mekanik özelliklere yol açmaktadır [190,12]. Bu nedenle, üretim parametrelerinin optimum seçimi ve mekanik özellik üzerindeki etkilerinin değerlendirilmesi çok önemlidir.

BÖLÜM 6

SONUÇLAR VE ÖNERİLER

6.1. SONUÇLAR

Bu çalışmada, farklı gözenek (%55-75) oranlarında schwarz ve gyroid TPMS birim hücre yapılarıyla kama tipi implant modelleri seçici lazer ergitme tekniğindeki üretim sınırlılıkları dikkate alınarak tasarlanmış ve modeller üzerinde FEA esaslı nümerik analizler gerçekleştirilmiştir. FEA modellerine basma testleri uygulanarak, Ti6Al4V alaşımlı TPMS yapılarının tahmini mekanik özellikleri (Young modülü ve akma dayanımı) ortaya çıkarılmıştır. Sonrasında, SLM üretim parametrelerinin (lazer gücü, yana kayma mesafesi ve tarama hızı) ve TPMS birim hücre yapılarının (Gyroid ve Schwarz-P) değişkenliğine bağlı olarak kama tipi biyomedikal parça numuneleri üretilmiştir. Son olarak, statik testler neticesinde numunelerin mekanik özellikleri araştırılmış ve üretim parametreleri istatistiksel olarak değerlendirilerek en uygun üretim parametreleri belirlenmiştir. Elde edilen bulgular aşağıda sıralanmıştır:

- Basma testleri neticesinde Young modül değerlerinin lazer gücünün artmasıyla arttığı, yana kayma mesafesi ve tarama hızının artmasıyla azaldığı tespit edilmiştir. Diğer yandan, Young modül sonuçlarına benzer bir şekilde lazer gücü, tarama hızı ve yana kayma mesafesinin akma dayanımı üzerindeki etkilerinin aynı olduğu saptanmıştır.
- Deneysel verilere göre, gyroid yapısı için en yüksek Young modül ve akma dayanımları sırasıyla 17232,10 MPa ve 148,79 MPa olarak belirlenmiştir. Schwarz içinse, aynı gözenek oranında 16009,34 MPa ve 133,51 MPa olarak ortaya çıkmıştır. %75 gözenek oranındaki gyroid ve schwarz yapıdaki modellerin Young modül değerleri sırasıyla 110 GPa'dan 17232,10 MPa ve 16009,34 MPa'ya düşmüştür.

- İstatistiksel analiz sonuçlarına göre, gyroid ve schwarz birim hücre yapıları için en uygun parametre seviyeleri 700 mm/s tarama hızında, 210 W lazer gücünde, ve 0,08 mm yana kayma mesafesinde (A1B3C1) ortaya çıkmıştır.
- ANOVA sonuçlarına göre, Young modül üzerindeki en etkili üretim parametresinin gyroid ve schwarz yapısı için sırasıyla %66,94 ve %46,12 etki oranıyla tarama hızı olduğu bulunmuştur. Diğer yandan lazer gücü için değerlendirildiğinde, gyroid ve schwarz yapısı için sırasıyla %19,60 ve %24,31 olarak hesaplanmıştır. Yana kayma mesafesi için ise, gyroid ve schwarz yapısı için sırasıyla %9,94 ve %23,41 olarak bulunmuştur.
- Uygun olmayan üretim parametreleri, eriyik havuzunun kararsızlığına sebep olmakla birlikte iç yapıda gözenekler meydana gelmesine ve yeterli olmayan ergime bölgeleri ile üretilen parçalarda kırılma hasarlarına sebebiyet verebilmektedir.
- Lazer gücünün artmasıyla bir önceki katmanın yeniden ergimesi sağlanarak, eriyik havuzun daha homojen hal alması mekanik özellikleri olumlu yönde etkilemiştir.
- Artan tarama hızı lazer enerji yoğunluğunu azaltarak katmanlar arası bütünlüğü olumsuz etkileyerek kısmi ergimeye neden olmakta ve yapısal boşlukları arttırmaktadır. Bu durum, mekanik özellikleri olumsuz yönde etkilemektedir.
- Yana kayma mesafesinin artmasıyla yetersiz bir ergime havuzunun meydana gelmesi ve buna bağlı olarak katmanlar arası zayıf bir bütünleşmenin tetiklenmesi mekanik özellikleri olumsuz bir şekilde etkilemektedir.
- SLM'de üretim sınırları dikkate alındığında, birim hücre yapılarının tasarlanabilir olduğu ve üretim parametrelerinin değişkenliğiyle en uygun parametre seviyelerinin bulunarak istenilen mekanik özelliklere ulaşmanın mümkün olduğu tespit edilmiştir.
- Sonlu elemanlar analizinde, gyroid birim hücre yapısına ilişkin en yüksek Young modül değeri %55 gözenek oranıyla 28,42 GPa olarak bulunmuş, akma dayanımı ise 217,34 MPa olarak bulunmuştur. En düşük Young modül değeri ise %75 gözenek oranıyla 12,81 GPa olarak bulunmuş, akma dayanımı ise 100,64 MPa olarak tespit edilmiştir.
- FEA'da, schwarz birim hücre yapısına ilişkin en yüksek Young modül değeri %55 gözenek oranıyla 33,90 GPa olarak ortaya çıkarken, akma dayanımı ise

ile 257,685 MPa olarak bulunmuştur. En düşük Young modül değeri ise %75 gözenek oranıyla 13,54 GPa olarak bulunmuş, akma dayanımı ise 112,53 MPa olarak bulunmuştur.

- En iyi deneysel sonuç ile FEA sonuçları arasında akma dayanımı açısından gyroid ve schwarz için sırasıyla %47,84 ve %18,64 oranında fark ortaya çıkmıştır.
- En iyi deneysel sonuç ile FEA sonuçları arasında Young modülü açısından gyroid ve schwarz için sırasıyla %25,66 ve %15,42 oranında fark bulunmuştur.

6.2. ÖNERİLER

- Çalışmada, SLM üretim parametrelerinin mekanik özellik üzerindeki etkisinin önemi ortaya çıkmış ve bu kapsamda en uygun seviyede yüksek lazer gücü, düşük yana kayma mesafesi ve düşük tarama hızı Ti6Al4V alaşımli numunelerin üretilmesinde tercih edilmelidir.
- Yüksek maliyetten dolayı numune üretim tekrarları düşürülebilir.
- Üretilen numunelerin yorulma dayanımı gibi dinamik davranışları incelenebilir.
- Tasarlanan kama tipi modeller üzerinde in vivo veya in vitro deneyler gerçekleştirilebilir.

KAYNAKLAR

1. Niinomi, N., “Recent Metallic Materials for Biomedical Applications”, *Metallurgical and Materials Transactions A*, 33: 477-486 (2002).
2. Disegi, J., A., Kennedy, R., L., Pilliar, R., “Cobalt-Base Alloys for Biomedical Applications”, *American Society for Testing and Materials*, Fredericksburg, 193-209 (1999).
3. Kulkarni, M., Mazare, A., Schmuki, P., Iglic, A., “Biomaterial Surface Modification Of Titanium and Titanium Alloys for Medical Applications”, *Nanomedicine*, 111-136 (2014).
4. Wang, K., “The Use of Titanium for Medical Applications in the USA”, *Material Science and Engineering: A*, 213: (1-2) 134-137 (1996).
5. Levine, B., R., A., Sporer, S., Poggie, R., A., Valle, C., J., D., Jacobs, J., J., “Experimental and Clinical Performance of Porous Tantalum In Orthopedic Surgery”, *Biomaterials*, 27: (27) 4671-4681 (2006).
6. Sevilla, P., Aparicio, C., Planell, J., A., Gil, F., J., “Comparison of The Mechanical Properties Between Tantalum and Nickel–Titanium Foams Implant Materials for Bone Ingrowth Applications”, *Journal of Alloys and Compounds*, 439: (1-2) 67-73 (2007).
7. Niinomi, M., Nakai, M., Hieda, J., “Development of New Metallic Alloys For Biomedical Applications”, *Acta Biomaterialia*, 8: (11) 3888-3903 (2012).
8. Su, X., Yang, Y., Yu, P., Sun, J., “Development of Porous Medical Implant Scaffolds Via Laser Additive Manufacturing”, 22: (1) 181-187 (2012).
9. Phan, K., Sgro, A., Maharaj, M., D’urso, P., Mobbs, R., “Application of a 3D Custom Printed Patient Specific Spinal Implant For C1/2 Arthrodesis”, *Journal of Spine Surgery*, 2: (4) 314-318 (2016).
10. Parthasarathy, J., “3D Modeling, Custom Implants and Its Future Perspectives in Craniofacial Surgery”, *Annals of Maxillofacial Surgery*, 4: (1) 9-18 (2014).
11. Cai, X., Malcolm, A., A., Wong, B., S., Fan, Z., “Measurement and Characterization Of Porosity in Aluminium Selective Lasermelting Parts Using X-Ray CT”, *Virtual and Physical Prototyping*, 10: (4) 195-206 (2015).

12. Yap, C., Y., Chua, C., K., Dong, Z., L., Liu, Z., H., Zhang, D., Q., Loh, L., E., Sing, S., L., “Review Of Selective Laser Melting: Materials and Applications”, *Applied Physics Reviews*, 2: (4) 1-21 (2015).
13. Assammakhi, N., Ahadian, S., Darabi, M., A., Tachi, M., E., Lee, J., Suthiwanich, K., Sheikhi, A., Dokmeci, M., R., Oklu, R., Khademhosseini, A., “Minimally Invasive and Regenerative Therapeutics”, *Advanced Materials*, 31: (1) 1-32 (2019).
14. Niinomi, M., Nakai, M., “Titanium-Based Biomaterials for Preventing Stress Shielding between Implant Devices and Bone”, *International Journal of Biomaterials*, 2011: 1-10 (2011).
15. Ridzwan, M., I., Z., Shuib, S., Hassan, A., Y., Shokri, A., A., Ibrahim, M., N., “Problem of Stress Shielding and Improvement to the Hip Implant Designs: A Review”, *Journal of Medicine Science*, 7: (3) 460-467 (2007).
16. Balcı A., Aycan M. F., Usta Y. ve Demir T., “Seçimli Lazer Ergitme İle Ti6Al4V Eİİ Alaşımından Üretilen Trabeküler Metal Yapıların Basma ve Basma-Kayma Dayanımlarının İncelenmesi”, *Politeknik Dergisi*, 1-1 (2021).
17. Parthasarathy, J., Starly, B., Raman, S., Christensen, A., “Mechanical evaluation of porous titanium (Ti6Al4V) structures with electron beam melting (EBM)”, *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 3: (3) 249-259 (2010).
18. Stok, J., Jagt., O., Yavari, S., A., Haas, M., Waarsing, J., Jahr, H., Liesthout, E., Patka, P., Verhaar, J., Zadpoor, A., Weinans, H., “Selective Laser Melting-Produced Porous Titanium Scaffolds Regenerate Bone in Critical Size Cortical Bone Defects”, *Journal of Orthopaedic Research*, 31: (5) 792-799 (2013).
19. Yan, C., Hao, L., Hussein, A., Bubb, S., L., Young, P., Raymont, D., “Evaluation of Light-Weight AlSi10Mg Periodic Cellular Lattice Structures Fabricated via Direct Metal Laser Sintering”, *Journal of Materials Processing Technology*, 214: (4) 856-864 (2014).
20. Park, S., Rosen, D., W., Duty, C., E., “Comparing Mechanical and Geometrical Properties of Lattice Structure Fabricated Using Electron Beam Melting”, *In Proceedings of the 2014 Annual International Solid Freeform Fabrication Symposium An Additive Manufacturing Conference*, Austin, 1359-1370 (2014).
21. Rashed, M., G., Ashraf, M., Mines, R., A., W., Hazel, P., J., “Metallic Microlattice Materials: A Current State of The Art on Manufacturing, Mechanical Properties and Applications”, *Materials & Design*, 95: 518-533 (2016).

22. Maietta, S., Gloria, A., Improta, G., Richetta, M., Santis, R., Martorelli, M., “A Further Analysis on Ti6Al4V Lattice Structures Manufactured by Selective Laser Melting” *Journal of Healthcare Engineering*, 2019: 1-9 (2019).
23. Lin, K., Hu, K., Gu, D., “Metallic Integrated Thermal Protection Structures Inspired by the Norway Spruce Stem: Design, Numerical Simulation and Selective Laser Melting Combination” *Optics & Laser Technology*, 115: 9-19 (2019).
24. Ahmadi, S., Y., Yavari, S., A., Wauthle, R., Pouran, B., Schrooten, J., Weinans, H., Zadpoor, A., A., “Additively Manufactured Open-Cell Porous Biomaterials Made from Six Different Space-Filling Unit Cells: The Mechanical and Morphological Properties”, *Materials*, 8: (4) 1871-1896 (2015).
25. Tran, T., Chen, B., K., Wu, X., Pun, C., L., “Novel Implant For Peri-Prosthetic Proximal Tibia Fractures”, *Injury*, 49: (3) 705-711 (2018).
26. Xiong, Y., Gao, R., Zhang, H., Dong, L., Li, J., Li, X., “Rationally Designed Functionally Graded Porous Ti6Al4v Scaffolds with High Strength and Toughness Built via Selective Laser Melting for Load-Bearing Orthopedic Applications”, *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 104: 1-12 (2020).
27. Wang, D., Wang, Y., Wang, J., Song, C., Yang, Y., Zhang, Z., Lin, H., Zhen, Y., Liao, S., “Design and Fabrication of a Precision Template for Spine Surgery Using Selective Laser Melting (SLM)” *Materials*, 9: (7) 1-16 (2016).
28. Pan, C., T., Lin, C., H., Huang, Y., S., Yang, T., L., Chen, S., Y., Ou, C., H., Chen, L., Y., Huang, J., C., Jang, J., S., C., Lin, H., K., Lin, D., Y., “Design of Interbody Fusion Cages of Ti6Al4V with Gradient Porosity Using a Selective Laser Melting Process for Spinal Fusion Arthroplasty” *Journal of Laser Micro Nanoengineering*, 12: (1) 34-44 (2017).
29. Atae, A., Li, Y., Brandt, M., Wen, C., “Ultrahigh-Strength Titanium Gyroid Scaffolds Manufactured By Selective Laser Melting (SLM) for Bone Implant Applications”, *Acta Materialia*, 158: 354-368 (2018).
30. Liang, H., Yang, Y., Xie, D., Li, L., Mao, N., Wang, C., Tian, Z., Jiang, Q., Shen, L., “Trabecular-Like Ti-6Al-4V Scaffolds For Orthopedic: Fabrication by Selective Laser Melting And In Vitro Biocompatibility”, *Journal of Materials Science & Technology*, 35: (7) 1284-1297 (2019).
31. Wang, D., Wang, Y., Wu, S., Lin, H., Yang, Y., Fan, S., Gu, C., Wang, J., Song, C., “Customized a Ti6Al4V Bone Plate for Complex Pelvic Fracture by Selective Laser Melting. Materials”, *Materials*, 10: (1) 1-14 (2017).

32. Sing, S., L., Yeong, W., Y., Wiria, F., E., Tay, B., Y., “Characterization of Titanium Lattice Structures Fabricated by Selective Laser Melting Using an Adapted Compressive Test Method”, *Experimental Mechanics*, 56: 735-748 (2016).
33. Sing, S., L., Wiria, F., E., Yeong, W., Y., “Selective Laser Melting of Lattice Structures: A Statistical Approach to Manufacturability and Mechanical Behavior”, *Robotics and Computer-Integrated Manufacturing*, 49: 170-180 (2018).
34. Kadkhodapour, J., Montazerian, H., Darabi, A., C., Anaraki, A., P., Ahmadi, S., M., Zadpoor, A., A., Schmauder, S., “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 (2015).
35. Chen, C., Hao, Y., Bai, X., Ni, J., Chung, S., M., Liu, F., Lee, I., S., “3D Printed Porous Ti6Al4V Cage: Effects of Additive Angle on Surface Properties and Biocompatibility; Bone Ingrowth in Beagle Tibia Model”, *Material&Design*, 175: 1-10 (2019).
36. Du, L., Liang, H., Xie, D., Mao, N., Zhao, J., Tian, Z., Wang, C., Shen, L., “Design and Statistical Analysis of Irregular Porous Scaffolds for Orthopedic Reconstruction Based on Voronoi Tessellation and Fabricated via Selective Laser Melting (SLM)”, *Materials Chemistry and Physics*, 239: 1-9 (2020).
37. Taftalı, M., Seçici Lazer Ergitme (SLM) Yöntemi Kullanılarak Farklı Yüzey Geometrilerinde Üretilmiş Metal Destekli Dental Seramik Alt Yapıların Statik ve Dinamik Davranışlarının Belirlenmesi, *Erzurum Teknik Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü*, Erzurum, 55-68 (2018).
38. Yavari, S., A., Ahmadi, S., M., Wauthle, R., Pouran, B., Schrooten, J., Weinans, W., Zadpoor, A., A., “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 (2015).
39. Alabort, E., Barba, D., Reed, C., “Design of Metallic Bone by Additive Manufacturing”, *Scripta Materilia*, 164: 110-114 (2019).
40. Yan, C., Hao, L., Hussein, A., Young, P., “Ti-6Al-4V Triply periodic Minimal Surface Structures for Bone Implant Fabricated via Selective Laser Melting”, *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 51: 61-73 (2015).
41. Yan, X., Li, Q., Yin, S., Chen, Z., Jenkins, R., Chen, C., Wang, J., Ma, W., Bolot, R., Lupoi, R., Ren, Z., Liao, H., Liui M., “Mechanical and in Vitro Study of An

- Isotropic Ti6Al4V Lattice Structure Fabricated Using Selective Laser Melting”, *Journal of Alloys and Compounds*, 782: 209-223 (2019).
42. Boniotti, L., Beretta, S., Patriarca, L., Rigoni, L., Foletti, S., “Experimental and Numerical Investigation on Compressive Fatigue Strength of Lattice Structures of AlSi7Mg Manufactured by SLM” *International Journal of Fatigue*, 128: 1-14 (2019).
 43. Yoo, D. J., “Heterogeneous Porous Scaffold Design for Tissue Engineering Using Triply Periodic Minimal Surfaces, *International Journal of Precision Engineering and Manufacturing*, 13: (4) 527-537 (2012).
 44. Mullen, L., Stamp, R., C., Brooks, W., K., Jones, E., Sutcliffe, C., J., “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*, 89B: (2) 325-334 (2009).
 45. Arabnejad, S., Johnston, R., B., Pura, J., A., Singh, B., Tanzer, M., Pasini, D., “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 (2016).
 46. Ma, J., Ma, L., Wang, Z., Zhu, X., Wang, W., “The Use of 3D-Printed Titanium Mesh Tray in Treating Complex Comminuted Mandibular Fractures”, *Medicine*, 96: (27) 1-5 (2017).
 47. Sumida, T., Otawa, N., Kamata, Y., U., Kamakura, S., Mtsushita, T., Kitagaki, H., Mori, S., Sasaki, K., Fujibayashi, S., Takemoto, M., Yamaguchi, A., Sohmura, T., Nakamura, T., Mori, Y., “Custom-Made Titanium Devices as Membranes for Bone Augmentation in Implant Treatment: Clinical Application and The Comparison with Conventional Titanium Mesh”, *Journal of Cranio-Maxillo-Facial Surgery*, 43: (10) 2183-2188 (2015).
 48. Rana, M., Gellrich, M., M., Gellrich, N., C., “Customised Reconstruction of The Orbital Wall and Engineering of Selective Laser Melting (SLM) Core Implants”, *British Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 53: (2) 208-209 (2015).
 49. Wong, K., Kumta, S., Geel, N., V., Demol, J., “One-Step Reconstruction With a 3D-Printed, Biomechanically Evaluated Custom Implant After Complex Pelvic Tumor Resection”, *Computer Aided Surgery*, 20: (1) 14-23 (2015).
 50. Chen, J., Zhang, Z., Chen, X., Zhang, C., Zhang, G., Xu, Z., “Design and Manufacture of Customized Dental Implants by Using Reverse Engineering and Selective Laser Melting Technology, *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 112: (5) 1089-1095 (2014).

51. Mobbs, R., J., Coughlan, M., Thompson, R., Sutterlin, C., E., Phan, K., “The Utility Of 3d Printing for Surgical Planning and Patient-Specific Implant Design for Complex Spinal Pathologies: Case Report” *Journal of Neurosurgery Spine*, 26: (4) 513-518 (2017).
52. Han, Q., Qin, Y., Zou, Y., Wang, C., Bai, H., Yu, T., Huang, L., Wang, F., “Novel Exploration of 3D Printed Wrist Arthroplasty to Solve The Severe and Complicated Bone Defect of Wrist”, *Rapid Prototyping Journal*, 23: (3) 465-473 (2017).
53. Peto, M., Cedillo, E., Hernandez, A., Siller, H., R., “Structural Design Optimization of Knee Replacement Implants for Additive Manufacturing”, *Procedia Manufacturing*, 34: 574-583 (2019).
54. Hamid, K., Parekh, S., G., Adams, S., B., “Salvage of Severe Foot and Ankle Trauma With a 3D Printed Scaffold”, *Foot & Ankle International*, 37: (4) 433-439 (2016).
55. Anatoliy, P., Vadim, S., Igor, P., Evgenii, B., Dmitriy, M., “Additive Manufacturing of Individual Implants From Titanium Alloy”, *In Proceedings 25th Anniversary International Conference on Metallurgy and Materials*, Brno, 1504-1508 (2016).
56. Xu, X., Luo, D., Guo, C., Rong, Q., “A Custom-Made Temporomandibular Joint Prosthesis for Fabrication by Selective Laser Melting: Finite Element Analysis”, *Medical Engineering & Physics*, 46: 1-11 (2017).
57. Wang, Y., T., Huang, S., U., Fang, Y., T., Huang, S., C., Cheng, H., F., Chen, C., H., Wang, P., F., Lin, C., L., “Anatomical Thin Titanium Mesh Plate Structural Optimization for Zygomatic-Maxillary Complex Fracture Under Fatigue Testing” *BioMed Research International*, 2018: 1-7 (2018).
58. Stoffelen, D., V., C., Eraly, K., Debeer, P., “The Use of 3D Printing Technology in Reconstruction of a Severe Glenoid Defect: A Case Report With 2.5 Years of Follow-Up”, *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 24: (8) 218-222 (2015).
59. Liu, Y., Fan, Y., Jiang, X., Baur, D., A., “A Customized Fixation Plate With Novel Structure Designed By Topological Optimization for Mandibular Angle Fracture Based On Finite Element Analysis”, *Biomedical .Engineering*, 16: (131) 1-17 (2017).
60. Jia, D., Li, F., Zhang, C., Liu, K., Zhang, Y., “Design And Simulation Analysis of Lattice Bone Plate Based on Finite Element Method”, *Mechanics of Advanced Materials and Structures*, 1-11 (2019).

61. Wong, K., W., Wu, C., D., Cien, C., Lee, C., Yang, T., Lin, C., “Patient-Specific 3-Dimensional Printing Titanium Implant Biomechanical Evaluation for Complex Distal Femoral Open Fracture Reconstruction with Segmental Large Bone Defect: A Nonlinear Finite Element Analysis” *Applied Science*, 10: (12) 1-12 (2020).
62. Abate, K., M., Nazir, A., Chen, J., Jeng, J., “Design, Optimization, and Evaluation of Additively Manufactured Vintiles Cellular Structure for Acetabular Cup Implant”, *Processes*, 8: (25) 1-17 (2020).
63. Bartolomeu, F., Dourado, N., Pereira, F., Alves, N., Miranda, G., Silva, F., S., “Additive Manufactured Porous Biomaterials Targeting Orthopedic Implants: A Suitable Combination Of Mechanical, Physical and Topological Properties” *Material Science and Engineering :C*, 107: 1-13 (2020).
64. Kayacan, M., Y., “Mandibular Kemiğinin 3 Boyutlu Doğrudan Üretimi İçin, Tasarımda Kullanılan Kompleks Kafes Yapıların Topolojik Optimizasyonlarının İncelenmesi, *Süleyman Demirel Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü*, Isparta, 62-80 (2015).
65. Zhang, B., Pei, X., Zhou, C., Fan, Y., Jiang, Q., Ronca, A., D’amora, U., Chen, Y., Li, H., Sun, Y., Zhang, X., “The Biomimetic Design And 3D Printing of Customized Mechanical Properties Porous Ti6Al4V Scaffold for Load-Bearing Bone Reconstruction”, *Materials&Design*, 152: 30-39 (2018).
66. Soro, N., Attar, H., Wu, X., Dargusch, M., “Investigation of The Structure a"nd Mechanical Properties of Additively Manufactured Ti-6Al-4V Biomedical Scaffolds Designed with a Schwartz Primitive Unit-Cell”, *Material Science and Engineering: A*, 745: 195-202 (2019).
67. Zhao, L., Pei, X., Jiang, L., Hu, C., Sun, J., Xing, F., Zhou, C., Fan, Y., Zhang, X., “Bionic Design and 3D Printing Of Porous Titanium Alloy Scaffolds for Bone Tissue Repair”, *Composite Part B: Engineering*, 162: 154-161 (2019).
68. Bartolomeu, F., Faria, S., Carvalho, O., Pinto, E., Alves, N., Silva, F.S., Miranda, G., “Predictive Models for Physical and Mechanical Properties of Ti6Al4V Produced by Selective Laser Melting”, *Materials Science & Engineering A*, 663: 181-192, (2016).
69. Miranda, G., Faria, S., Bartolomeu, F., Pinto, E., Madeira, S., Mateus, A., Carreira, P., Alves, N., Silva, F., S., Carvalho, O., “Predictive Models for Physical and Mechanical Properties of 316L Stainless Steel Produced by Selective Laser Melting”, *Materials Science and Engineering: A*, 657: 43-56 (2016).
70. Aydın, D., S., Özsoy, A., L., Yıldırım, Ç., V., “Ti6al4v Alaşımının SLM Yöntemiyle Üretilmesinde Taguchi Metodu Kullanılarak Proses Parametrelerinin

Optimizasyonu”, *International Journal of Innovative Engineering Applications*, 6: (2) 230-236 (2022).

71. Enneti, R., K., “Effect of process parameters on the selective laser melting (SLM) of tungsten”, *International Journal of Refractory Metals & Hard Materials*, 71: 315-319, (2018).
72. Pal, S., Lojen, G., Gubeljak, N., Kokol, V., Drtsvenssek, I., “Melting, Fusion and Solidification Behaviors of Ti-6Al-4V Alloy In Selective Laser Melting at Different Scanning Speeds”, *Rapid Prototyping Journal*, 26: (7) 1209-1215, (2020).
73. Ilie, A., Ali, H., Mumtaz, K., “In-Built customised mechanical failure of 316L components fabricated using selective laser melting”, *Technologies*, 5: (9) 1-12 (2017).
74. Kobryn, P., A, Moore, E., H., Semiatin, S., L., “The effect of laser power and traverse speed on microstructure, porosity, and build height in laser-deposited Ti-6Al-4V”, *Scripta Materlia*, 43: (4) 299-305 (2000).
75. Wang, Z., Xiao, Z., Tse, Y., Huang, C., Zhang, W., “Optimization of processing parameters and establishment of a relationship between microstructure and mechanical properties of SLM titanium alloy”, *Optics & Laser Technology*, 112: 159-167 (2019).
76. Dutt, A., K., Bansal, G., K., Tripathy, S., Krishna, K., G., Chowdhury, S., G., “Optimization of selective laser melting (SLM) additive manufacturing process of 316L austenitic stainless steel”, *Transactions of the Indian Institute of Metals*, 76: 335-345 (2023).
77. Sun, C., Wang, Y., McMurtrey, M., M., Jerred, N., D., Liou, F., Li, J., “Additive manufacturing for energy: Review”, *Applied Energy*, 282: Part A 116041 (2021).
78. Kumar, R., Kumar, M., Chohan, J., S., “The role of additive manufacturing for biomedical applications: A critical review”, *Journal of Manufacturing Process*, 64: 828-850 (2021).
79. Vignesh, M., Kumar, G., R., Sathishkumar, M., Manikandan, M., Rajyalakshmi, G., Ramanujam, R., Arivazgahan, N., “Development of biomedical implants through additive manufacturing: A review”, *Journal of Materials Engineering and Performance*, 30: (7) 4735-4744 (2021).
80. Cho, H., R., Roh, T., S., Shim, K., W., Kim, Y., O., Lew, D., H., Yun, I., S., “Skull Reconstruction with Custom Made Three-Dimensional Titanium Implant”, *Archives of Craniofacial Surgery*, 16:1 11-16, (2015).

81. Mohammed, M., I., Fitzpatrick, A., P., Gibson I., “Customised Design of a Patient Specific 3D Printed Whole Mandible Implant”, *The International Conference on Design and Technology*, 104-111, (2017).
82. Ji, F., Zhang, C., Chen, X., “Structure Optimization of Porous Dental Implant Based on 3D Printing”, *The 5th International Conference on Mechanical Engineering, Materials Science and Civil Engineering*, 324 1-8, (2018).
83. Stoffelen, D., V., C., Eraly, K., Debeer, P., “The Use of 3D Printing Technology in Reconstruction of a Severe Glenoid Defect: A Case Report With 2.5 Years of Follow-Up”, *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 24: (8) 218-222 (2015).
84. Han, Q., Qin, Y., Zou, Y., Wang, C., Bai, H., Yu, T., Huang, L., Wang, F., “Novel Exploration of 3D Printed Wrist Arthroplasty to Solve The Severe and Complicated Bone Defect of Wrist”, *Rapid Prototyping Journal*, 23: (3) 465-473 (2017).
85. Abate, K., M., Nazir, A., Jeng, J., Y., “Design, Optimization, and Selective Laser Melting of Vin Tiles Cellular Structure-Based Hip Implant”, *The International Journal of Advanced Manufacturing Technology*, 112 2037-2050, (2021).
86. Pacurar, R., Berce, P., Petrilak, A., Nemeş, O., Borzan, C., Ş., M., Harnicarova, M., Pacurar, A., “Selective Laser Sintering of PA 2200 for Hip Implant Applications: Finite Element Analysis, Process Optimization, Morphological and Mechanical Characterization”, *Materials*, 14:15 1-19, (2021).
87. Pan, C., T., Lin, C., H., Huang, Y., K., Jang, J., S., C., Lin, H., K., Kuo, C., N., Lin, D., Y., Huang, J., C., “Design of Customize Interbody Fusion Cages of Ti64ELI with Gradient Porosity by Selective Laser Melting Process”, *Micromachines*, 12:3 1-20, (2021).
88. Goldsmith, I., Evans, P., L., Goodrum, H., Warbick-Smith, J., Bragg, T., “Chest Wall Reconstruction with an Anatomically Designed 3-D Printed Titanium Ribs and Hemi-Sternum Implant”, *3D Printing in Medicine*, 6:26 2-7, (2020).
89. Murr, L., E., Amato, K., N., Li, S., J., Tian, Y., X., Cheng, X., Y., Gaytan, S., M., Martinez, E., Shindo, P., W., Medina, F., Wicker, R., B., “Microstructure and Mechanical Properties of Open-Cellular Biomaterials Prototypes for Total Knee Replacement Implants Fabricated by Electron Beam Melting”, *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 4:7 1396-1411, (2011).
90. Guder, W., K., Hades, J., Nottrott M., Podleska L., E., Sreitbürger, A., “Highly Cancellous Titanium Alloy (TiAl6V4) Surfaces on Three-Dimensionally Printed, Custom-Made Intercalary Tibia Prostheses: Promising Short- to Intermediate-Term Results”, *Journal of Personalized Medicine*, 11:5 1-10 (2021).

91. Liverani, E., Fortunato, A., Leardini, A., Belvedere, C., Siegler, S., Ceschini, L., Ascari, A., Fabrication of Co–Cr–Mo Endoprosthetic Ankle Devices by means of Selective Laser Melting (SLM)”, *Materials & Design*, 106 60-68, (2016).
92. Aktitiz, İ., Aydın, K., Topçu, A., “Stereolitografi (SLA) Tekniği ile Basılan 3 Boyutlu Polimer Yapılarda İkincil Kürlenme Süresinin Mekanik Özelliklere Etkisi” *Çukurova Üniversitesi Mühendislik ve Mimarlık Fakültesi* 35:4 949-958, (2020).
93. Vidakis, N., Petousis, M., Velidakis, E., Mountakis, N., Tsikritsis, D., Gkagkanatsiou, A., Kanellopoulou, S., “Investigation, of the Biocidal Performance of Multi-Functional Resin/Copper Nanocomposites with Superior Mechanical Response in SLA 3D Printing”, *Biomimetics*, 7: 1 1-18, (2022).
94. Aydın, L., Küçük, S., “Üç Boyutlu Yazıcı ve Tarayıcı ile Hastaya Özel Medikal Ortez Tasarımı ve Geliştirilmesi”, *Journal of Polytechnic*, 20:1 1-8, (2017).
95. Melches, F., P.W., Feijen, J., Grijpma, D., W., “A review on stereolithography and its applications in biomedical engineering”, *Biomaterials*, 31: (24) 6121-6130 (2010).
96. Bozkurt, Y., Karayel, E., “3D printing technology; methods, biomedical, applications future opportunities and trends”, *Journal of Materials Research and Technology*, 14: 1430-1450 (2021).
97. Thrimurthulu, K., P., P., M., Pandey, P., M., & Reddy, N., V. (2004). Optimum Part Deposition Orientation in Fused Deposition Modeling, *International Journal of Machine Tools and Manufacture*, 44: 6 585-594, (2004).
98. Carneiro, O., S., Silva, A.F., Gomes, R., “Fused Deposition Modeling with Polypropylene”, *Materials&Design*, 83: 768-776, (2015).
99. Mohamed, O., A., Masood, S., H., Bhowmik, J., L., “Optimization of Fused Deposition Modelling Process Parameters: A Review of Current Research and Future Prospects”, *Advances in Manufacturing*, 3: 42-53 (2015).
100. Fina, F., Goyanes, A., Gaisford, S., Basit, A., “Selective Laser Sintering (SLS) 3D Printing Medicines”, *International Journal of Pharmaceutics*, 529: 1-2 285-293, (2017).
101. Eren, O., Sezer, K., “Lazer Eklenli Ergiyik Biriktirme (FDM) Yöntemiyle Kompozit Parça Üretimi”, *Uluslararası Bilim, Teknoloji Ve Sosyal Bilimlerde Güncel Gelişmeler Sempozyumu*, Ankara, (2019).

102. Gueche, Y., A., Sanchez-Ballester, N., M., Cailleaux, S., Bataille, B., Soulairol, I., “Selective Laser Sintering (SLS), a New Chapter in the Production of Solid Oral Forms (SOFs) by 3D Printing”, *Pharmaceutics*, 13:8 1-26, (2021).
103. Paul, R., Anad, S., “Process Energy Analysis and Optimization in Selective Laser Sintering”, *Journal of Manufacturing Systems*, 31:4 429-437, (2012).
104. Poyraz, Ö., Kuşhan, M., C., “Investigation of the effect of different process parameters for laser additive manufacturing metals”, *Journal of the Faculty of Engineering and Architecture of Gazi University*, 33:2 729-742, (2018).
105. Louvis, E., Fox, P., Sutcliffe, C., J., “Selective laser melting of aluminum components”, *Journal of Materials Processing Technology*, 211:2 275-284, (2011).
106. Chen, D., Wang, P., Pan, R., Zha, C., Fan, J., Kong, S., Li, N., Li, J., Zeng, Z., “Research on in situ monitoring of selective laser melting: a state of the art review”, *The International Journal of Advanced Manufacturing Technology*, 113: 3121-3138, (2021).
107. J., Haolin, Sun, H., Wang, H., Wu, Y., Eang, H., “Scanning strategy in selective laser melting (SLM): a review”, *The International Journal of Advanced Manufacturing Technology Volume*, 113: 2413-2435, (2021).
108. Ergene, B., “Simulation of the production of inconel 718 and Ti6Al4v biomedical parts with different relative densities by selective laser melting (SLM) method”, *Journal of the Faculty of Engineering and Architecture of Gazi University*, 37:1 469-484, (2022).
109. Savio, D., Bagnò, A., “When the total hip replacement fails: A review on the stress-shielding effect”, *Process*, 10:3 1-17, (2022).
110. Burchard, R., Graw, J., A., Soost, C., Schmitt, J., “Stress shielding effect after total hip arthroplasty varies between combinations of stem design and stiffness- a comparing biomechanical finite element analysis”, *International Orthopaedics*, 47 1981-1987, (2023).
111. Tonelli, L., Fortunato, A., Cescehini, L., “CoCr alloy processed by selective laser melting (SLM): effect of Laser Energy Density on microstructure, surface morphology, and hardness”, *Journal of Manufacturing Processes*, 52: 106-119, (2020).
112. Li, C., Liu, D., Liu, G., Liu, S., J., X., Bai, Y., “Surface characteristics enhancement and morphology evolution of selective-laser-melting (SLM) fabricated stainless steel 316L by laser polishing”, *Optics and Laser Technology*, 162:109246 1-15, (2023).

113. Kruth, J., P., Levy, G., Klocke, F., Childs, T.H.C., “Consolidation phenomena in laser and powder-bed based layered manufacturing”, *CIRP Annals*, 56:2 730-759, (2007).
114. Roudnicka, M., Bigas, J., Vojtech, D., “Tuning porosity and mechanical properties of Ti6Al4V alloy additive manufactured by SLM”, *Key Engineering Materials*, 865 1-5, (2020).
115. Koutiri, I., Pessard, E., Peyre, P., Amlou, O., Terris, T., “Influence of SLM process parameters on the surface finish, porosity rate and fatigue behavior of as-built inconel 625 parts”, *Journal of Materials Processing Technology*, 255 536-546, (2018).
116. Qiu, C., Panwisawas, C., Ward, M., Basoalto, H., C., Brooks, J., W., Attallah, M., M., “On the role of melt flow into the surface structure and porosity development during selective laser melting”, *Acta Materialia*, 96 72-79, (2015).
117. Feng, B., Wang, C., Zhang, Q., Ren, Y., Cui, L., Yang, Q., Hao, S., “Effect of laser hatch spacing on the pore defects, phase transformation and properties of selective laser melting fabricated NiTi shape memory alloys”, *Materials Science and Engineering: A*, 840:142965 1-9, (2022).
118. Jia, H., Sun, H., Wang, H., Wu, Y., Wang, H., “Scanning strategy in selective laser melting (SLM): a review”, *The International Journal of Manufacturing Technology*, 113 2413-2435, (2021).
119. Aboulkhair, N., T., Everitt, N., M., Ashcroft, I., Tuck, C., “Reducing porosity in AlSi10Mg parts processed by selective laser melting”, *Additive Manufacturing*, 1-4 77-86, (2014).
120. Elsayed, M., Ghazy, M., Youssef, Y., Essa, K., “Optimization of SLM process parameters for Ti6Al4V medical implants”, *Rapid Prototyping Journal*, 25:3 433-447, (2018).
121. Yavuz, İ., “Metalik köpük malzemeler ve uygulama alanları”, *Taşıt Teknolojileri Elektronik Dergisi*, 2:1 49-58, (2010).
122. Chen, L., Y., Liang, S., X., Liu, Y., Zhang, L., C., “Additive manufacturing of metallic lattice structures: Unconstrained design, accurate fabrication, fascinated performances, and challenges”, *Materials Science and Engineering : R: Reports*, 146: 100648 1-56, (2021).
123. Tao, W., Leu, M., C., “Design of lattice structure for additive manufacturing”, *Proceedings of ISFA2016 International Symposium on Flexible Automation*, 325-332, (2016).

124. Chen, H., Han, Q., Wang, C., Liu, Y., Chen, B., Wang, J., “Porous Scaffold Design for Additive Manufacturing in Orthopedics: A Review”, *Frontiers in Bioengineering Biotechnology*, 8:609 1-20, (2020).
125. Yan, C., Hao, L., Hussein, A., Young, P., Raymont, D., “Advanced Lightweight 316L Stainless Steel Cellular Lattice Structures Fabricated via Selective Laser Melting”, *Materials and Design*, 55 533-541, (2014).
126. Zadpoor, A., “Bone Tissue Regeneration: The Role of Scaffold Geometry”, *Biomaterials Science*, 3:2 231-245, (2015).
127. Maconachie, T., Leary, M., Lazzonovski, B., Zhang, X., Qian, M., Faruque, O., Brandt, M., “SLM lattice structures: Properties, performance, applications and challenges” *Materials and Design*, 183:108137 1-18, (2019).
128. Benedetti, M., Plessis, A., Ritchie, R., O., Dallago, M., Razavi, S., M., J., Berto, F., “Architected Cellular Materials: A Review on Their Mechanical Properties Towards Fatigue-Tolerant Design and Fabrication”, *Materials Science & Engineering*, 144 1-40, (2021).
129. Zargarian, A., Esfahian, F., Kadkhodapour, J., Ziaei-Rad, S., Zamani, D., “On The Fatigue Behavior of Additive Manufactured Lattice Structures”, *Theoretical and Applied Fracture Mechanics*, 100: 225-232 (2019).
130. Deshpande, V., S., Ashby, M., F., Fleck, A., “Foam Topology Bending Versus Stretching Dominated Architectures”, *Acta Materialia*, 49: (6) 1035-1040, (2001).
131. Deshpande, V., S., Fleck, A., Ashby, M., “Effective Properties of the Octet-truss Lattice Material, *Journal of the Mechanics and Physics of Solids*, 49: (8) 1747-1769, (2001).
132. Leary, M., Mazur., Elambasseril, J., Mcmillian, M., Chirent, T., Sun, Y., Qian, M., Easton, M., Brandt, M., “Selective Laser Melting (SLM) of AlSi12Mg Lattice Structures”, *Materials&Design*, 98: 344-357, (2016).
133. Alomar, Z., Concli, F., “A Review of the Selective Laser Melting Lattice Structures and Their Numerical Models”, *Advanced Engineering Materials*, 22: (12) 1-17, (2020).
134. Ashby, M., F., “The Properties of Foams and Lattices”, *Philosophical Transactions Royal Society A*, 364: (1838) 15-30 (2006).
135. Yang, L., Yan, C., Han, C., Chen, P., Yang, S., Shi, Y., “Mechanical Response of a Triply Periodic Minimal Surface Cellular Structures Manufactured by Selective

- Laser Melting, *International Journal of Mechanical Sciences*, 148: 149-157, (2018).
136. Liang, H., Ynag, Y., Xie, D., Li, L., Mao, N., Wang, C., Tian, Z., Jiang, Q., Shen, L., “Trabecular-like Ti-6Al-4V Scaffolds F-for Orthopedic: Fabrication by Selective Laser Melting and in Vitro Biocompatibility”, *Journal of Materials Science&Technology*, 35: (7) 1284-1297, (2019).
137. Zhang, J., Song, B., Yang, L., Liu, R., Zhang, L., Shi, Y., “Microstructure Evolution and Mechanical Properties of TiB/Ti6Al4V Gradient-Material Lattice Structure Fabricated by Laser Powder Bed Fusion”, *Composites Part B: Engineering*, 202: 1-13, (2020).
138. Vrancken, B., Thijs, L., Kruth, J., Humbeeck, J., V., “Heat Treatment of Ti6Al4v Produced By Selective Laser Melting: Microstructure And Mechanical Properties”, *Journal of Alloys and Compounds*, 541 177-185, (2012).
139. Zhang, Y., Attarilar, S., Wang, L., Lu, W., Yang, J., Fu, Y., “A Review on Design and Mechanical Properties of Additively Manufactured NiTi Implants for Orthopedic Applications”, *International Journal of Bioprinting*, 7:2 15-42, (2021).
140. Balcı, A., Küçükaltun, F., Aycan, M., F., Usta, Y., Demir, T., “Reproducibility of Replicated Trabecular Bone Structures from Ti6Al4V Extralow Interstitials Powder by Selective Laser Melting”, *Arabian Journal for Science and Engineering*, 46: 2527–2541, (2021).
141. Li, Y., Shi, J., Jahr, H., Zhou, J., Zadpoor, A., A., Wang, L., “Improving the Mechanical Properties of Additively Manufactured Micro-Architected Biodegradable Metals”, *Micro-Architected Biodegradable Metals*, 73:12 4188-4198, (2021).
142. Tshephe, T., S., Akinwamide, S., O., Olevsky, E., Olubambi, P., A., “Additive manufacturing of titanium-based alloys- A review of methods, properties, challenges, and prospects”, *Heliyon*, 8: (3) 1-20, (2022).
143. Yağmur, S., Pul, M., “Ti-6Al-4V titanyum alaşımının delinmesinde ön delik uygulamasının işlenebilirliğe etkisinin incelenmesi”, *Uluslararası Mühendislik Araştırma ve Geliştirme Dergisi*, 13: (1) 170-177, (2021).
144. Christoph Leyens, Manfred Peters, “Titanium and Titanium Alloys”, *WILEY-VCH Verlag GmbH & Co. KGaA*, Darmstadt, 1-40, (2003).
145. Zhechao, F., Hongwei, F., “Study on selective laser melting and heat treatment of Ti-6Al-4V alloy”, *Results in Physics*, 10 660-664, (2018).

146. Akdaş, Y., F., “Termal oksidasyon yöntemi ile CP-Ti ve Ti6Al4V alaşımının yüzey modifikasyonu” Yüksek Lisans Tezi, *İstanbul Teknik Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü*, İstanbul, (2006).
147. Liu, S., Shin, Y., C., “Additive manufacturing of Ti6Al4V alloy: A review”, *Materials&Design*, 164:107552, 1-22, (2019).
148. Tamayo, J., A., Riascos, M., Vargas, C., A., Baena, L., M., “Additive manufacturing of Ti6Al4V alloy via electron beam melting for the development of implants for biomedical industry”, *Heliyon*, 7:(5) 1-26, (2021).
149. Günyüz, M., Uğurlu, F., Çavuş, O., Baydoğan, M., Şener, C., Çimenoğlu, H., “Mikro ark oksidasyon işlemi uygulanmış Ti6Al4V alaşımlarının in-vivo biyoyumluluk özelliklerinin incelenmesi”, *Mühendis ve Makine*, 51:(600) 11-15, (2009).
150. Yan, C., Hao, L., Hussein, A., Young, P., Raymont, D., “Advanced Lightweight 316L Stainless Steel Cellular Lattice Structures Fabricated via Selective Laser Melting”, *Materials&Design*, 55: 533-541 (2014).
151. Zadpoor, A., “Bone Tissue Regeneration: The Role of Scaffold Geometry”, *Biomaterials Science*, 3: (2) 231-245 (2015).
152. Chen, H., Han, Q., Wang, C., Liu, Y., Chen, B., Wang, J., “Porous Scaffold Design for Additive Manufacturing in Orthopedics: A Review”, *Frontiers in Bioengineering and Biotechnology*, 8: (609) 1-20 (2020).
153. Leary, M., Mazur, M., Williams, H., Yang, E., Alghamdi, A., Lazanovski, B., “Inconel 625 Lattice Structures Manufactured by Selective Laser Melting (SLM): Mechanical Properties, Deformation and Failure Modes” *Materials and Design*, 157: 179-199 (2018).
154. Mazur, M., Leary, M., Sun, S., Vcelka, M., Shidid, D., Brandt, M., “Deformation and Failure Behaviour of Ti-6al-4v Lattice Structures Manufactured by Selective Laser Melting (SLM)”, *The International Journal of Advanced Manufacturing Technology*, 84: 1391-1411 (2016).
155. <https://pdf.medicaexpo.com/pdf/depuy-synthes/synfix-lr-system/79814-210949.html> (Son erişim tarihi: 05.06.2023).
156. <https://www.macromed.co.uk/wp-content/uploads/2015/06/EIT-ALIF-brochure.pdf> (Son erişim tarihi: 05.06.2023).
157. https://www.conmed.com//media/conmed/documents/literature/20191579_enhance-wedges-brochure-update_lr.ashx (Son erişim tarihi: 05.06.2023).

158. Chen, Y., Frith, J., E., Manshadi, A., D., Attar, H., Kent, D., Soro, N.D.M., Bermingham, M., J., Dargusch, M., S., “Mechanical properties and biocompatibility of porous titanium scaffolds for bone tissue”, *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 75: 169-174, (2017).
159. Imwinkelried, T., “Mechanical Properties of Open-Pore Titanium Foam”, *Journal of Biomedical Materials Research*, 81A: (4) 964-970 (2007).
160. Arifvianto, B., Zhou, J.,” Fabrication of Metallic Biomedical Scaffolds with the Space Holder Method: A Review”, *Materials*, 7: (5) 3588-3622 (2014).
161. Ran, Q., Yang, W., Hu, Y., Shen, X., Yu, Y., Xiang, Y., Cai, K., “Osteogenesis Of 3d Printed Porous Ti6Al4V Implants With Different Pore Sizes”, *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials* 84: 1-11, (2018).
162. Wu, S., Li, Y., Zhang, Y., L. X., Yuan, C., Hao, Y., Zhang, Z., Guo, Z., “Porous Titanium-6 Aluminum-4 Vanadium Cage Has Better Osseointegration and Less Micromotion Than a Poly-Ether-Ether-Ketone Cage in Sheep Vertebral Fusion”, *Artificial Organs*, 37(12): 191-201, (2013).
163. Saghaian, S., Amerinatanzi, A., Moghaddam, N., Majumdar, A., Nematollahi, M., Saedi, S., Elahinia, M., Karaca, H., “Mechanical and Shape Memory Properties of Triply Periodic Minimal Surface (Tpms) Niti Structures Fabricated by Selective Laser Melting”, *Biology, Engineering and Medicine*, 3 (5): 1-7, (2018).
164. Peck, J., H., Kavlock, K., D., Showalter, B., L., Ferrell, B., M., Peck, D., G., Dmitriev, A., E., “Mechanical Performance of Lumbar Intervertebral Body Fusion Devices: An Analysis of Data Submitted to the Food Drug Administration”, *Journal of Biomechanics*, 78: 87-93, (2018).
165. Yang, L., Yan, C., Han, C., Chen, P., Yang, S., Shi, Y., Mechanical Response of a Triply Periodic Minimal Surface Cellular Structures Manufactured by Selective Laser Melting, *International Journal of Mechanical Sciences* 148: 149–157, (2018).
166. Dumas, M., Terriault, P., Brailovski, V., “Modelling and Characterization of a Porosity Graded Lattice Structure for Additively Manufactured Biomaterials”, *Materials and Design*, 121: 383-392, (2017).
167. Maconachie, T., Leary, M., Lozanovski, B., Zhang, X., Qian, M., Faruque, O., Brandt, M. 2019. “SLM lattice structures: Properties, Performance, Applications and Challenges”, *Materials and Design*, 183: 108-137, (2019).
168. Zaharin, H., A., Rani, A., M., A., Azam, F., Ginta, T., Sallih, N., Ahmad, A., Yunus, N., A., Zulkifli, T., Z., A., “Effect of Unit Cell Type and Pore Size on

- Porosity and Mechanical Behavior of Additively Manufactured Ti6Al4V Scaffolds”, *Materials*, 11: (12), (2018).
169. Jonkers, N., Van Dijk, W., J., Vonk, N., H., Van Dommenlen, J., A., W., Geers, M., G., D., “Anisotropic mechanical properties of selective laser sintered starch-based food”, *Journal Food Engineering*, 318: 110890 1-10, (2022).
170. Dilip, J., S., S., Zhang, S., Teng, C., Zeng, K., Robinson, C., Pal, D., Stucker, B., “Influence of processing parameters on the evolution of melt pool, porosity, and microstructures in Ti-6Al-4V alloy parts fabricated by selective laser melting” *Progress Additive Manufacturing*, 2: 157-167 (2017).
171. Hanzl, P., Zetek, M., Baksa, T., Kroupa, T., “The influence of processing parameters on the mechanical properties of SLM parts”, *Procedia*, 100: 1405-1413, (2015).
172. Siyambaş, Y., Turgut, Y., “Defects, mechanical properties and surface roughness of AlSi10Mg alloy parts produced by selective laser melting (SLM) method-a review”, *Gazi Üniversitesi Fen Bilimleri Dergisi Part C: Tasarım ve Teknoloji*, 10:(2) 368-390, (2020).
173. Matras, A., “Research and optimization of surface roughness in milling of SLM semi-finished parts manufactured by using different laser scanning speed”, *Materials*, 13:(1) 1-10, (2020).
174. Dong, Z., Liu, Y., Wen, W., Ge, J., Liang, J., “Effect of hatch spacing on melt pool and as-built quality during selective laser melting of stainless steel: Modeling and experiment approaches”, *Materials*, 12:(1) 1-15, (2019).
175. Hacısalihoğlu, I., Yıldız, F., Çelik, A., “The effects of build orientation and hatch spacing on mechanical properties of medical Ti-6Al-4V alloy manufactured by selective laser melting”, *Materials Science & Engineering A*, 802: 140649 1-9, (2021).
176. Khorasani, A., M., Gibson, I., Ghader, A., Mohammed, M., I., “Investigation on the effect of heat treatment and process parameters on the tensile behaviour of SLM Ti-6Al-4V parts”, *The International Journal of Advanced Manufacturing Technology*, 101: 3183-3197, (2019).
177. Zhang, S., Wei, Q., Cheng, L., Li, S., Shi, S., “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, (2014).
178. Kayacan, M., C., Delikanlı, Y., E., Duman, B., Özsoy, K., “Ti6Al4V toz alaşımı kullanılarak SLS ile üretilen geçişli (değişken) gözenekli numunelerin mekanik

- özelliklerinin incelenmesi”, *Journal of Faculty of Engineering and Architecture*, 33: (1) 127-143, (2018).
179. Nguyen, D., S., Park, H., S., Lee, C., M., “Optimization of selective laser melting process parameters for Ti-6Al-4V alloy manufacturing using deep learning”, *Journal of Manufacturing Process*, 55: 230-235, (2020).
180. Li, J., Hu, J., Cao, L., Wang, S., Liu, H., Zhou, Q., “Multi-objective process parameters optimization of SLM using the ensemble of metamodels”, *Journal of Manufacturing Process*, 68: Part A 198-209, (2021).
181. Khaimovich, A., I., Stepanenko, I., S., Smelov, V., G., “Optimization of selective laser melting by evaluation method of multiple quality characteristics”, *IOP Conference Series: Materials Science and Engineering, ATECS 2017*, Samara, 1-7, (2017).
182. Oyesola, M., Mpofu, K., Mathe, N., Fatoba, S., Hoosain, S., Daniyen, I., “Optimization of selective laser melting process parameters for surface quality performance of the fabricated Ti6Al4V”, *The International Journal of Advanced Manufacturing Technology*, 114: 1585-1599, (2021).
183. Günay, M., AISI 316L çeliğinin işlenmesinde takım radyüsü ve kesme parametrelerinin Taguchi yöntemiyle optimizasyonu”, *Gazi Üniversitesi Mühendislik ve Mimarlık Fakültesi Dergisi*, 28:(3) 437-444, (2013).
184. Soro, N., Brassart, L., Chen, Y., Veidt, M., Attar, H., Dargusch, M., S., “Finite element analysis of porous commercially pure titanium for biomedical implant”, *Materials Science and Engineering: A*, 725: 43-50, (2018).
185. Soro, N., Brodie, E., G., Abdal-hay, A., Alali, A., Q., Kent, D., Dargusch, M., S., “Additive manufacturing of biomimetic Titanium-Tantalum lattices for biomedical implant applications”, *Materials & Design*, 218: 110688 1-14, (2022).
186. Parhasarathy, J., Starly, B., Raman, S., “A design for the additive manufacture of functionally graded porous structures with tailored mechanical properties for biomedical applications”, *Journal of Manufacturing Process*, 13: (2) 160-170, (2011).
187. Gonzalez, G., J., Q., Nuno, N., “Finite element modelling of manufacturing irregularities of porous materials”, *Biomaterials and Biomechanics in Bioengineering*, 3:(1) 1-14, (2016).
188. Campoli, G., Borleffs, M., S., Yavari, S., A., Wauthle, H., Weinans, H., Zadpoor, A., A., A., “Mechanical properties of open-cell metallic biomaterials manufactured using additive manufacturing”, *Materials & Design*, 49: 957-965, (2013).

189. Mercelis, P., Kruth, J. P., “Residual stresses in selective laser sintering and selective laser melting”, *Rapid Prototyping*, 12:(5) 254-265, (2006).
190. Dongdong Gu, “Laser additive manufacturing of high-performance materials”, *Springer Berlin Heidelberg*, Berlin, (2015).

ÖZGEÇMİŞ

Tolga MERAL, lisans eğitimini Karabük Üniversitesi Makine Mühendisliği bölümünde tamamlayıp 2015 yılında mezun oldu. Yüksek lisans eğitimini de aynı üniversitede Lisansüstü Eğitim Enstitüsü Makine Mühendisliği Anabilim Dalı'nda 2018 yılında tamamlamıştır. Aynı yıl Makine Mühendisliği Anabilim Dalı'nda Doktora eğitimine başlamış olup halen devam etmektedir. 2019 yılında Bursa Uludağ Üniversitesi Teknik Bilimler Meslek Yüksekokulu'nda öğretim görevlisi olarak göreve başlamış ve bu görevine devam etmektedir.

Tezden Yayınlar

Gunay, M., Meral, T., “Biomedical Applications with Multiscale Structures Produced by Additive Manufacturing”, *Journal of Molecular and Engineering Materials*, <https://doi.org/10.1142/S2251237324300043>, (2024).

Meral, T., Günay, M., “TPMS Yapılı Biomedikal İmplantın Tasarımı ve SLM ile Üretimi”, *8. Uluslararası Palandöken Bilimsel Çalışmalar Kongresi*, Erzurum, 9-10 Mart 36-46, (2024).

Meral, T., Özmen, R., Günay, M., Korkmaz, M. E., Gupta, M. K., “Design and Analysis of Wedge Type Implant with Optimum Young's Modulus Using Finite Element Analysis for Additive Manufacturing Applications”, *Rapid Prototyping*, (*Hakem değerlendirmesinde*).